

การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากระบบสร้างภาพตัดขวางจากรังสีเอ็กซ์
ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างแบบจำลองสามมิติของกะโหลกศีรษะมนุษย์

นายพิรพงษ์ วงษ์กรรวา

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์และสารสนเทศ

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ปีการศึกษา 2549

ลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ชื่อ : นายพีรพงษ์ วงษ์กรรวเรช
ชื่อวิทยานิพนธ์ : การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากระบบสร้างภาพตัดขวาง
จากรังสีเอกซ์ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างแบบจำลองสามมิติ
ของกะโหลกศีรษะมนุษย์
สาขาวิชา : วิทยาการคอมพิวเตอร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ : รองศาสตราจารย์สมชาติ รุ่งเรืองสรการ
ปีการศึกษา : 2549

บทคัดย่อ

ในการสร้างแบบจำลอง เพื่อศึกษาผลกระทบของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีผลต่อศีรษะมนุษย์ วิธีการหนึ่งคือใช้ภาพตัดขวาง CT มาช่วยวิเคราะห์ แต่ละภาพ CT ที่ได้มานี้จำเป็นต้องทำการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพอย่างถูกต้อง วิทยานิพนธ์นี้ประกอบด้วย 2 ส่วน ส่วนแรกคือการนำการวิเคราะห์ด้วยวิธี Threshold มาทำการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกออกจากภาพ CT โดยเปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกของภาพระหว่างค่า Threshold ที่ได้จากค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนักกับค่า Threshold ที่ได้จากผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนักกับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานถ่วงน้ำหนัก ความถูกต้องจะเปรียบเทียบกับผลการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญ ในส่วนที่ 2 คือการสร้างฐานข้อมูลกะโหลกศีรษะ ด้วยฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต เพื่อเก็บจุดภาพกะโหลกศีรษะและนำไปแสดงผลในรูปแบบ 3 มิติ

(วิทยานิพนธ์มีจำนวนทั้งสิ้น 62 หน้า)

คำสำคัญ : การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ, ฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

Name : Mr.Peerapong Vongkornvoravej
Thesis Title : Segmentation of Medical Images from Computerized Tomography
to Create a 3-Dimensional Model of Human Skull
Major Field : Computer Science
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok
Thesis Advisor : Associate Professor Somchart Roongruangsorakarn
Academic Year : 2006

Abstract

In order to construct model, to study of effects of EM wave on human head can use Transversal CT image to analysis. Each transversal CT images have to divided correctly into segment. This thesis consists of two parts, first part is using Threshold method to divide the skull parts and leave them out of transversal CT image, then compare the segments of skull between Threshold value that gained from weighted arithmetic mean with Threshold value which gained from the difference arithmetic is weighted with standard deviation. These values must be compared with the component of images by the professionals. According to part two, it is construction of database of skull by geometry data for keeping the point of skull images and presenting in 3D model

(Total 62 pages)

Keywords : Segmentation, Geometry Database

Advisor

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอพระคุณอาจารย์ รองศาสตราจารย์ สมชาติ รุ่งเรืองสรการ อาจารย์ไกรสร ไชยชาวงค์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. เยาวดี เต็มธนา เต็มธนาภัทร์ ที่กรุณาให้คำปรึกษา ข้อเสนอแนะ และ เสียสละเวลาอันมีค่าให้ความช่วยเหลือในทุกๆด้าน เป็นอย่างดี ผู้วิจัยสำนึกในบุญคุณเป็นอย่างสูง หากผู้วิจัยทำสิ่งให้เป็นที่ไม่ถูกใจกับท่านอาจารย์ ผู้วิจัยขอกราบขออภัยไว้ ณ. ที่นี้ด้วย

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อสุรพงษ์ วงษ์กรรวรเวช และคุณแม่บุญนาถ วงษ์กรรวรเวช และ พี่ๆที่ช่วยเหลือ สนับสนุนและให้กำลังใจมาโดยตลอด ขอขอบคุณ เกสัชหญิง พรทิพย์ บุญชัยพานิช วัฒนา และนายแพทย์ สรายุทธ์ บุญชัยพานิชวัฒนา ที่ช่วยประสานงานเรื่องผู้เชี่ยวชาญด้านรังสี วิทยา แพทย์หญิงชนัญฐ์ชิดา ถิลาศิริวงศ์ รังสีแพทย์ ผู้สละเวลาในการช่วยทำงานวิเคราะห์ภาพให้ ลุล่วงไปได้ด้วยดี ขอขอบคุณ คุณวิชชุพงศ์ โสทัยม ที่ให้ความช่วยเหลือและให้คำปรึกษาในเรื่อง โปรแกรม ขอขอบคุณ คุณอรรถพล แวงโสธรณ์ คุณอำนาจ สาทสิทธิ์ คุณกฤษณะ สิพนมวัน คุณลลิตา น้าประสานไทย และพี่ เพื่อน น้อง MCS ทุกท่านที่ให้คำแนะนำในทุกๆเรื่อง

พริพงษ์ วงษ์กรรวรเวช

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญภาพ	ซ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	2
1.3 ขอบเขตการวิจัย	2
1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการ	2
1.5 ประโยชน์ของการวิจัย	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
2.2 การแปลงภาพให้เป็นภาพเชิงดิจิทัล	3
2.3 ภาพและความหมายของจุดภาพ	6
2.4 ฮิสโทแกรม	7
2.5 ค่า CT Number	8
2.6 นิยาม	10
2.7 การแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพ	11
2.8 การหาค่าเฉลี่ย	13
2.9 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	14
2.10 การถ่วงน้ำหนัก	15
2.11 ตัวอย่างแบบจำลองศีรษะมนุษย์	16
2.12 ฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต	17
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย	20
3.1 การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ	21
3.2 ฐานข้อมูล	24
3.3 การแสดงผล	25

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ผลการทดลอง	27
4.1 รายละเอียดของระบบที่ใช้	28
4.2 การสุ่มภาพ CT	28
4.3 การแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพโดยผู้เชี่ยวชาญ	29
4.4 การคำนวณหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean: $\bar{x}_i$) และ คำนวณหาค่าเบี่ยงเบน (Standard deviation: σ_i)	32
4.5 การหาค่า Threshold การนำค่า Threshold ไปทำการแบ่งย่อย ส่วนประกอบของภาพและเปรียบเทียบผล	32
4.6 การวิเคราะห์ผล	36
4.7 บันทึกข้อมูลลงฐานข้อมูล	51
4.8 การแสดงผล	51
บทที่ 5 สรุปข้อวิจัยและเสนอแนะ	55
5.1 สรุปผลการวิจัย	55
5.2 ข้อเสนอแนะ	55
เอกสารอ้างอิง	56
ภาคผนวก ก	58
ตัวอย่างคำสั่งการใช้งานฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต	58
ประวัติผู้วิจัย	62

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2-1 เลขค่าเฉลี่ย CT Number กับ เนื้อเยื่อ	9
4-1 รายละเอียดของระบบที่ใช้พัฒนา	28
4-2 ค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	32
4-3 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของ T_1 และ T_2	36
4-4 ลำดับคุณภาพ และความเข้มของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วน ประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 1	38
4-5 ลำดับคุณภาพและความเข้มของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วน ประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 22	42
4-6 ลำดับคุณภาพและความเข้มของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วน ประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 31	46
4-7 ลำดับและความเข้มของจุดภาพบริเวณภายในกะโหลกของที่ผ่านการ แบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะจากผู้เชี่ยวชาญที่มีความเข้มใกล้เคียงกับ บริเวณขอบของกะโหลกศีรษะชั้นที่ในชั้นที่ 31	49
4-8 ข้อมูลใน ตาราง tbl_organ จากฐานข้อมูล	51
4-9 ข้อมูลใน ตาราง tbl_pixel จากฐานข้อมูล	51

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2-1 โทโมกราฟี	4
2-2 แอ็กเซียลโทโมกราฟี	5
2-3 ตัวอย่างภาพ CT	6
2-4 ตำแหน่งของจุดภาพ	6
2-5 เมตริกซ์ของจุดภาพ	7
2-6 กราฟฮิสโทแกรม	8
2-7 ค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้น ค่า CT number และความสว่างของเนื้อเยื่อบางชนิดในร่างกายของมนุษย์	10
2-8 กราฟฮิสโทแกรม แกน x คือค่าความเข้ม แกน y คือ จำนวนจุดภาพ	12
2-9 ภาพถ่ายตัดขวางเปรียบเทียบเค้าโครงกะโหลกศีรษะมนุษย์	17
2-10 ลำดับชั้นเรขาคณิต	18
3-1 ภาพรวมของระบบ	16
3-2 ขอบเขตและตำแหน่งของภาพ CT แต่ละชั้นบนศีรษะ โดยเรียงลำดับจากบนลงล่าง	17
3-3 ภาพ CT ในชั้นที่ 1	20
3-4 แผนภาพแสดงการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากผู้เชี่ยวชาญ	22
3-5 รายละเอียดโครงสร้างแบบจำลอง Voxel-Based 3 มิติ โดยมีภาพที่ CT ผ่านการแยกย่อยส่วนประกอบอยู่ใน	25
3-6 แผนภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลเชิงกายภาพ (ER-Diagram - Physical view PK Primary Key, FK Foreign Key)	25
3-7 ขั้นตอนการดึงข้อมูลจากฐานข้อมูล	26
4-1 ภาพ CT ต้นแบบ	28
4-2 ภาพ CT ที่ถูกสุ่มขึ้นมา แถวที่ 1 ภาพชั้นที่ 1, 15, 22 แถวที่ 2 ภาพชั้นที่ 24,27 และ 32	28
4-3 เปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกของภาพชั้นที่ 1	29
4-4 เปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกของภาพชั้นที่ 31	30
4-5 เปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกของภาพชั้นที่ 31	31

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
4-6 ตัวอย่างภาพ CT หลังทำการแบ่งย่อยภาพด้วยค่า Threshold = 231 แถวที่ 1 ภาพชั้นที่ 6 15 21 แถวที่ 2 ภาพชั้นที่ 24 28 และ 32	33
4-7 ตัวอย่างภาพ CT หลังทำการแบ่งย่อยภาพด้วยค่า Threshold = 171 แถวที่ 1 ภาพชั้นที่ 6 15 21 แถวที่ 2 ภาพชั้นที่ 24 28 และ 32	34
4-8 ผลต่างของการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยค่า Threshold กับการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญ ในชั้นที่ 15	33
4-9 ผลต่างของการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยค่า Threshold กับการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญ ในชั้นที่ 24	35
4-10 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่า Threshold T1 และ T2 กับภาพที่ถูกสุ่ม แกน x คือชั้นของภาพ แกน y คือค่าความผิดพลาด	36
4-11 ภาพ CT ในชั้นที่ 1 ที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยวิธีต่างๆ	37
4-12 กราฟฮิสโทแกรม แจกแจงความถี่ภาพ CT ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 1	39
4-13 ภาพ CT ชั้นที่ 1 ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญและเปลี่ยนจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 เป็นสีแดง	40
4-14 ภาพ CT ในชั้นที่ 1 ที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยวิธีต่างๆ	41
4-15 กราฟฮิสโทแกรม แจกแจงความถี่ภาพ CT ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 22	43
4-16 ภาพ CT ชั้นที่ 22 ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญและเปลี่ยนจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 เป็นสีแดง	44
4-17 ภาพ CT ในชั้นที่ 1 ที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยวิธีต่างๆ	45
4-18 กราฟฮิสโทแกรม แจกแจงความถี่ภาพ CT ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 31 ส่วนของความเข้มอื่นๆ ได้ชัดเจนขึ้น	47
4-19 ภาพ CT ชั้นที่ 31 ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญและเปลี่ยนจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 เป็นสีแดง	48
4-20 จุดภาพภายในกะโหลกศีรษะที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะจากผู้เชี่ยวชาญที่มีความเข้มใกล้เคียงกับบริเวณขอบของกะโหลกศีรษะ	49

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่		หน้า
4-21	กราฟฮิสโทแกรมแจกแจงความถี่จุดภาพบริเวณภายในกะโหลกของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะจากผู้เชี่ยวชาญที่มีความเข้มใกล้เคียงกับบริเวณขอบของกะโหลกศีรษะชั้นที่ในชั้นที่ 31	50
4-22	แม่แบบขนาด 512x512 จุดภาพ 65x65 จุดลงบนภาพ	52
4-23	ตัวอย่างข้อมูลที่ได้ในแบบ 64x64	53
4-24	ตำแหน่งแกน x y และ z	53
4-25	การแสดงผลข้อมูลจากฐานข้อมูล	54

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันนี้เทคโนโลยีต่าง ๆ พัฒนาไปอย่างรวดเร็ว ตลอดจนมีเครื่องใช้อำนวยความสะดวกมากมาย เทคโนโลยีหรือเครื่องใช้ที่มีประโยชน์เหล่านั้นอาจมีโทษต่อร่างกายมนุษย์ เช่น คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากโทรศัพท์มือถือ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกส่งออกมาอาจไม่ส่งผลกระทบต่อมนุษย์หรือสิ่งแวดล้อมให้บาดเจ็บภายนอกได้ [1,2,3] แต่มีงานวิจัยมากมายที่พยายามหาคำตอบและบทสรุปว่า คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะส่งผลกระทบหรืออันตรายต่อสุขภาพมนุษย์หรือไม่ และรวมถึงอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายด้วย

การวิจัยผลกระทบของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำได้หลายทาง การตรวจวัดผลกระทบโดยตรงสามารถกระทำได้ทั้งกับวิธีทดลองกับสัตว์โดยตรง [4] แต่วิธีดังกล่าวนี้ไม่ควรปฏิบัติเนื่องจากเหตุผลทางศีลธรรม และยังต้องใช้กระบวนการทดลองที่ราคาแพงและมีความยุ่งยากเป็นอย่างมาก ดังนั้นจึงมีการคิดค้นวิธีตรวจวัดผลกระทบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยทดสอบกับหุ่นจำลองที่นับวันจะได้รับความนิยมมากขึ้น การจำลองหุ่นของมนุษย์มีด้วยกันหลายแบบ ทั้งแบบที่เป็นหุ่นมนุษย์จำลองเต็มตัวของเหลว นอกจากนี้ยังมีวิธีสร้างหุ่นจำลองมนุษย์โดยใช้เทคโนโลยีฐานข้อมูลระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งที่จะนำมาทำการทดสอบผลกระทบดังกล่าวได้ด้วย โดยแบบจำลองดังกล่าวเป็นฐานข้อมูลสามมิติ ที่จะมีคุณลักษณะคล้ายกับมนุษย์ไม่ว่าจะทางด้านสรีระกายภาพและคุณสมบัติทางด้านไฟฟ้า ในการศึกษาผลกระทบของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่กำเนิดจากเครื่องโทรศัพท์มือถือ อวัยวะที่อยู่ใกล้เคียงกับเครื่องใช้ดังกล่าวมากที่สุดคือศีรษะ ด้วยเหตุดังกล่าวการสร้างหุ่นจำลองของศีรษะมนุษย์จึงเป็นสิ่งจำเป็น

การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจึงถูกนำมาใช้เพื่อทำการวิเคราะห์ภาพศีรษะมนุษย์ ให้ได้มาซึ่งส่วนของวัตถุที่เราต้องการ ก่อนที่จะสามารถนำส่วนเหล่านั้นไปสร้างเป็นหุ่นจำลอง การแบ่งย่อยส่วนประกอบโครงสร้างอวัยวะจากภาพถ่ายทางการแพทย์ ยังคงเป็นปัญหาที่ต้องได้รับการศึกษาอยู่ เนื่องจากความซับซ้อนและความหลากหลายของอวัยวะมนุษย์

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อเป็นการสร้างฐานความรู้เฉพาะทางด้านการสร้างแบบจำลอง โดยใช้เทคโนโลยีฐานข้อมูลระบบคอมพิวเตอร์

1.2.2 ใช้หลักการทำงานของ Image Processing และสถิติให้ได้มาซึ่งส่วนของกะโหลกศีรษะ

1.2.3 เพื่อศึกษาและออกแบบฐานข้อมูลเพื่อเก็บข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิตได้

1.2.4 สามารถสร้างแบบจำลองกะโหลกศีรษะมนุษย์ได้

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ข้อมูลเข้าเป็น ภาพถ่ายตัดขวางศีรษะมนุษย์ CT (Computed Tomography System) ระดับสี Gray-scale Level 255 ระดับ

1.3.2 สร้างแบบจำลองเป็นvoxel-based model ของกะโหลกศีรษะ

1.3.3 สร้างฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิตได้

1.3.3 สามารถแสดงภาพของกะโหลกศีรษะในรูปแบบ 3 มิติ

1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน

1.4.1 ศึกษาวิธีการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ

1.4.2 ศึกษาหลักการหาค่าเฉลี่ยทางสถิติ

1.4.3 ศึกษาการเก็บข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต

1.4.4 สร้างโปรแกรมสำหรับการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ ด้วยภาษา C++

1.4.5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

1.5 ประโยชน์ของการวิจัย

1.5.1 สามารถค้นคว้าและพัฒนาต่อได้ ง่ายต่อการปรับเปลี่ยนโครงสร้างเพิ่มเติมอวัยวะภายในศีรษะทำให้สามารถจำลองแบบใหม่และมีประสิทธิภาพมากขึ้นสามารถนำเทคโนโลยีทางคอมพิวเตอร์ซึ่งพัฒนาไปอย่างรวดเร็วมาประยุกต์ใช้ได้

1.5.2 สามารถนำแบบโครงสร้างกะโหลกศีรษะจำลองไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ได้โดยไม่ต้องศึกษาจากกะโหลกศีรษะจริง

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับภาพ CT วิธีการแบ่งย่อยส่วนประกอบของรูป วิธีการประมาณค่า แบบจำลองศีรษะมนุษย์ รวมถึงฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต โดยในงานวิจัยนี้จะเน้นเรื่องการประมวลผลภาพและการประยุกต์ใช้ฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต

2.1 บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยของ Riccardo Boscolo [9] ได้มีการพัฒนาวิธีการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพแบบใหม่โดยรวมกับระบบฐานความรู้ ร่วมกับวิธี active contour-based ที่ควบคุมความสัมพันธ์กับตัวแปรเช่น ศูนย์กลาง ขนาด ค่าเฉลี่ยความเข้มของภาพ

งานวิจัยของ Chia-Chi Teng และคณะ [10] ได้มีมุ่งเน้นที่จะพัฒนาการแบ่งย่อยส่วนประกอบจากภาพ CT ด้วยวิธีอัตโนมัติ โดยประยุกต์ใช้วิธี Dynamic Threshold จากการศึกษา set ของภาพศีรษะและคอ กว่า 30 set

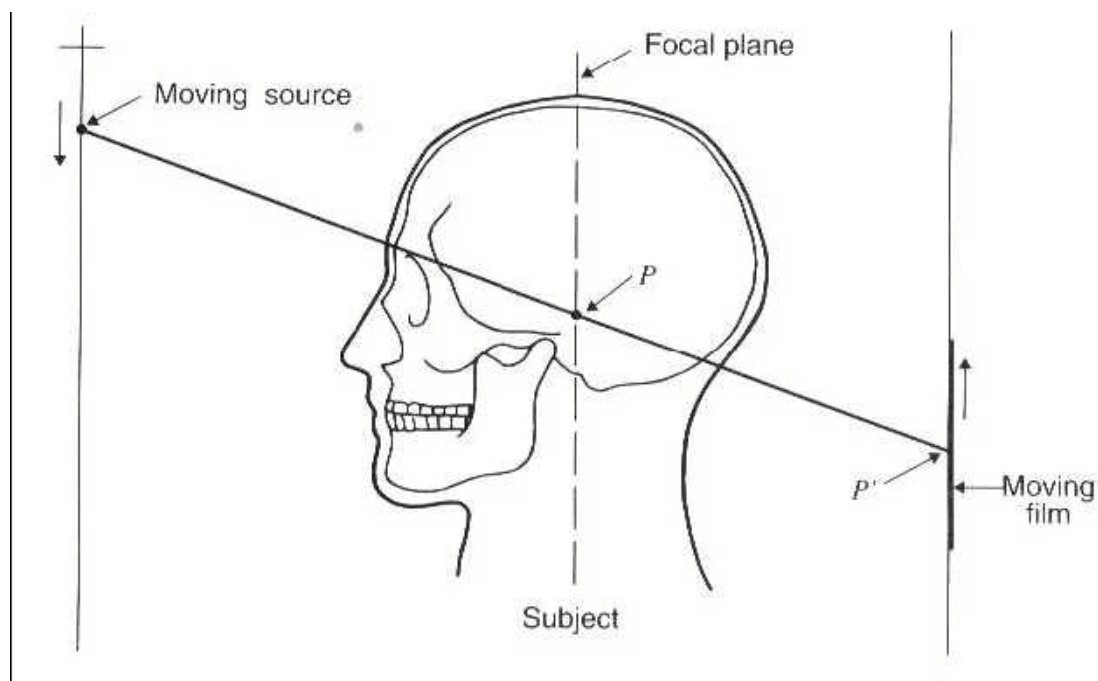
งานวิจัยของ Sven Loncaric และคณะ [11] ได้แบ่งการขั้นตอนการแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพแบบอัตโนมัติ ออกเป็น 4 ขั้นตอน คือขั้นตอนหาค่าความเข้มโดยใช้วิธี K-mean clustering algorithm ในขั้นตอนที่ 2 เป็นการตัดตอนส่วนลักษณะต่างๆ ในขั้นตอนที่ 3 เป็นการวิเคราะห์จุดภาพ ด้วย neural network ในขั้นตอนสุดท้ายจะใน rule-based expert system

2.2 การแปลงภาพให้เป็นภาพเชิงดิจิทัล

ภาพเป็นกระบวนการทางแสง (Optical Process) ซึ่งเกิดจากพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Spectrum) หลาย ๆ ช่วงความถี่ เช่น แสงธรรมชาติ รังสีเอ็กซ์เรย์ (X-Ray) รังสีอินฟราเรด (Infrared) เป็นต้น และพลังงานเสียง เช่น อัลตราซาวนด์ (Ultrasound) ตกกระทบวัตถุแล้วสะท้อนกลับมาสู่ประสาทรับรู้ทางตาของมนุษย์ หรืออุปกรณ์ตรวจจับ เช่น เซนเซอร์ (Sensor) เป็นต้น

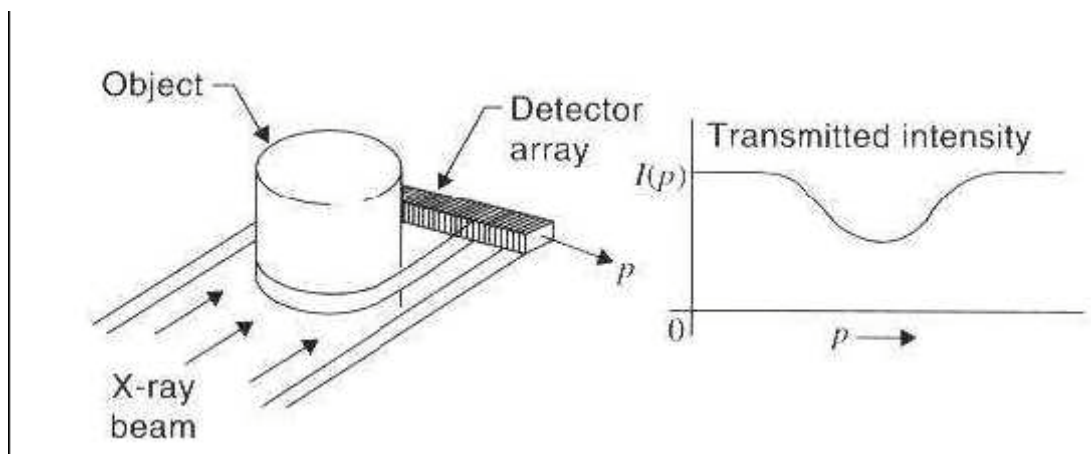
ในภาษาทางเทคนิคแล้ว ภาพดิจิตอลนั้นก็คือ ฟังก์ชัน 2 มิติ หรือ $f(x,y)$ ของค่าความเข้มของแสงโดยที่ x และ y คือ ค่าที่บอกถึงตำแหน่งในระบบพิกัดฉาก และค่าของฟังก์ชัน ณ ตำแหน่งใด ๆ จะเป็นสัดส่วนกับความสว่างของแสง ณ ตำแหน่งนั้น กระบวนการแปลงภาพให้เป็นภาพในเชิงดิจิตอลเรียกว่า Image Digitization

ก่อนที่จะได้ภาพมา อันดับแรกจะต้องทำการถ่ายภาพเสียก่อน การถ่ายภาพ เป็น การแปลงภาพเชิงต่อเนื่อง (Continuous Image) แบบ 3 มิติ ให้เป็นภาพเชิงต่อเนื่อง 2 มิติ โดยใช้อุปกรณ์เชิงแสง (Optical Device) เช่น กล้องถ่ายรูป เพื่อแปลงภาพให้มาเป็นภาพบนฟิล์ม รูปถ่ายบนกระดาษ หรือภาพบนจอคอมพิวเตอร์โดยปกติแล้ว ภาพที่มองเห็นกันอยู่นั้น มีทั้งความกว้าง ความสูง และความลึก ซึ่งเป็นแบบ 3 มิตินั่นเอง การถ่ายภาพด้วยกล้องจะทำให้เราได้ภาพมา แต่จะเป็นภาพที่มีแต่ความกว้าง และความสูงเท่านั้น ซึ่งเป็นภาพแบบ 2 มิติ เพราะเราไม่สามารถถ่ายภาพความลึกของสถานที่มาได้ วิธีโทโมกราฟี (Tomography) เป็นวิธีหนึ่งที่ช่วยให้การสร้างภาพจากการเอ็กซเรย์โดยการฉายภาพอวัยวะที่สนใจจากหลายมุมด้วยการเลื่อนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซเรย์ และฟิล์มรับภาพไปพร้อมกัน (ในทิศทางตรงกันข้าม) ขณะที่กระยะโฟกัสไว้ ภาพที่ 2-1 แสดงตำแหน่งอุปกรณ์ สำหรับโทโมกราฟี ข้อเสียของวิธีนี้คือผู้ป่วยจะได้รับรังสีเอ็กซเรย์เป็นเวลานาน



ภาพที่ 2-1 โทโมกราฟี

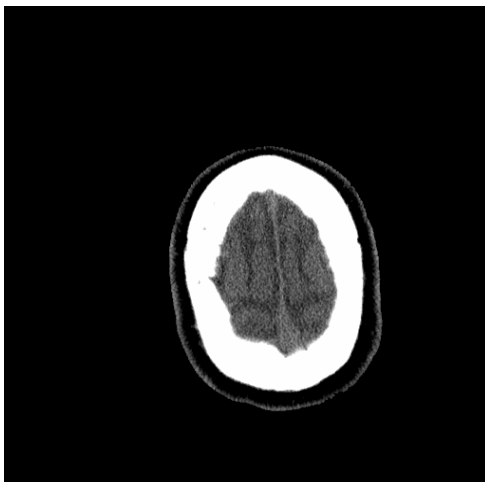
เราสามารถนำเอาเทคนิคการประมวลผลภาพด้วยคอมพิวเตอร์มาช่วยในการสร้างภาพ 3 มิติจากการทำโทโมกราฟี ด้วยการใช้วิธีที่เรียกว่า แอ็กเซียลโทโมกราฟี (Computerized Axial Tomography: CAT) โครงสร้างของระบบ CAT แสดงดังภาพที่ 2-2



ภาพที่ 2-2 แอ็กเซียลโทโมกราฟี

ในระบบ CAT ประกอบด้วยอุปกรณ์กำเนิดรังสีเอกซ์ที่ให้รังสีเป็นเส้นในแนวระนาบ และมีแถวของตัวตรวจจับรังสีเอกซ์ซึ่งอยู่ในแนวเดียวกัน วัตถุที่ต้องการถ่ายภาพจะถูกวางอยู่ระหว่างตัวกำเนิดรังสีกับตัวตรวจจับ ในการฉายรังสี 1 ครั้งจะได้ภาพ 1 มิติ 1 ภาพซึ่งเกิดจากการวัดความเข้มของรังสีที่ตกกระทบที่แถบตัวตรวจจับที่ตำแหน่งต่างๆ ซึ่งจะไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับลักษณะของวัตถุ

เมื่อหมุนวัตถุไปรอบๆ พร้อมกับถ่ายภาพในแต่ละครั้งของการหมุน เราจะได้ภาพของวัตถุที่มุมมองต่าง ๆ จากนั้นถ้าเลื่อนวัตถุขึ้นหรือลงเราก็จะสามารถเก็บภาพวัตถุที่ความสูงต่าง ๆ สามารถรวมภาพทั้งหมดเพื่อสร้างเป็นภาพ 3 มิติของวัตถุได้ ดังภาพที่ 2-3

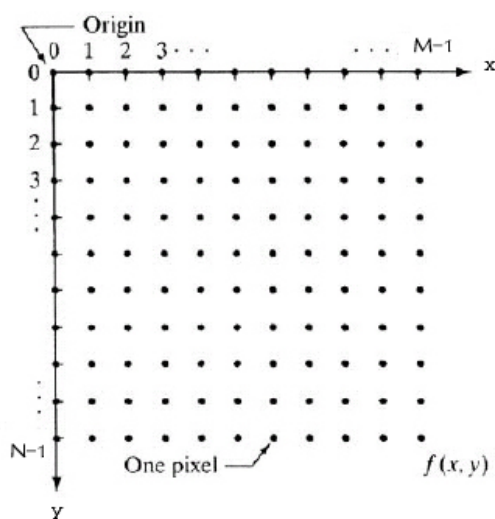


ภาพที่ 2-3 ตัวอย่างภาพ CT

2.3 ภาพและความหมายของจุดภาพ

จุดภาพ (Pixel) เป็นหน่วยพื้นฐานของภาพ คือจุดภาพบนจอแสดงผล หรือ จุดภาพในรูปภาพที่รวมกันเป็นภาพขึ้น โดยภาพหนึ่งๆ จะประกอบไปด้วยจุดภาพหรือจุดภาพมากมาย และแต่ละภาพที่สร้างขึ้นจะมีความหนาแน่นของจุดภาพ หรือบางครั้งแทนด้วยความละเอียด (ความคมชัด) ที่แตกต่างกันไป จึงใช้ในการบอกคุณสมบัติของภาพ จอภาพ หรือ อุปกรณ์แสดงผลภาพได้ จอภาพที่มีจำนวนจุดภาพมาก จะมีความละเอียดของภาพมาก โดยมากจะระบุจำนวนจุดภาพแนวนอน x แนวตั้ง y เช่น 1366×768 จุดภาพ ดังภาพที่ 2-4

คำว่า "พิกเซล" (Pixel) มาจากคำว่า "พิกเจอร์" (Picture) ที่แปลว่า รูปภาพ และ "เอเลเมนต์" (Element) ที่แปลว่า องค์ประกอบ



ภาพที่ 2-4 ตำแหน่งของจุดภาพ

เมื่อ N : จำนวนจุดภาพที่มากที่สุดในแกน Y

M : จำนวนจุดภาพที่มากที่สุดในแกน X

ในภาพหนึ่ง ๆ เราสามารถอธิบายได้เป็นเมตริกซ์ของจุดภาพขนาด $N \times M$ โดยใช้คู่ลำดับ $p(i, j)$ แทนค่าของจุดแต่ละจุด และบ่งชี้ความเข้มแสงที่จุดภาพนั้น ๆ ของภาพ ดังภาพที่ 2-5

	0					$j \rightarrow M$
0	$p(0, 0)$	$p(0, 1)$	$p(0, 2)$	$p(0, 3)$	$p(0, 4)$	
	$p(1, 0)$	$p(1, 1)$	$p(1, 2)$	$p(1, 3)$	$p(1, 4)$	
	$p(2, 0)$	$p(2, 1)$	$p(2, 2)$	$p(2, 3)$		
i	$p(3, 0)$	$p(3, 1)$	$p(3, 2)$			
	$p(4, 0)$	$p(4, 1)$	$p(4, 2)$			
N						

ภาพที่ 2-5 เมตริกซ์ของจุดภาพ

ค่าที่กำกับแต่ละจุดภาพจะแสดงถึงค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงในภาพที่จุดภาพนั้นแทนอยู่ โดยค่าของจุดภาพดังกล่าวจะเขียนแทนด้วย $p(i, j)$ มีค่าตั้งแต่ 0-1

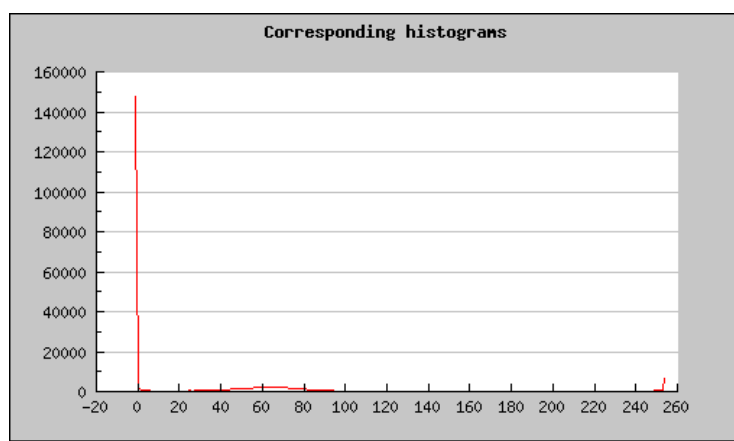
2.4 ฮิสโทแกรม (Histogram)

ข้อมูลที่เก็บรวบรวมมาได้และยังมิได้มีการจัดหมวดหมู่ข้อมูลชนิดนี้เรียกว่าข้อมูลดิบ (Raw Data) ข้อมูลดิบเหล่านี้ถ้ามีจำนวนมากเราจะไม่สามารถมองเห็นลักษณะของข้อมูลได้จึงต้องมีการจัดเตรียมข้อมูลดิบให้เป็นหมวดหมู่ ถ้าข้อมูลดิบมีจำนวนน้อย ก็ใช้วิธีเรียงข้อมูลจากมากไปหาน้อย หรือจากน้อยไปหามาก ข้อมูลที่เรียงลำดับแบบนี้ เรียกว่า Ungrouped Data แต่ถ้าข้อมูลดิบมีจำนวนมาก ต้องใช้วิธีการแจกแจงความถี่ (Frequency Distribution)

การแจกแจงความถี่ เป็นการจัดเรียงลำดับข้อมูลดิบที่เก็บรวบรวมมาได้ โดยจัดให้เป็นหมวดหมู่ แล้วหาจำนวนของข้อมูลในแต่ละหมู่ ข้อมูลที่หาได้โดยวิธีการนี้ เรียกว่า ข้อมูลที่เป็นหมวดหมู่ (Grouped Data) รูปแบบของการแจกแจงความถี่ สามารถทำได้ 3 รูปแบบ คือ ตารางแจกแจงความถี่ (Frequency Distribution) ตารางแจกแจงความถี่สะสม (Cumulative

Frequency Distribution) แผนภูมิหรือกราฟ โดยจะกล่าวถึงการแจกแจงความถี่แบบ แผนภูมิในรูปแบบ ฮิสโทแกรม

ฮิสโทแกรม ในเรื่องภาพจะเป็นกราฟแสดงจำนวนจุดภาพที่ความสว่างต่างๆ ของภาพ สังเกตได้จากภาพแรกด้านล่าง แขนงนอนเป็นระดับความสว่างที่แบ่งระดับเป็น 256 ระดับ (มักเรียกว่าระดับสีเทา หรือ (Gray Level) โดยมีค่าตั้งแต่ 0-255 เมื่อระดับสีเทามีค่าต่ำ (ด้านซ้ายมือ) หมายถึงมีความสว่างน้อย จะมองเห็นเป็นสีดำ ค่าระดับสีเทามาก (ด้านขวามือ) หมายถึงมีความสว่างมากจะมองเห็นเป็นสีขาว แกนตั้งของกราฟแสดงจำนวนจุดภาพในแต่ละความระดับสีเทาซึ่งเป็นค่าสัมพัทธ์ เมื่อนำภาพที่ 2-6 มาแสดงกราฟฮิสโทแกรมจะได้ ดังภาพที่ 2-6



ภาพที่ 2-6 กราฟฮิสโทแกรม

2.5 ค่า CT Number

ค่า CT number [9] เป็นอัตราส่วนของความแตกต่างระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีในเนื้อเยื่อใดๆ กับน้ำต่อค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีของน้ำ โดยมีค่า K เป็นค่าคงที่ปัจจุบัน ค่าคงที่มีค่าเท่ากับ 1000 จะเห็นได้ว่าค่า CT number สูงสุดของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์คือ กระดูกมีค่า 1000 H.U. และค่า CT number ที่ต่ำที่สุดที่พบในร่างกายคือ อากาศ มีค่า -1000 H.U. เนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์จะมีค่า CT number ระหว่าง -1000 ถึง $+1000$ คือส่วนที่มีความหนาแน่นมากที่สุดจะมีค่า CT. number สูง เช่น กระดูก (Bone) จะมีค่า CT number ตั้งแต่ $+350$ ถึง $+1000$ ขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของกระดูกนั้นๆ และส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อจะมีค่า CT number แตกต่างกันไป ทั้งนี้เพราะค่า Linear Attenuation Coefficient ของแต่ละเนื้อเยื่อต่อรังสีเอกซ์มีค่าแตกต่างกัน ซึ่งค่า Linear Attenuation Coefficient จะขึ้นกับพลังงานของรังสีด้วย ส่วนค่า CT number จะมีความสัมพันธ์กับค่า Linear Attenuation Coefficient ดังสมการ 2-1

$$\text{CT Number} = K \frac{\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \quad (2-1)$$

เมื่อ

K : 1000 Hounsfield Unit .

μ_{water} : Linear Attenuation Coefficient of water

μ_{tissue} : Linear Attenuation Coefficient of tissue

ตารางที่ 2-1 เลขค่าเฉลี่ย CT Number กับ เนื้อเยื่อ

เนื้อเยื่อ	ค่าเฉลี่ย CT Number (120KV)
Air	-1000
Fat	-90 + 10
Water	0
CSF	10 + 5
Muscle	45 + 5
WM	30-35 + 5
GM	35-40 + 5
Plasma	25 + 2
Blood	55 + 5
Coagulate blood	70 + 5
Kidney	30 + 10
Spleen	45 + 5
Pancreas	45 + 5
Lymphoma	45 + 10
Liver	65 + 5
Thyroid	70 + 5
Bone(Spongy)	130 + 100
Bone(Compact)	> 250

วิธีการคำนวณสร้างภาพซึ่งจะประกอบด้วยขั้นตอนของการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้น μ ที่ตำแหน่งต่างๆบน slice ที่ต้องการ ขั้นตอนการเปลี่ยนค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้นให้เป็นค่า CT number และขั้นตอนการเปลี่ยนค่า CT number ให้เป็นความสว่างเพื่อแสดงเป็นภาพในที่สุด กระจกมีค่า CT number 1000 และจะเห็นเป็นสีขาว ขณะที่อากาศมีค่า CT number -1000 และจะเห็นเป็นสีดำมากที่สุด ส่วนน้ำจะมีค่า CT number 0 และใช้เป็นสารอ้างอิงค่า CT number ดังแสดงในภาพที่ 2-7

Tissue	HU	(125 kVp)
Dense bone	+1000	0.460
Muscle	50	0.231
White matter	45	0.187
Gray matter	40	0.184
Blood	20	0.182
Cerebrospinal fluid	15	0.181
Water	0	0.180
Fat	-100	0.162
Air	-1000	0.0003

ภาพที่ 2-7 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น ค่า CT number และความสว่างของเนื้อเยื่อบางชนิดในร่างกายของมนุษย์

2.6 นิยาม

ในงานวิทยานิพนธ์นี้จะนิยามความหมายต่อไปนี้

กะโหลก คือจุดภาพที่สามารถสังเกตได้โดยอาศัยสีของภาพที่มีสีขาว ดังนั้นจะประกอบด้วยส่วนดังต่อไปนี้ กะโหลก ฟัน กระดูกกราม ดังจุมก

ค่าร้อยละความผิดพลาดจากการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ

คำนวณหาได้จาก

$$E = \frac{P_s}{P_a} \times 100 \quad (2-2)$$

เมื่อ

E : ค่าร้อยละความผิดพลาดจากการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ

P_s : ผลต่างของจำนวนจุดภาพของกะโหลกศีรษะที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากผู้เชี่ยวชาญกับภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยค่า Threshold

P_a : จำนวนจุดภาพของกะโหลกศีรษะที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากผู้เชี่ยวชาญ

ผู้เชี่ยวชาญ ในที่นี้จะหมายถึง รังสีแพทย์ซึ่งมีความรู้และความเข้าใจในการอ่านภาพ CT

2.7 การแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพ (Image Segmentation)

การแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพ ใช้ในการแยกองค์ประกอบต่างๆของรูปภาพออกจากกันตามลักษณะสำคัญที่เราพิจารณา ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนสำคัญของการวิเคราะห์ภาพ ดังนั้นประโยชน์

ของการแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพ คือ ลดจำนวนข้อมูลในรูปภาพที่ไม่จำเป็นในการวิเคราะห์ ลง เนื่องจากการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพเป็นการแยกแยะระหว่างส่วนที่เราสนใจ เช่น วัตถุ ในภาพ กับส่วนที่ไม่ต้องการ เช่น ฉากหลัง เมื่อตัดข้อมูลในส่วนที่ไม่ต้องการออกไปจำนวนข้อมูลที่เหลือที่จำเป็นในการวิเคราะห์จริงจะลดลงอย่างมาก และจัดระเบียบข้อมูลในรูปภาพให้เป็นกลุ่ม ได้ดีขึ้น ข้อมูลภาพที่ผ่านการแบ่งแยกแล้ว จะมีโครงสร้างที่ชัดเจนขึ้นและนำไปใช้งานได้สะดวก ขึ้น เราสามารถแบ่งประเภทของการแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพได้ 3 แบบคือ

2.7.1 Pixel Oriented Image Segmentation เป็นวิธีการแยกองค์ประกอบของรูปภาพโดยดูจากความเหมือนกันของคุณสมบัติของจุดภาพภายในพื้นที่เพียงอย่างเดียว เช่น สี ความเข้มแสง ค่าทางสถิติของจุดภาพ เช่น สีเหมือนกัน จะถูกจัดให้อยู่ภายในกลุ่มเดียวกัน ผลลัพธ์จะเป็นพื้นที่ เช่น วิธีการทำ Intensity Thresholding วิธีนี้ที่ค่อนข้างเรียบง่าย โดยการกำหนดค่า θ เรียกว่า brightness threshold ซึ่งมาจากการสังเกตกราฟฮิสโทแกรม เมื่อนำภาพที่ 2-8 มาสร้างกราฟฮิสโทแกรม โดยจะแบ่งเป็น 2 กราฟ คือกราฟที่แสดงค่าความเข้ม 0 ที่เป็นพื้นหลัง และกราฟที่ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 เพื่อให้สามารถสังเกตกราฟฮิสโทแกรมของวัตถุได้ชัดเจนขึ้น ในที่นี้วัตถุจะหมายถึงกะโหลก ดังภาพที่ 2-7 เมื่อสังเกตกราฟฮิสโทแกรมแล้วสังเกตลักษณะของกราฟมาตัดสินใจว่าช่วงความเข้มใดเป็นวัตถุ และ ช่วงความเข้มใดเป็นพื้นหลังมีด้วยกัน 2 วิธี

วิธีที่ 1 คือกรณีที่วัตถุมีสีอ่อนกว่าพื้นหลัง ปรับแก้ $a[m,n]$ เพื่อแยกเป็นวัตถุหรือพื้นหลังจาก

$$a[m,n] \begin{cases} 1 & \text{if } a[m,n] \geq \theta \text{ (กรณีเป็นวัตถุ)} \\ 0 & \text{otherwise (กรณีเป็นพื้นหลัง)} \end{cases}$$

สำหรับวัตถุที่มีสีเข้มกว่าพื้นหลังจะใช้วิธีที่ 2 คือ

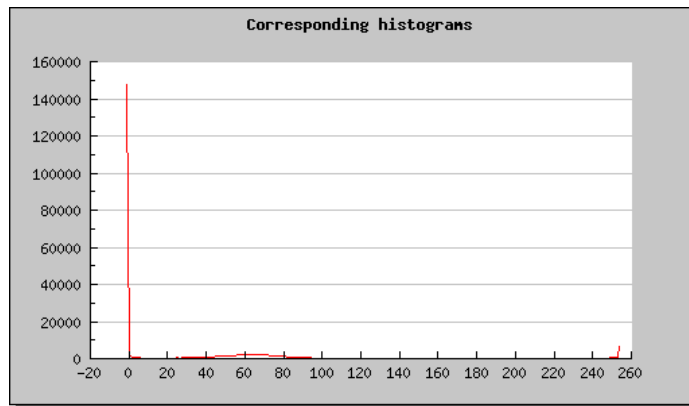
$$a[m,n] \begin{cases} 1 & \text{if } a[m,n] < \theta \text{ (กรณีเป็นวัตถุ)} \\ 0 & \text{otherwise (กรณีเป็นพื้นหลัง)} \end{cases}$$

เมื่อ

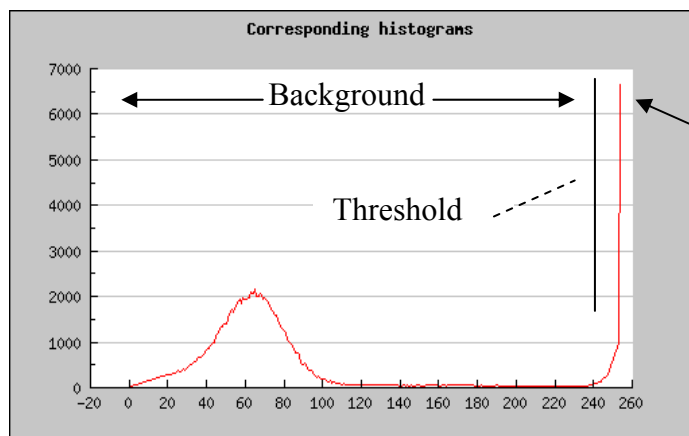
$a[m,n]$: ความสัมพันธ์ระหว่างจุดบนระนาบ ความเข้ม

m : แทนตำแหน่งจุดภาพบนแนวตั้ง

n : แทนตำแหน่งจุดภาพบนแนวนอน



ก)



Object

ข)

ภาพที่ 2-8 กราฟฮิสโทแกรม แกน x คือค่าความเข้ม แกน y คือ จำนวนจุดภาพ ก) แสดงทุกค่าความเข้ม ข) ไม่แสดงค่าความเข้ม 0 โดยจุดภาพที่มีค่าความเข้มน้อยกว่า 240 เป็นพื้นหลังและจุดภาพที่ค่าความเข้มมากกว่า 240 เป็นกะโหลก

2.7.2 Region Oriented Image Segmentation เป็นวิธีการแยกองค์ประกอบของภาพโดยดูจากตำแหน่งของจุดภาพ และความเหมือนกันของคุณสมบัติของจุดภาพ ภายในพื้นที่ โดยถ้าจุดภาพที่อยู่ติดกันและมีคุณสมบัติเหมือนกันจะถูกจัดให้เข้ากลุ่มเดียวกัน ข้อดีของการทำเช่นนี้จะได้พื้นที่ที่ต่อเนื่อง Region Oriented Image Segmentation แบ่งเป็น 2 วิธีใหญ่ๆ คือ Region Growing และ Region Splitting and Merging โดยวิธีการแรกเป็นการนำจุดภาพที่อยู่ติดกันและมีคุณสมบัติเหมือนกันเพื่อมารวบรวมเป็นพื้นที่เดียวกัน โดยใช้การขยายตัวของพื้นที่ ส่วนวิธีการ

Region Splitting and Merging เป็นแบ่งซอยรูปภาพออกเป็นพื้นที่ย่อย โดยให้พื้นที่ย่อยแต่ละพื้นที่มี intensity เดียวกัน จากนั้นจึงทำการรวมพื้นที่ย่อยที่มี Intensity เหมือนกันเข้าด้วยกันเป็นพื้นที่ใหญ่

2.7.3 Edge Oriented Image Segmentation เป็นวิธีการแยกองค์ประกอบของภาพอาศัยความไม่ต่อเนื่อง (Discontinuity) ของคุณสมบัติของจุดภาพบริเวณรอยต่อระหว่างวัตถุกับฉากหลัง วิธีการนี้มุ่งที่ขอบของวัตถุเป็นหลักผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีการนี้จะอยู่ในรูปเส้นพรมแดนระหว่างพื้นที่ต่าง ๆ ข้อได้เปรียบของวิธีการนี้ คือ ใช้ข้อมูลในการประมวลผลน้อยกว่าวิธี Region Oriented Image Segmentation เนื่องจากวิธีการนี้พิจารณาเฉพาะข้อมูลที่ขอบของวัตถุเท่านั้น

จากการศึกษาในเรื่องการแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพ ผู้วิจัยพบว่าภาพถ่าย CT จากภาพที่มีความแตกต่างของความเข้มระหว่างอวัยวะอื่นๆ เช่น ผิวหนัง สมอง อากาศ กับ กะโหลกศีรษะ ค่อนข้างชัดเจน สามารถแยกกะโหลกออกจากภาพได้ง่าย วิธีการที่เหมาะสมในการแยกระหว่างกะโหลกศีรษะกับอวัยวะต่างๆน่าจะเป็นวิธีการ Intensity Thresholding เนื่องจากเป็นวิธีการที่ง่ายและรวดเร็วและวัตถุที่ต้องการมีความเข้มแตกต่างจะพื้นหลังชัดเจน ส่วนรายละเอียดการประยุกต์ใช้งานวิธี Intensity Thresholding ในโครงการนี้จะได้กล่าวในบทที่ 3 ต่อไป

ผู้วิจัยยังได้เลือกใช้วิธี Region Oriented Image Segmentation มาประยุกต์ใช้งานในส่วนของการแบ่งย่อยส่วนประกอบจากผู้เชี่ยวชาญ โดยใช้หลักการของ Region Growing ทำการดึงจุดภาพกะโหลกในบริเวณใกล้เคียงกัน และจุดภาพที่ Intensity ใกล้เคียงกันมารวมกัน เนื่องจากผู้เชี่ยวชาญไม่สามารถดูจุดภาพได้ทุกจุด ดังนั้นจะใช้โปรแกรมสำเร็จรูป Photoshop 7.0 โดยใช้เครื่องมือที่ชื่อว่า Magic Wand มาช่วยในการแบ่งย่อยส่วนกะโหลก โดยจะกล่าวรายละเอียดในบทที่ 3 เช่นกัน

2.8 การหาค่าเฉลี่ย (Arithmetic mean)

การประมาณค่าจากข้อมูลที่มีจำนวนมาก วิธีที่นิยมที่สุด คือการรวมค่าจำนวนมากเหล่านั้น แล้วทำการหาค่าเฉลี่ย ซึ่งค่าเฉลี่ย (Arithmetic mean $\bar{x}$) สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 2-3

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2-3)$$

เมื่อ

$\bar{x}$	: ค่าเฉลี่ยเลขคณิต
x	: ค่าของข้อมูลแต่ละตัว
N	: จำนวนข้อมูลทั้งหมด

2.9 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation)

เมื่อมีจำนวนข้อมูลจุดภาพที่มีมากและค่าความเข้มสีที่ต่างกัน ทำให้มีคำถามตามมาว่า ค่าที่วัดได้นั้นมีการกระจายเช่นใด กว้างหรือแคบเพียงใด การกระจาย (Spread) ของค่าที่วัดจะบ่งบอกถึงค่าของความไม่แน่นอนของการวัด (Uncertainty of Measurement) หากเราทราบว่าการกระจายของผลการวัดมีความกว้างหรือแคบเท่าใด ก็จะทำให้เราเริ่มต้นที่จะตัดสินใจได้ว่าคุณภาพของการวัด หรือ ชุดของการวัดนั้นดีเพียงใด

บางกรณีเราอาจต้องการทราบแต่เพียงว่า Range ของค่าที่วัดได้ ต่ำสุดและสูงสุดเป็นเท่าใดเพียงเท่านั้น แต่หากเป็นชุดของค่าที่วัดได้ที่มีจำนวนการวัดซ้ำจำนวนน้อย เราจะไม่ได้รับประโยชน์จากการกระจายแบบนี้เลย เพราะอาจมีค่าที่วัดได้หนึ่งค่าที่ แตกต่าง จากค่าส่วนใหญ่

ดังนั้น ในทางปฏิบัติเราจึงจะใช้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) เป็นตัวแสดงถึงการกระจายของข้อมูลการวัด ซึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของชุดของค่าที่วัดได้ใดๆ จะบ่งบอกให้เราทราบถึงค่าความแตกต่างระหว่างค่าที่วัดได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง แตกต่างจากค่าเฉลี่ย ถ้าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่ามาก แสดงว่าข้อมูลมีความแตกต่างกันมาก ถ้าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าน้อยแสดงว่าข้อมูลมีความแตกต่างกันน้อย

โดยปกติ จะพบว่าจำนวนสามในสี่ของค่าที่วัดได้จะอยู่ระหว่าง $\pm$ หนึ่งเท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากค่าเฉลี่ยและ 95% ของค่าที่วัดได้จะอยู่ระหว่าง $\pm$ สองเท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (โดยประมาณ) ค่าเบี่ยงเบนสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 2-4

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x - \bar{x})^2} \quad (2-4)$$

เมื่อ

σ	: ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
$\bar{x}$	: ค่าเฉลี่ยเลขคณิต
x	: ค่าของข้อมูลแต่ละตัว
N	: จำนวนข้อมูลทั้งหมด

2.10 การถ่วงน้ำหนัก (Weighted)

ในกรณีที่ค่าข้อมูลแต่ละตัวมีความสำคัญไม่เท่ากัน การหาค่าเฉลี่ยเลขคณิตบางครั้งให้ผลไม่ดีเท่าที่ควร การหาค่าเฉลี่ยควรมีการถ่วงน้ำหนักตามความสำคัญของข้อมูลด้วย เพื่อให้ได้ค่าเฉลี่ยที่เป็นตัวแทนที่ดีของข้อมูลชุดนั้น ดังสมการ 2-5

$$\bar{x}_t = \frac{\sum_{j=1}^M N_j \bar{x}_j}{\sum_{j=1}^M N_j} \quad (2-5)$$

ในทำนองเดียวกันการหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานก็ควรมีการถ่วงน้ำหนักตามความสำคัญของข้อมูลด้วย ดังสมการ 2-6

$$\sigma_t = \frac{\sum_{j=1}^M N_j \sigma_j}{\sum_{j=1}^M N_j} \quad (2-6)$$

เมื่อ

$\bar{x}_j$: ค่าเฉลี่ยเลขคณิตข้อมูลตัวที่ j

σ_j : ค่าเบี่ยงเบนของข้อมูลตัวที่ j

N_j : จำนวนค่าน้ำหนักของข้อมูลตัวที่ j

M : จำนวนข้อมูลทั้งหมด

2.11 ตัวอย่างแบบจำลองศีรษะมนุษย์

วิธีการสร้างระบบฐานข้อมูลทางคอมพิวเตอร์ของแบบจำลองในรูปแบบสามมิตินั้นต้องมีการเก็บลักษณะทางกายวิภาคของศีรษะมนุษย์ ซึ่งการสร้างแบบจำลองสามารถสร้างได้หลายวิธี ได้แก่

2.11.1 หุ่นจำลองศีรษะมนุษย์ (Phantom of human head)

หุ่นจำลองศีรษะมนุษย์ ที่ใช้ในการศึกษาผลกระทบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากเครื่องใช้ประเภทเครื่องส่งคลื่นวิทยุ จะมีลักษณะเป็นศีรษะจำลองที่เต็มไปด้วยของเหลวที่มีคุณสมบัติทางไฟฟ้า

และฟิสิกส์คล้ายกับอวัยวะภายในศีรษะมนุษย์ โดยใช้หุ่นจำลองศีรษะมนุษย์ในการหาค่าจำเพาะของอัตราการซึมซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในศีรษะมนุษย์

2.11.2 แบบจำลองศีรษะมนุษย์ 3 มิติโดยคอมพิวเตอร์

แบบจำลองศีรษะมนุษย์ 3 มิติโดยคอมพิวเตอร์ (Computer-based 3-dimensional modeling of human head) โดยมีคุณสมบัติทางกายวิภาคเหมือนมนุษย์ เพื่อศึกษาผลของการแผ่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากอุปกรณ์ไฟฟ้าต่อสุขภาพมนุษย์ ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ โมเดลทรงกลม และโมเดลเสมือนจริง

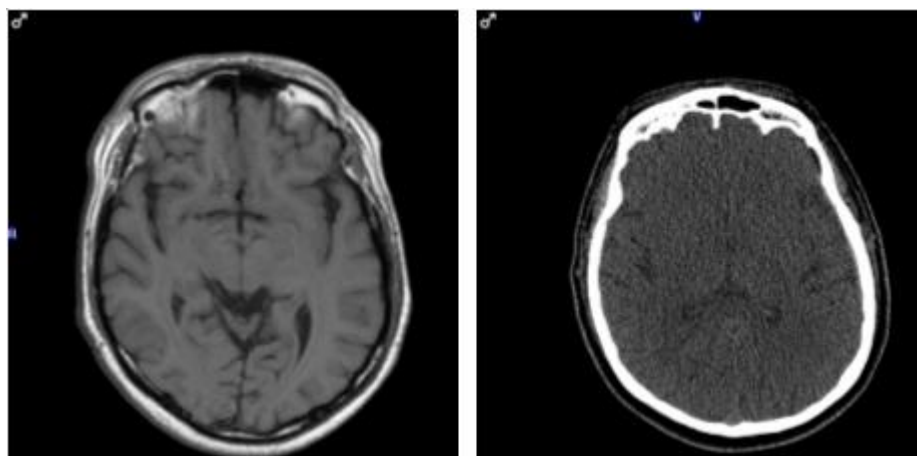
2.11.2.1 โมเดลทรงกลม สามารถแบ่งย่อยได้เป็น 3 ชนิด คือ โมเดลวัสดุเอกพันธ์ (Homogeneous Model) โมเดลพหุพันธ์ (Non-Homogeneous Model) และ โมเดลมัลติเลเยอร์ (Multi-Layered Model)

2.11.2.2 โมเดลเสมือนจริง สามารถแบ่งย่อยได้เป็น 2 ชนิด คือ โมเดลที่เป็นภาพปริมาตรขนาดเล็กที่รวมเป็นภาพ (Voxel-based Model) และ โมเดลรูปทรงหลายเหลี่ยม (Polygon-based Model) ซึ่งภาพต้นแบบอาจได้มาจากระบบ MRI (Magnetic Resonance Imaging System) หรือระบบ CT (Computed Tomography System)

ก) Magnetic Resonance Images (MRI) โดยทำการสแกนศีรษะของมนุษย์ ซึ่งจะได้รูปภาพจำลองของอวัยวะต่างๆภายในศีรษะวิธีการนี้จะได้ตัวอย่างทางกายวิภาคของศีรษะมนุษย์ที่มีความละเอียดสูงเช่น ผิวหนัง กระดูก ไขมัน กล้ามเนื้อ สมอง เป็นต้น หลังจากการประยุกต์ใช้เทคนิค digital image processing และ database จะได้ภาพจำลองตัวอย่างอวัยวะขึ้นต่าง ๆ และนำมาสร้างเป็น Voxel-Based Model ของศีรษะมนุษย์ด้วยการบรรจุข้อมูลตัวอย่างของอวัยวะต่าง ๆ เข้าไปในระบบฐานข้อมูลดังกล่าว

ข) Computed Tomography System (CT) เป็นระบบการสร้างภาพตัดขวางจากรังสีเอกซ์ (X-ray) ด้วยคอมพิวเตอร์ แต่ภาพที่ได้ส่วนประกอบของตัวอย่างอวัยวะมีลักษณะที่หยาบ และจะได้เป็นแบบจำลองของศีรษะมนุษย์บนฐานข้อมูลคอมพิวเตอร์ในรูปแบบสามมิติ

ในงานวิจัยนี้จะใช้การสร้างแบบจำลองด้วยวิธี Voxel-Based Model และใช้ภาพถ่าย CT มาเป็นต้นแบบในการสร้างแบบจำลองเนื่องจากภาพถ่าย CT สามารถแสดงเค้าโครงของกะโหลกศีรษะมนุษย์ได้ชัดเจนกว่าภาพถ่าย MRI [5] ดังภาพที่ 2-9



ก)

ข)

ภาพที่ 2-9 ภาพถ่ายตัดขวางเปรียบเทียบเค้าโครงกะโหลกศีรษะมนุษย์ ก) ภาพ MRI
ข) ภาพ CT

2.12 ฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต

MySQL มีการกำหนดการใช้งานที่เป็นลักษณะพื้นฐานโดย OpenGIS Consortium (OGC) ซึ่งเป็นสถาบันที่ศึกษาเพื่อการสร้างอินเทอร์เน็ตแพลตฟอร์มประยุกต์ซอฟต์แวร์ ให้มีการใช้งานได้กับระบบสารสนเทศภูมิศาสตร์ (GIS)

OpenGIS เป็นสิ่งกำหนดความชัดเจนในการเข้าถึงข้อมูลทางด้านธรณีที่แตกต่างกัน และประมวลผลทางธรณีของแหล่งทรัพยากรในสภาพแวดล้อมที่เป็นเครือข่าย (Network) ซึ่งลักษณะที่มีการกำหนดโดย OpenGIS [13] มีดังนี้

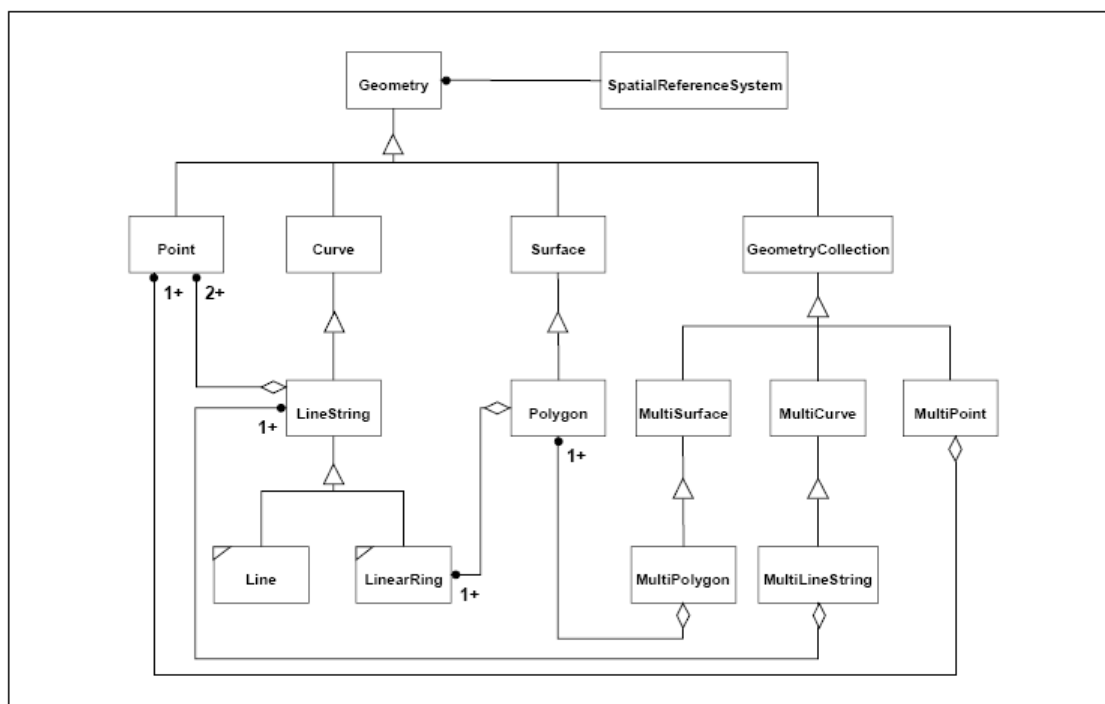
2.12.1 OpenGIS SFSQL Objects เป็นการกำหนดรูปแบบในส่วนของวัตถุเชิงเรขาคณิต แบ่งเป็นระดับชั้น ดังภาพที่ 2-10 คือ

2.12.1.1 Point คือจุด ที่มีขนาดเป็นในเชิงเรขาคณิตเป็น 0 และมีตำแหน่งเดียวบนพื้นที่ จุดประกอบด้วยคู่ลำดับ (x,y)

2.12.1.2 Curve คือวัตถุในเชิงเรขาคณิตที่มี 1 มิติโดยทั่วไปจะเป็นลำดับของจุดและประกอบด้วยจุดอย่างน้อย 2 จุด

2.12.1.3 Surface คือวัตถุในเชิงเรขาคณิตที่มี 2 มิติ โดยประกอบด้วยด้าน ทำให้เกิดขอบเขตภายในและภายนอก

2.12.1.4 GeometryCollection คือรูปแบบที่รวมกันของรูปแบบเรขาคณิตที่กล่าวมา โดยยังคงไว้ซึ่งคุณสมบัติของรูปแบบเรขาคณิตนั้น



ภาพที่ 2-10 ลำดับชั้นเรขาคณิต

2.12.2 OpenGIS SFSQL Representations เป็นการกำหนดในส่วนของการแสดงผล ซึ่งเป็นมาตรฐานในการแสดงผลของวัตถุเชิงเรขาคณิต มี 2 รูปแบบคือ

2.12.2.1 Well – Known Text (WKT) Form เป็นการแสดงผลในรูปแบบที่เป็น String เช่น

```

POINT(1 1)
MULTIPOINT(1 1, 3 4, -1 3)
LINESTRING(1 1, 2 2, 3 4)
POLYGON((0 0, 0 1, 1 1, 1 0, 0 0))
MULTIPOLYGON((0 0, 0 1, 1 1, 1 0, 0 0), (5 5, 5 6, 6 6, 6 5, 5 5))
MULTILINESTRING((1 1, 2 2, 3 4),(2 2, 3 3, 4 5))
  
```

2.12.2.2 Well – Known Binary (WKB) Form เป็นการแสดงผลในรูปแบบที่เกี่ยวกับบิต ซึ่งจะดึงข้อมูลออกจากฐานข้อมูลโดยไม่มีการเปลี่ยนไปแสดงในรูปแบบที่เป็น String

2.12.3 วิธีพื้นฐานเกี่ยวกับเรขาคณิต เป็นกระบวนการวิธีการในการจัดการกับวัตถุเชิงเรขาคณิต

Dimension() แสดงมิติของวัตถุเรขาคณิตในรูปแบบ Integer

GeometryType() แสดงชื่อรูปทรงของวัตถุเรขาคณิตที่เป็นอยู่ในรูปแบบของ String

SRID() แสดง Spatial Reference System ID ของวัตถุเรขาคณิต

Envelop() แสดงองค์ประกอบของวัตถุ polygon ประกอบด้วย ((MINX, MINY), (MAXX, MINY), (MAXX, MAXY), (MINX, MAXY), (MINX, MINY))

AsText() แสดงข้อมูลของวัตถุเรขาคณิตในรูปแบบของ WKT

AsBinary() แสดงข้อมูลของวัตถุเรขาคณิตในรูปแบบของ WKB

Boundary() แสดงจุดปลายของขอบวัตถุเรขาคณิต

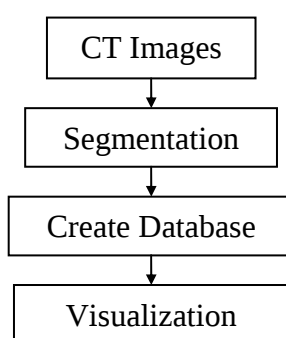
OpenGIS เป็นการทำให้ระบบจัดการฐานข้อมูล MySQL มีความสมบูรณ์แบบมากขึ้นด้วยการเพิ่มส่วนของวัตถุเชิงเรขาคณิต (Spatial Object) ส่วนของฟังก์ชันและส่วนของ Indexig ซึ่ง OpenGIS เองเป็นซอฟต์แวร์เสรี (Free software) จึงเป็นที่นิยมใช้กันมาก ในเชิงการค้าซอฟต์แวร์ประเภทนี้จะมีราคาที่สูง OpenGIS เป็นลักษณะพื้นฐานของ SQL และถือว่าเป็นส่วนหนึ่งที่สำคัญของ Open และ Free GIS

จากความสามารถที่มีของ OpenGIS จึงทำให้ MySQL เป็นส่วนสำคัญในใช้งานในวิทยานิพนธ์นี้โดยประยุกต์ใช้การใช้งานในส่วนของ POINT เพื่อเก็บข้อมูลจุดภาพของกะโหลกศีรษะ และยังสามารถประยุกต์ใช้ในส่วนอื่นๆต่อไปได้ในอนาคต

บทที่ 3

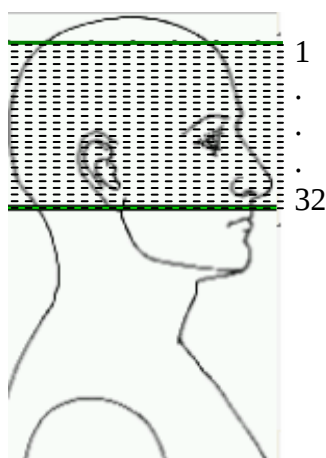
วิธีการดำเนินการวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างระบบและขั้นตอนวิธีการวิจัยการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากระบบสร้างภาพตัดขวางจากรังสีเอ็กซ์ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อสร้างแบบจำลองสามมิติของกะโหลกศีรษะมนุษย์ แบ่งเป็น 4 ขั้นตอน ดังภาพที่ 3-1



ภาพที่ 3-1 ภาพรวมของระบบ

ข้อมูลนำเข้าเป็นภาพ gray-scale level ในรูปแบบ file bmp ขนาดภาพ 512x512 ในแบบการสแกน Transversal section จาก [9] โดยแสดงชั้นของภาพ ดังภาพที่ 3-2 แต่ในภาพที่นำมามีส่วนของสัญลักษณ์เพศชายซึ่งถือเป็นสิ่งรบกวนจำเป็นต้องมีการลบสัญลักษณ์นี้ออกก่อน ดังภาพที่ 3-3



ภาพที่ 3-2 ขอบเขตและตำแหน่งของภาพ CT แต่ละชั้นบนศีรษะ โดยเรียงลำดับจากบนลงล่าง



ภาพที่ 3-3 ภาพ CT ในชั้นที่ 1

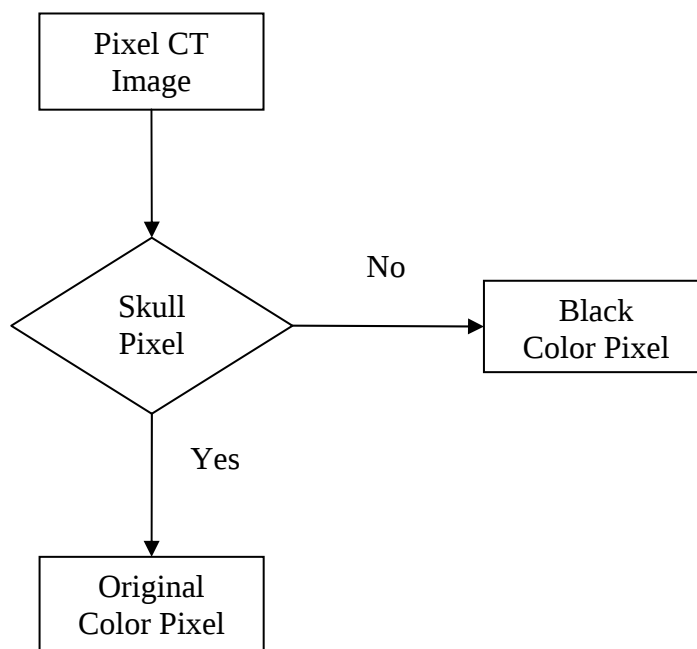
3.1 การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ

การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพทางการแพทย์ ผู้วิจัยเลือกใช้วิธีการ Intensity Thresholding โดยการกำหนดค่า Threshold จะอาศัยหลักการทางด้านสถิติ ความน่าจะเป็น ลักษณะการกระจายค่าความเข้มของภาพ และ ความรู้พื้นฐานจากผู้เชี่ยวชาญประกอบกัน [9] มีขั้นตอนดังนี้

3.1.1 ทำการสุ่มภาพ 17 ภาพ จากทั้งหมด 32 ภาพ เนื่องจากขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนที่จะต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญในการแบ่งย่อยส่วนประกอบของกะโหลก ไม่อาจนำภาพทั้งหมดขึ้นมาแบ่งย่อยส่วนประกอบได้ จึงจำเป็นต้องใช้การสุ่มช่วย โดยมีหลักการคือสุ่มมากกว่าครึ่งของจำนวนรูปทั้งหมด ดังนั้นเราจึงทำการสุ่มภาพ 17 ภาพ คิดเป็น 53% เพื่อทำการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญ และส่วนที่เหลืออีก 16 ภาพหรือ 46% จะใช้คอมพิวเตอร์ และค่าทางสถิติ มาช่วยในการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพในภายหลัง

3.1.2 ทำการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพทั้ง 17 ภาพที่ได้จากการสุ่มโดยให้ผู้เชี่ยวชาญทางการแพทย์ด้านรังสีวิทยา ผู้เชี่ยวชาญจะช่วยบอกตำแหน่งต่างๆของกะโหลกศีรษะ เพื่อให้ได้มาซึ่งส่วนของกะโหลกที่ถูกต้องที่สุด วิธีที่ผู้เชี่ยวชาญใช้คือโปรแกรมสำเร็จรูป photoshop 7.0 ตั้งค่า Tolerance เท่ากับ 5 เปิดใช้งานในส่วนของ Anti-aliased และ Contiguous จากนั้นผู้เชี่ยวชาญจะวิเคราะห์ว่าส่วนใดที่เป็นกะโหลกแล้วทำการคลิกเมาส์ลงไปบริเวณกะโหลกนั้น โปรแกรมจะทำการเลือกกลุ่มของจุดภาพที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกัน และบริเวณที่ต่อกันมารวมกันเป็นพื้นที่ของ

กะโหลก ในส่วนกะโหลกนี้จะยังคงค่าความเข้มของจุดภาพบริเวณภายในทั้งหมดไว้ ส่วนที่นอกเหนือจากนั้นจะเปลี่ยนค่าความเข้มเป็นสีดำ แสดงแบบแผนการทำงานได้ดังภาพที่ 3-4



ภาพที่ 3-4 แผนภาพแสดงการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากผู้เชี่ยวชาญ

3.1.3 นำส่วนกะโหลกแต่ละภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพทั้ง 17 ภาพ โดยผู้เชี่ยวชาญเรียบร้อยแล้ว มาคำนวณหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean: $\bar{x}_i$) และคำนวณหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation: σ_i) จากสมการที่ (3-1) และ (3-2)

$$\bar{x}_i = \frac{1}{N_i} \sum_{j=1}^{N_i} x_j \quad (3-1)$$

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{N_i} \sum_{j=1}^{N_i} (x_j - \bar{x}_i)^2} \quad (3-2)$$

เมื่อ

$\bar{x}_i$: ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของภาพที่ i

σ_i : ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพที่ i

x_j : ค่าความเข้มของจุดภาพที่ j ที่มีค่ามากกว่า 0

N_i : จำนวนจุดภาพที่มีค่าความเข้มมากกว่า 0 ของภาพที่ i

3.1.4 นำมาหาค่าเฉลี่ยเลขคณิตแบบถ่วงน้ำหนัก และค่าเบี่ยงเบนแบบถ่วงน้ำหนัก ดังสมการ (3-3) และ (3-4)

$$\bar{x}_t = \frac{\sum_{i=1}^M N_i x_i}{\sum_{i=1}^M N_i} \quad (3-3)$$

$$\sigma_t = \frac{\sum_{i=1}^M N_i \sigma_i}{\sum_{i=1}^M N_i} \quad (3-4)$$

เมื่อ

$\bar{x}_t$: ค่าเฉลี่ยเลขคณิตแบบถ่วงน้ำหนัก

σ_t : ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานแบบถ่วงน้ำหนัก

$\bar{x}_i$: ค่าเฉลี่ยเลขคณิตของภาพที่ i

σ_i : คำนวณหาค่าเบี่ยงเบนของภาพที่ i

N_i : จำนวนจุดภาพที่มีค่าความเข้มมากกว่า 0 ของภาพที่ i

M : จำนวนภาพที่ได้จากการสุ่ม

3.1.5 นำผลจากสมการ ที่ (3-3) และ (3-4) ไปแทนค่ากับสมการ (3-5) และ (3-6) เพื่อทดลองใช้เป็นค่า threshold กับภาพ CT ที่สุ่มขึ้นมา

$$T_1 = \bar{x}_t \quad (3-5)$$

$$T_2 = \bar{x}_t - \sigma_t \quad (3-6)$$

เมื่อ

T_1 : เป็นค่า Threshold จากค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนัก

T_2 : เป็นค่า Threshold จากผลต่างของค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนัก และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานถ่วงน้ำหนัก

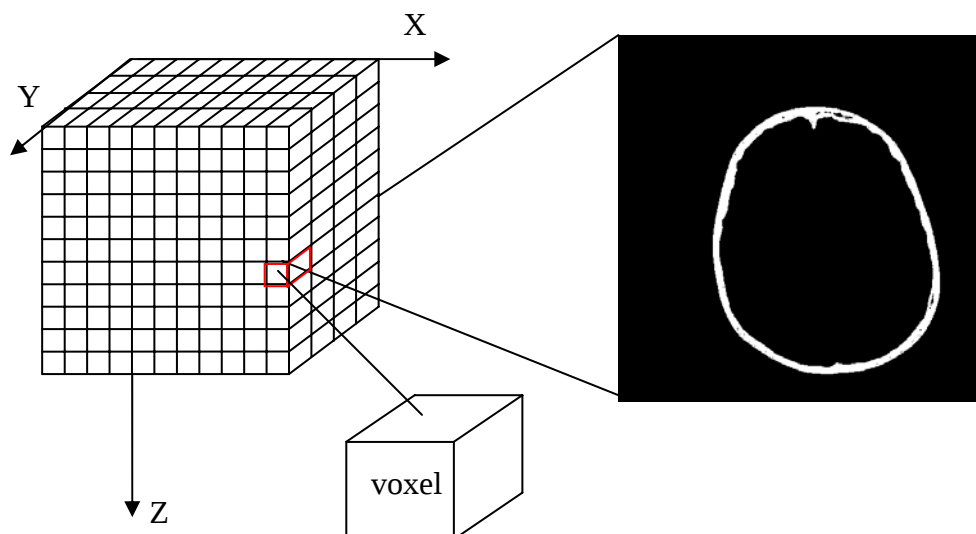
ในวิทยานิพนธ์นี้ตั้งสมมุติฐานว่าการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยวิธี Threshold จากค่าประมาณ T_2 ที่มีการคิดผลต่างค่าเฉลี่ยเลขคณิตกับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน จะสามารถแบ่งย่อยส่วนกะโหลกจากภาพถ่าย CT ได้ดีกว่า ค่าประมาณ T_1 ที่เป็นค่าเฉลี่ยเลขคณิตเพียงอย่างเดียว เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะด้วยผู้เชี่ยวชาญ

3.1.6 ทำการแบ่งย่อยส่วนประกอบของกะโหลกศีรษะด้วยวิธี Threshold จากภาพ CT ที่ถูกสุ่ม ด้วยค่า T_1 และ T_2 จากนั้นทำการเปรียบเทียบกับภาพที่ทำการ แบ่งย่อยภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญที่กับภาพ CT ที่ทำการ Threshold ด้วยค่า T_1 และ T_2 โดย นำค่าความเข้ม ณ ตำแหน่งเดียวกันจากภาพขึ้นเดียวกันมาลบกัน เพื่อตรวจสอบหาความผิดพลาด แล้วจึงนำมาใช้ในการตัดสินใจเลือกค่า Threshold ต่อไป

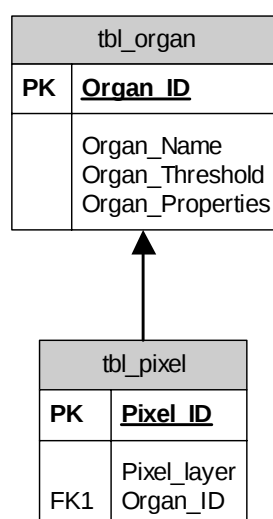
3.2 ฐานข้อมูล

เพื่อจะสร้าง Voxel-Based Model เราจะทำกรเรียงลำดับภาพตั้งแต่ชั้นที่ 1 ถึง 32 ชั้นบนสุดคือภาพชั้นที่ 1 โดยแต่ละจุดภาพจะถูกจำลองแทนด้วยปริมาตร ทำให้แต่ละจุดภาพจะเท่ากับ Voxel นั้นเอง ดังภาพที่ 3-3

การเก็บข้อมูลเชิงเรขาคณิต โดยจะทำการอ่านค่าความเข้มของจุดภาพที่ละเส้น Scanline ในแต่ละภาพ เพื่อตรวจสอบว่าค่าจุดภาพใดมีค่าความเข้มของกะโหลก เมื่อจุดภาพที่มีค่าความเข้มดังกล่าว จะทำการบันทึกตำแหน่งของจุดภาพ ลงฐานข้อมูล ในกรณีที่สามารถแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพเป็นอวัยวะอื่นเช่น สมอง เนื้อเยื่อ ผิวหนัง ก็สามารถเพิ่มประเภทอวัยวะเหล่านั้นลงในฐานข้อมูลได้ จากแนวความคิดนี้ สามารถออกแบบ ER-Diagram ได้ดังภาพที่ 3-5 ส่วนคำสั่งในการสร้างตาราง บันทึกข้อมูล และตัวอย่างต่างๆเกี่ยวกับฐานข้อมูลสามารถดูได้จากในภาคผนวก ก.



ภาพที่ 3-5 รายละเอียดโครงสร้างแบบจำลอง Voxel-Based 3 มิติ โดยมีภาพที่ CT ผ่านการแยกย่อยส่วนประกอบอยู่ภายใน



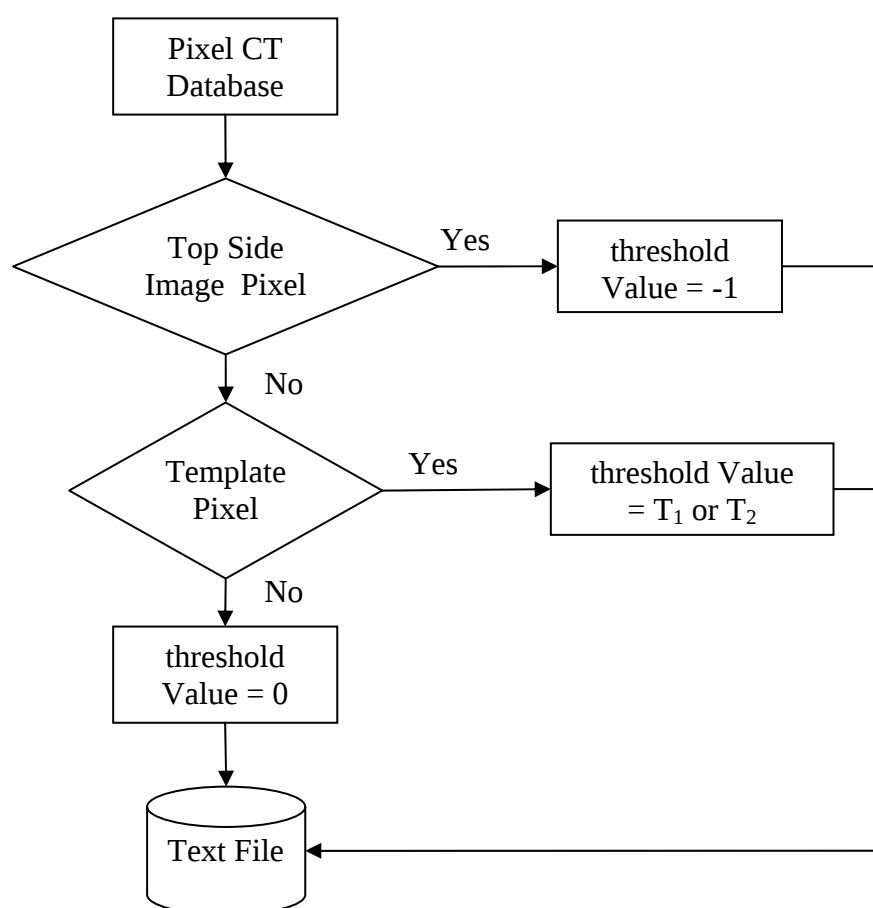
ภาพที่ 3-6 แผนภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลเชิงกายภาพ (ER-Diagram - Physical view PK Primary Key, FK Foreign Key)

3.3 การแสดงผล

ในการแสดงผลนั้นเนื่องจากข้อมูลทั้งหมดอยู่ในฐานข้อมูล ซึ่งสามารถใช้คำสั่ง select ข้อมูลออกมาได้ในรูปแบบต่างๆ ได้ เช่น select ข้อมูลในแนวแกน x แนวแกน y แนวแกน z หรือทั้งแนวแกน x แนว y และแนวแกน z ขึ้นอยู่กับการนำไปใช้ประยุกต์กับโปรแกรมแสดงผล แต่ในงานวิจัยนี้ประยุกต์ใช้ชุดคำสั่งจาก [14] มาเป็นตัวอย่างในการแสดงผล โดยประยุกต์ใช้กับ OpenGL กับเทคนิคของ Marching Cube และมีการปรับเปลี่ยนขนาดของการแสดงผล เพื่อลด

เวลาในการประมวลผลเหลือเป็น Voxel ขนาด $64 \times 64 \times 32$ จากข้อมูลจริงในฐานข้อมูลที่มีขนาด $512 \times 512 \times 32$

การนำไปใช้กับ source code และวิธีดังกล่าว เราได้ทำเขียนจุดทั้งหมด 65×65 จุดลงบนภาพขนาด 512×512 โดยแต่ละจุดจะห่างกัน 8 จุดภาพทั้งแนวตั้งและแนวนอน ดังนั้นจะได้จุดทั้งหมด 4225 จุด เพื่อตรวจสอบกับฐานข้อมูลว่าที่พิกัดจุดทั้ง 65×65 จุดนั้น ตรงกับจุดภาพกะโหลกที่เก็บในฐานข้อมูลหรือไม่ โดยจะเทียบตั้งแต่บริเวณมุมซ้ายบนไปตามแนวแกน x จนสุดแล้วเลื่อนลงตามแนวแกน y และ z ถ้าพบว่าจุดภาพในฐานข้อมูลตรงกับพิกัดจุดที่เขียนลงไปบนภาพ จะบันทึกพิกัดของจุดภาพพร้อมค่า Threshold ของจุดภาพนั้นไว้ ในกรณีที่จุดภาพในนั้นในแนวขอบรูปภาพด้านบน เราจะกำหนดให้ค่า Threshold มีค่าเท่ากับ -1 เพื่อให้สามารถทราบตำแหน่งการวางรูปเพื่อสร้างรูปสามมิติ และบันทึกลงใน Text File แสดงแบบแผนการทำงานได้ดังภาพที่ 3-7



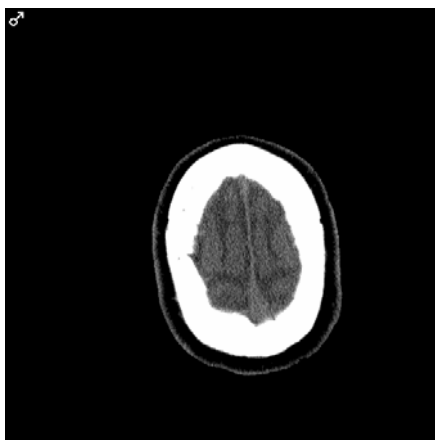
ภาพที่ 3-7 ขั้นตอนการดึงข้อมูลจากฐานข้อมูล

บทที่ 4

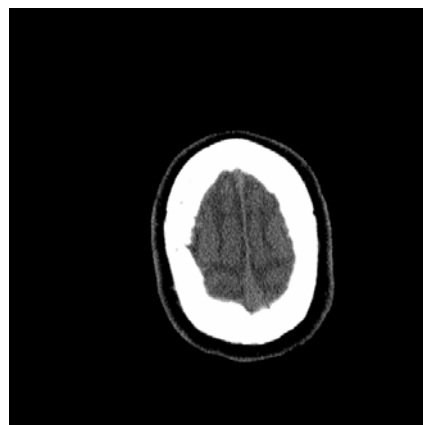
การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการสุ่มภาพ ผลการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกศีรษะ โดยเปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากผู้เชี่ยวชาญกับค่า Threshold ที่ได้จากการประมาณค่าทางสถิติ เพื่อหาค่า Threshold ที่ดีที่สุดมาใช้ จากนั้นนำภาพที่แบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพกะโหลกศีรษะแล้วมาบันทึกลงฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต และแสดงผลในรูปแบบ 3 มิติ

เนื่องจากสัญลักษณ์แสดงเพศชายของภาพ CT มีตำแหน่งที่แน่นอนและเด่นชัดตรงกันทุกภาพบริเวณมุมขวาบน จึงสามารถกำหนดจุดที่จะลบออกได้ โดยกำหนดให้จุดภาพที่มีพิกัด ในแกน x ตั้งแต่ 0 ถึง 50 และ พิกัดในแกน y ตั้งแต่ 0 ถึง 50 ถ้ามีค่าความเข้ม มากกว่า 0 ให้เปลี่ยนค่าความเข้มเป็น 0 ดังภาพที่ 4-1



ก)



ข)

ภาพที่ 4-1 ภาพ CT ต้นแบบ ก) ภาพ CT แสดงสัญลักษณ์เพศชายที่บริเวณมุมซ้ายบน ข) ภาพ CT ที่ผ่านการลบสัญลักษณ์เพศชาย

4.1 รายละเอียดของระบบที่ใช้

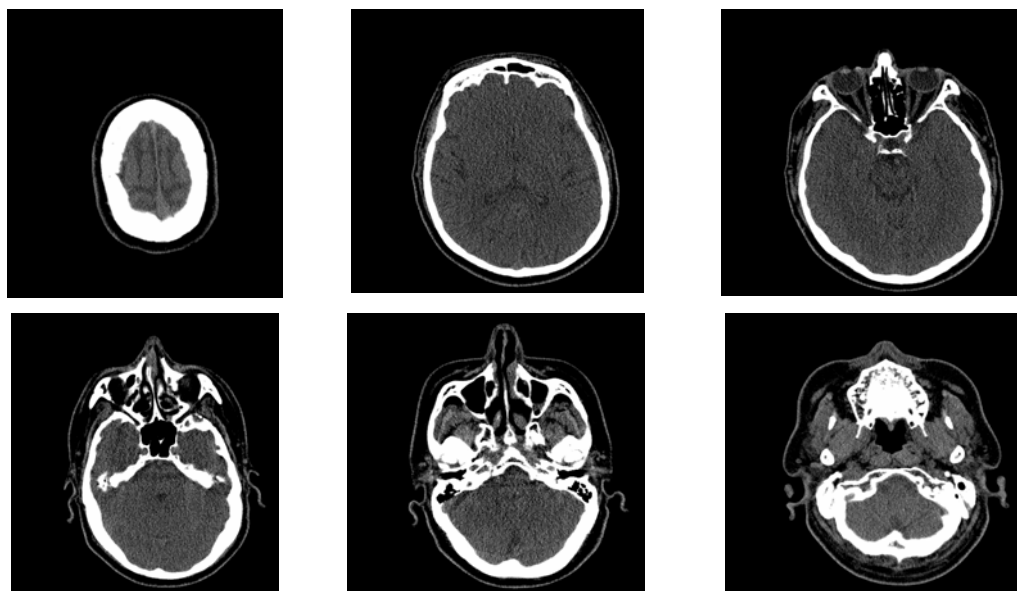
สำหรับรายละเอียดของซอฟต์แวร์ และฮาร์ดแวร์ที่ใช้ในการทดลอง และแสดงผลของกะโหลกศีรษะในรูปแบบ 3 มิติ ดังตารางที่ 4-1

ตาราง 4-1 รายละเอียดของระบบที่ใช้พัฒนา

รายการ	รายละเอียด
โปรเซสเซอร์	Mobile Intel Pentium 4 2.2 GHz
หน่วยความจำ	512 MByte
ระบบปฏิบัติการ	Window XP Professional SP2
ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการพัฒนา	Microsoft Visual C++ 2005
ซอฟต์แวร์อื่นๆ	Photoshop 7.0
ฐานข้อมูล	MySQL 4.1.22

4.2 สุ่มภาพ CT

จากวิธีการดำเนินงานในหัวข้อที่ 3.1 สุ่มภาพ 17 ภาพ จากทั้งหมด 32 ภาพ ได้ภาพชั้นที่ 1 2 6 9 10 12 15 17 20 21 22 24 26 27 29 30 และ 31 ดังภาพที่ 4-2

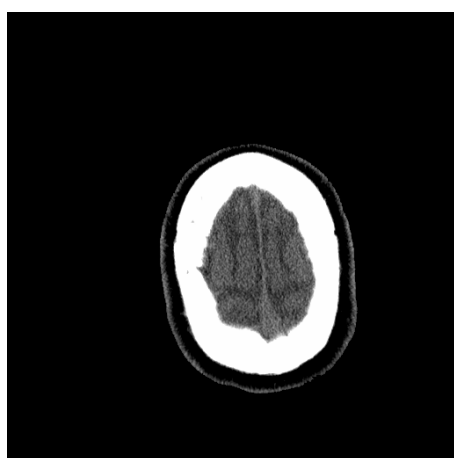


ภาพที่ 4-2 ภาพ CT ที่ถูกสุ่มขึ้นมา แถวที่ 1 ภาพชั้นที่ 1, 15, 22 แถวที่ 2 ภาพชั้นที่ 24, 27 และ 32

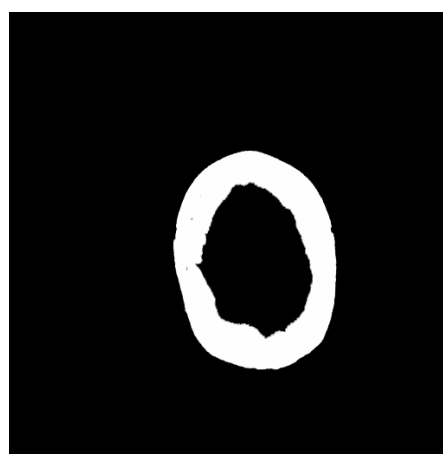
4.3 การแบ่งย่อยส่วนประกอบภาพโดยผู้เชี่ยวชาญ

ในการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ จากภาพถ่ายทางการแพทย์โดยผู้เชี่ยวชาญ ผู้เชี่ยวชาญจะเป็นบุคคลที่มีความรู้เกี่ยวกับเรื่องรังสีวิทยา หรือเป็นแพทย์เฉพาะทางด้านกระดูกและข้อ เมื่อผู้เชี่ยวชาญได้วิเคราะห์ภาพถ่าย CT ในแต่ละภาพ ผู้เชี่ยวชาญจะให้คำปรึกษาว่า ณ ตำแหน่งนั้นๆ บนภาพ เป็นกะโหลกหรือไม่ มีหลักพื้นฐานดังนี้

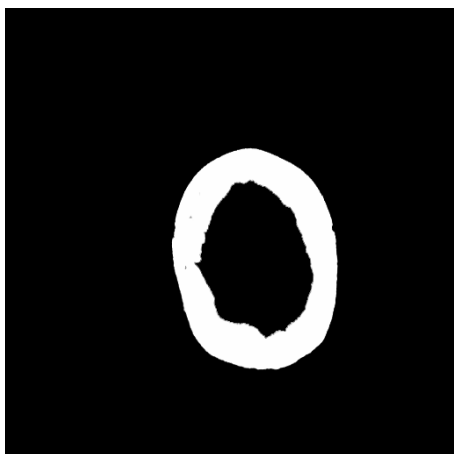
4.3.1 สังเกตจากความเข้มของภาพถ่าย CT โดยทั่วไปแล้วส่วนอวัยวะกะโหลกซึ่งมีความหนาแน่นมาก ทำให้รังสีไม่สามารถทะลุผ่านไปได้ จะมีความเข้มที่มาก (สีขาว) ดังภาพที่ 4-3



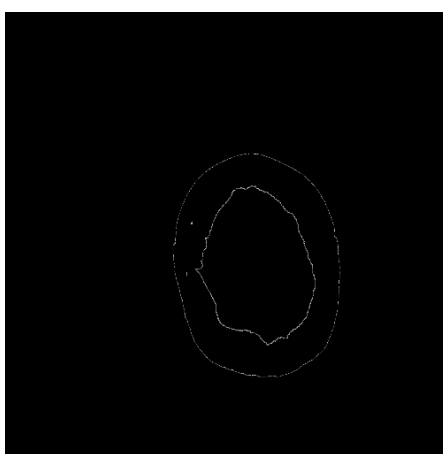
ก)



ข)



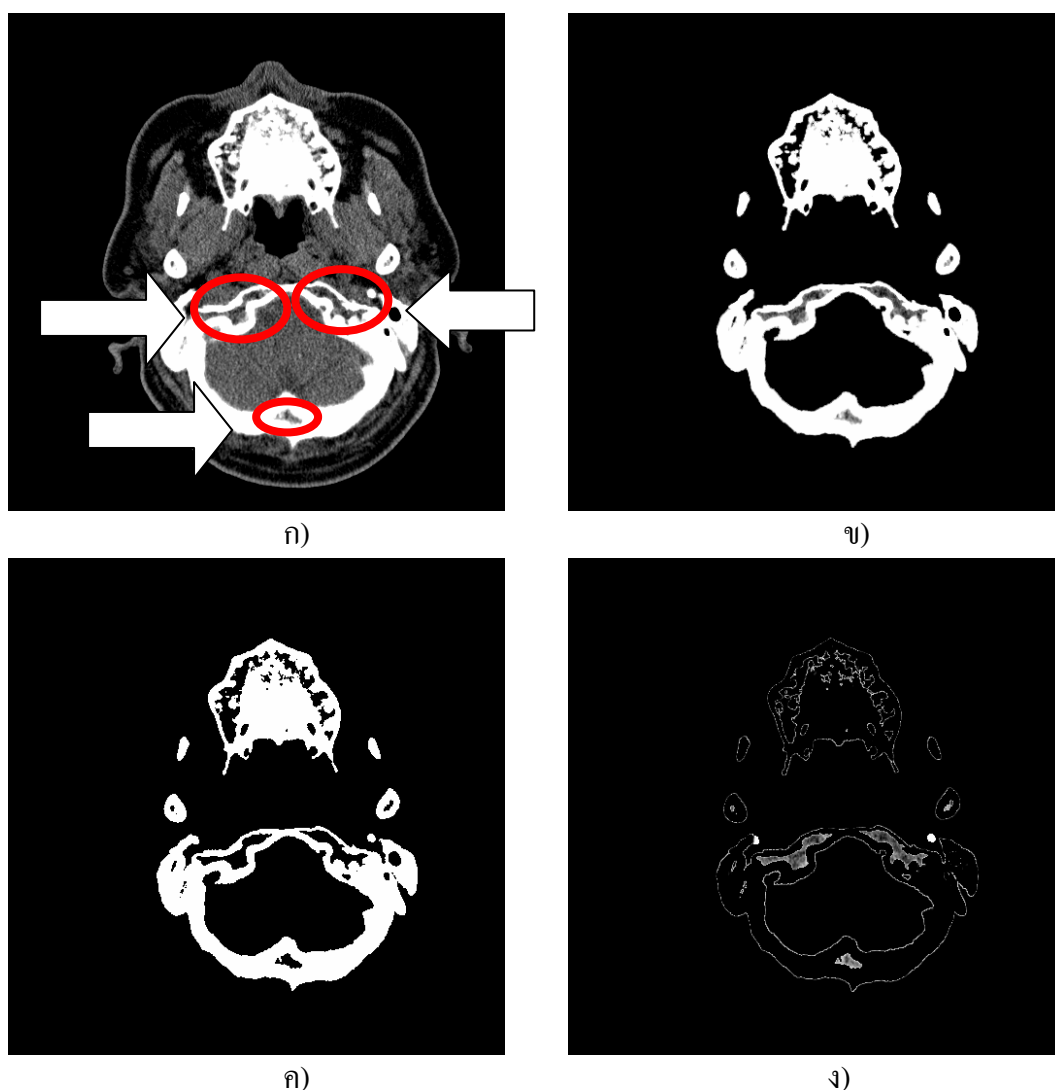
ค)



ง)

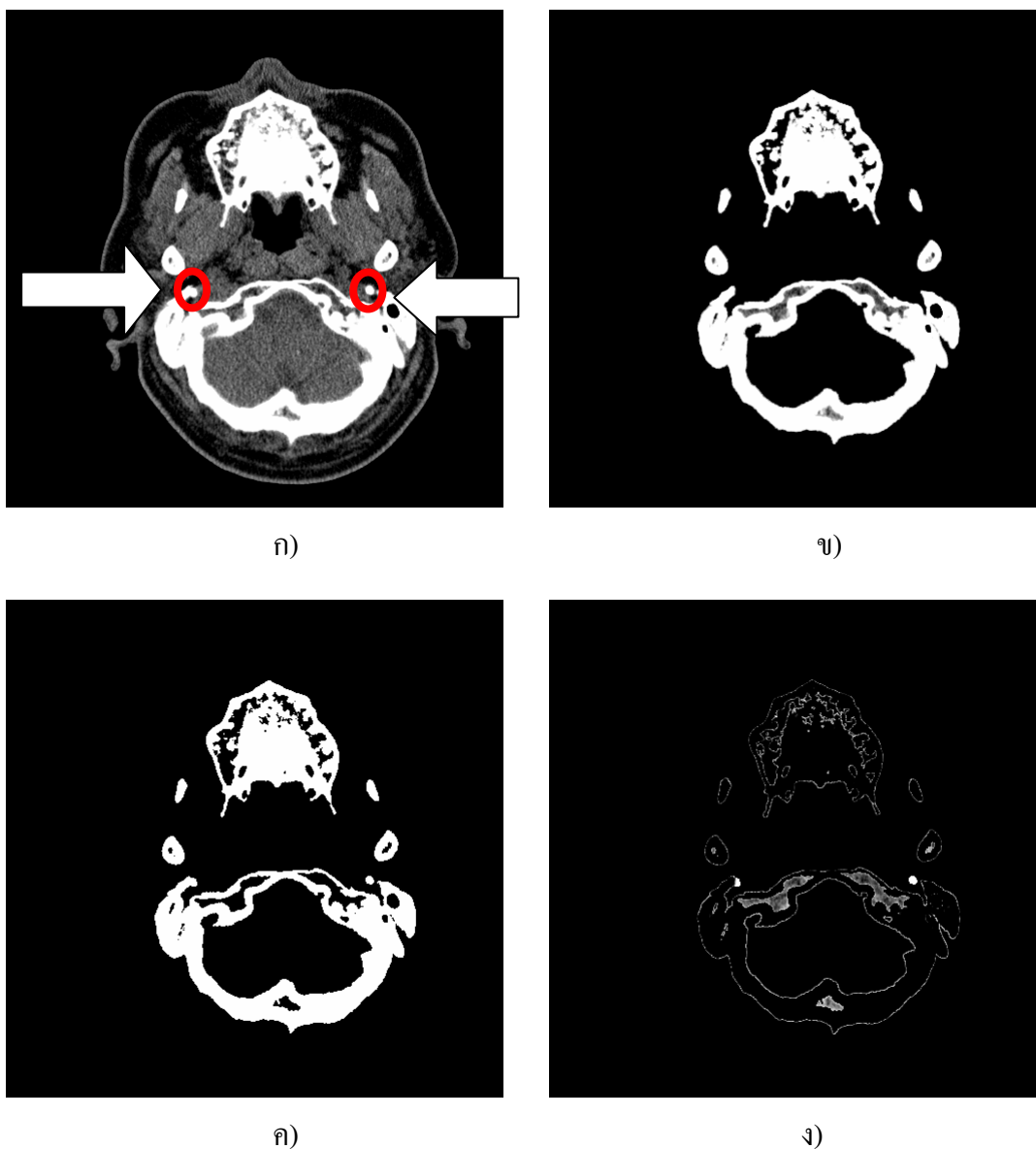
ภาพที่ 4-3 เปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกของภาพชั้นที่ 1 ก) ภาพต้นแบบ ข) ภาพ CT ที่ผ่านการทำ Threshold เท่ากับ 231 ค) ภาพผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกด้วยผู้เชี่ยวชาญ ง) ผลความต่างของ ข) และ ค) มีค่าความผิดพลาด 5.71%

4.3.2 สังเกตจากตำแหน่งของอวัยวะโดยอาศัยวิจารณ์ญาณ ประสบการณ์ และความรู้ด้านโครงสร้างอวัยวะในศีรษะของผู้เชี่ยวชาญ เนื่องจากความหนาแน่นของกะโหลกศีรษะมีความหนาแน่นไม่เท่ากันหมด บางส่วนของกะโหลกศีรษะจะมีความหนาแน่นมาก แต่บางส่วนของกะโหลกศีรษะก็มีความหนาแน่นน้อย กะโหลกที่มีความหนาแน่นน้อยมาจากมวลกระดูกที่พรุน เช่นบริเวณลูกศรชี้ ทำให้ความเข้มของกะโหลกที่มีความหนาแน่นน้อยจะมีค่าใกล้เคียงกับอวัยวะอื่น เช่น เนื้อเยื่อ สมอง เป็นต้น ดังลูกศรชี้ในภาพที่ 4-4



ภาพที่ 4-4 เปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกของภาพชั้นที่ 31 ก) ภาพต้นแบบภายในวงกลมที่ลูกศรชี้เป็นส่วนของกะโหลกที่มีความหนาแน่นน้อย ข) ภาพ CT ที่ผ่านการทำ Threshold เท่ากับ 231 ค) ภาพผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกด้วยผู้เชี่ยวชาญ ง) ผลความต่างของ ข) และ ค) มีค่าความผิดพลาด 23.02%

4.3.3 การฉีดสารเคมี เนื่องจากในบางกรณีจะมีการฉีดสารเคมี (Contrast Media) ซึ่งเป็นสารทึบรังสีเอกซเรย์เข้าไปในร่างกายเพื่อให้สามารถมองเห็นส่วนที่สารเคมีไหลผ่านได้ชัดเจนขึ้น ทำให้ส่วนของอวัยวะที่มีสารเคมีไหลผ่านจะมีความเข้มใกล้เคียงกับ กระโหลก [9] เช่น เส้นเลือด ดังถูกครีชีในภาพที่ 4-5



ภาพที่ 4-5 เปรียบเทียบการแบ่งย่อยส่วนประกอบกะโหลกของภาพขั้นที่ 31 ก) ภาพต้นแบบภายในวงกลมที่ถูกครีชีแสดงส่วนของเส้นเลือดที่มีความสว่างใกล้เคียงกะโหลก สีระ ข) ภาพ CT ที่ผ่านการทำ Threshold เท่ากับ 231 ค) ภาพผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกด้วยผู้เชี่ยวชาญ ง) ผลความต่างของ ข) และ ค) มีค่าความผิดพลาด 23.02%

4.4 การคำนวณค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean: $\bar{x}_i$) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation: σ_i)

ผลการหาค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญ ได้ผลดังตารางที่ 4-1

ตารางที่ 4-2 ค่าเฉลี่ยเลขคณิตและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ชั้นที่	N	$\bar{x}_j$	σ_j
1	22435	245.52	38.94
2	21893	243.69	42.62
6	18828	234.82	57.93
9	16412	232.24	57.80
10	16545	230.70	61.08
12	17200	227.86	66.58
15	18508	228.48	65.31
17	20358	226.08	66.75
20	20342	225.44	65.63
21	17391	218.74	74.64
22	16998	216.72	76.42
24	27274	226.16	66.68
26	39280	233.26	58.06
27	40067	232.25	59.09
29	35043	229.55	62.09
30	28649	233.34	55.92
31	31094	228.09	60.59

จะเห็นว่าค่าเฉลี่ยเลขคณิตในแต่ละชั้นมีการกระจายตัวที่ไม่มาก คืออยู่ในช่วง 220 – 245 แต่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าค่อนข้างมาก คืออยู่ในช่วง 38-76 ซึ่งจะต้องทำการวิเคราะห์หาเหตุผลต่อไป โดยจะขอรายละเอียดในหัวข้อการวิเคราะห์ผล

4.5 การหาค่า Threshold การนำค่า Threshold ไปทำการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพและเปรียบเทียบผล

โดยการนำค่าจากตารางที่ 4-1 มาคำนวณค่าเฉลี่ยเลขคณิตแบบซั้งน้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานแบบซั้งน้ำหนัก จากสมการที่ 3-3 และ 3-4 จะได้เท่ากับ

$$\bar{x}_t = 230.64 \approx 231$$

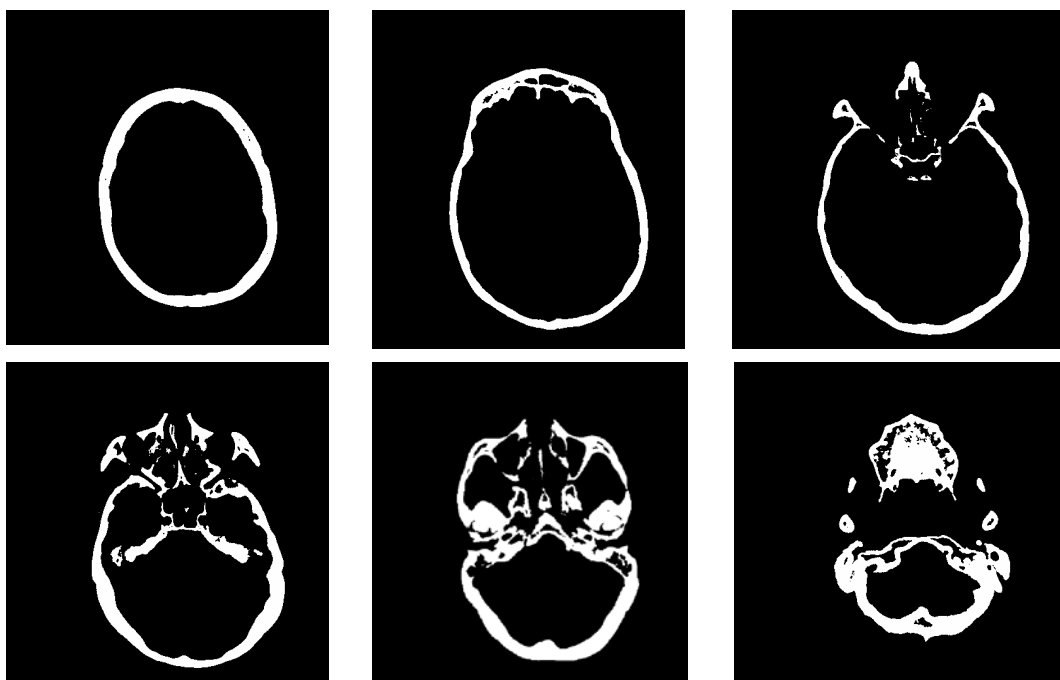
$$\sigma_t = 60.32 \approx 60$$

จากสมการที่ 3-5 สามารถคำนวณหาค่า T_1 และ T_2

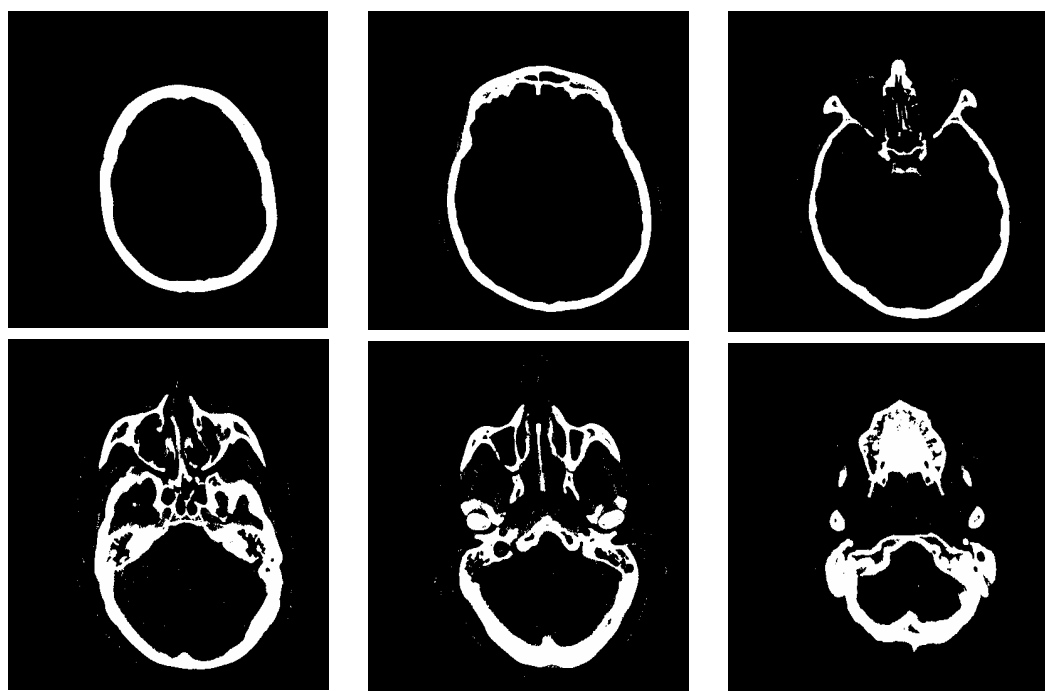
$$T_1 = 231 \quad (4-1)$$

$$T_2 = 231 - 60 = 171. \quad (4-2)$$

นำค่า Threshold T_1 และ T_2 จากสมการที่ 4-1 และ 4-2 ไปทำการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ ดังนั้นจะได้ผล ดังภาพที่ 4-6 และ 4-7 ตามลำดับ

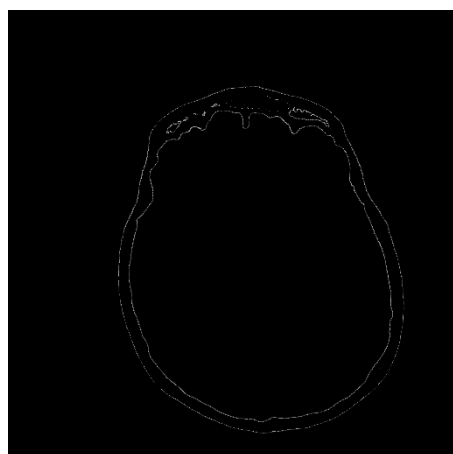


ภาพที่ 4-6 ตัวอย่างภาพ CT หลังทำการแบ่งย่อยภาพด้วยค่า Threshold = 231 แถวที่ 1 ภาพ
ชั้นที่ 6 15 21 แถวที่ 2 ภาพชั้นที่ 24 28 และ 32



ภาพที่ 4-7 ตัวอย่างภาพ CT หลังทำการแบ่งย่อยภาพด้วยค่า Threshold = 171 แถวที่ 1 ภาพ
ชั้น ที่ 6 15 21 แถวที่ 2 ภาพชั้นที่ 24 28 และ 32

เมื่อนำภาพมาซ้อนทับกันแล้วจะปรากฏจุดภาพที่ค่าความเข้มต่างกันทำการนับจำนวน
จุดภาพทั้งหมด และคำนวณหาค่าร้อยละความผิดพลาดจากการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ โดย
จะยกตัวอย่าง ดังรูปที่ 4-8 และ 4-9

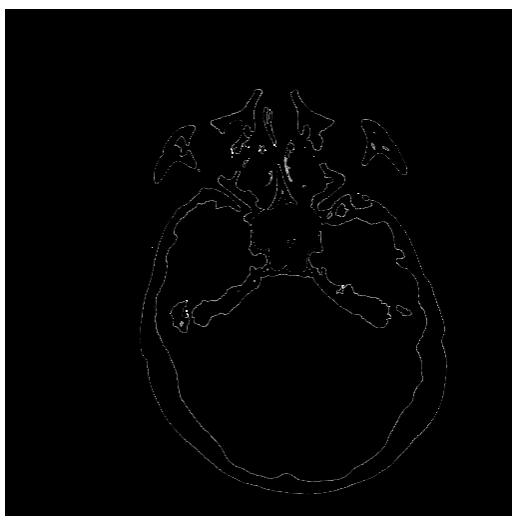


ก)

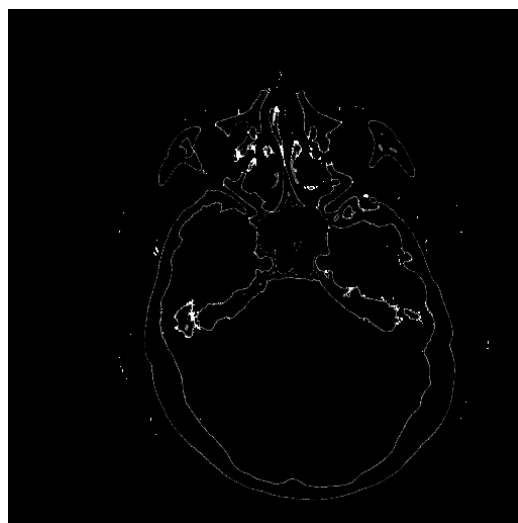


ข)

ภาพที่ 4-8 ผลต่างของการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยค่า Threshold กับการ
แบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญ ในชั้นที่ 15 ก) ค่า Threshold ที่ 231
ข) ค่า Threshold ที่ 171



ก)



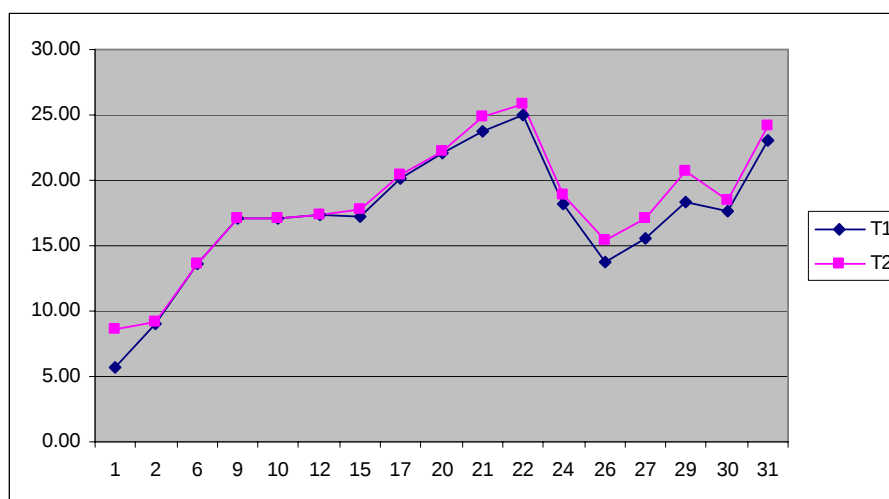
ข)

ภาพที่ 4-9 ผลต่างของการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยค่า Threshold กับการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพด้วยผู้เชี่ยวชาญ ในชั้นที่ 24 ก) ค่า Threshold ที่ 231 ข) ค่า Threshold ที่ 171

เมื่อเปรียบเทียบค่าร้อยละความผิดพลาดจากการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ แล้วพบว่าค่า Threshold ที่ได้จากค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนัก T_1 (231) มีความผิดพลาดเฉลี่ยอยู่ที่ 17.32% มากที่สุด 25.04% น้อยที่สุด 5.71% และ ค่า Threshold ที่มาจากผลต่างของค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนักกับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานถ่วงน้ำหนัก T_2 (171) มีความผิดพลาดเฉลี่ยอยู่ที่ 18.18% มากที่สุด 25.88% น้อยที่สุด 8.67% ดังภาพที่ 4-10 และตารางที่ 4-2

ตารางที่ 4-3 เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของ T_1 และ T_2

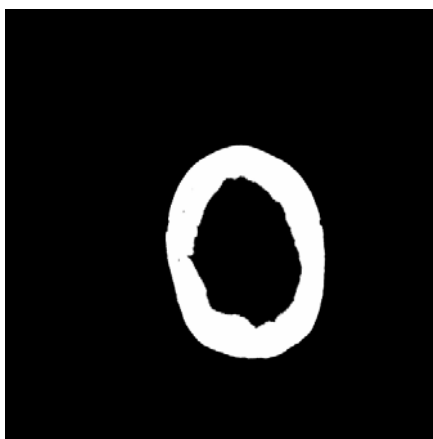
ชั้นที่	T_1 (%)	T_2 (%)
1	5.71	8.67
2	9.09	9.17
6	13.66	13.67
9	17.13	17.13
10	17.10	17.10
12	17.36	17.36
15	17.19	17.76
17	20.07	20.43
20	22.04	22.20
21	23.74	24.88
22	25.04	25.88
24	18.15	18.83
26	13.74	15.47
27	15.49	17.08
29	18.31	20.63
30	17.63	18.51
31	23.02	24.22
ค่าเฉลี่ย	17.32	18.18



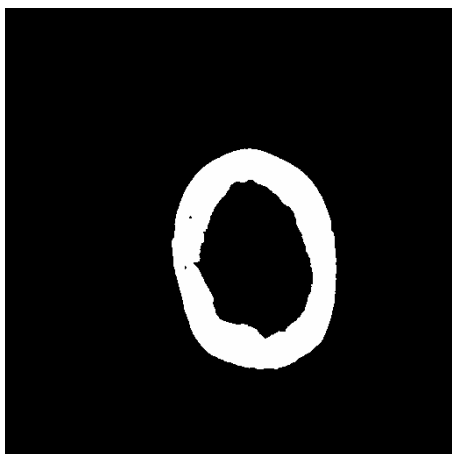
ภาพที่ 4-10 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่า Threshold T_1 และ T_2 กับภาพที่ถูกสุ่ม
แกน x คือชั้นของภาพ แกน y คือค่าความผิดพลาด

4.6 การวิเคราะห์ผล

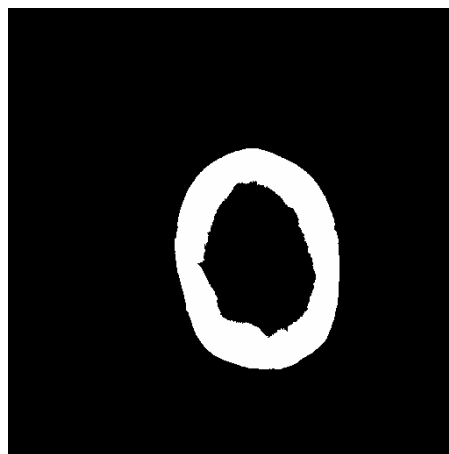
จากตารางที่ 4-1 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในรูปชั้นที่ 1 เท่ากับ 38.94 หากสังเกตจากรูปที่ 4-11 จะเห็นว่าภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญมีสีขาว แต่ถ้านำจุดภาพของกะโหลกมาเรียงตั้งแต่จุดแรกถึงจุดภาพสุดท้าย จะได้ตามตารางที่ 4-4



ก)



ข)



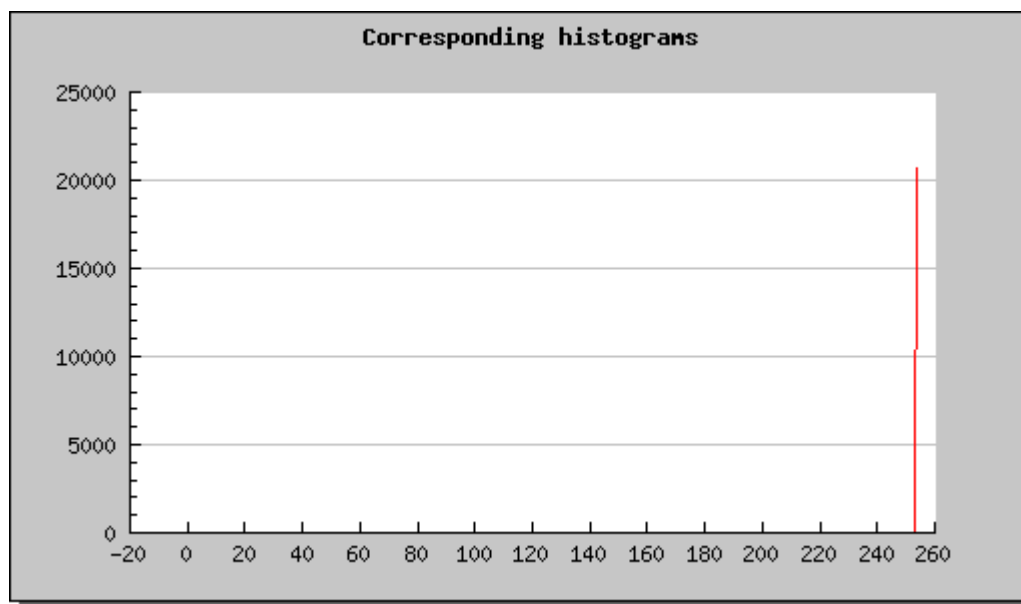
ค)

ภาพที่ 4-11 ภาพ CT ในชั้นที่ 1 ที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยวิธีต่างๆ ก) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยผู้เชี่ยวชาญ ข) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยค่า Threshold = T_1 ค) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยค่า Threshold = T_2

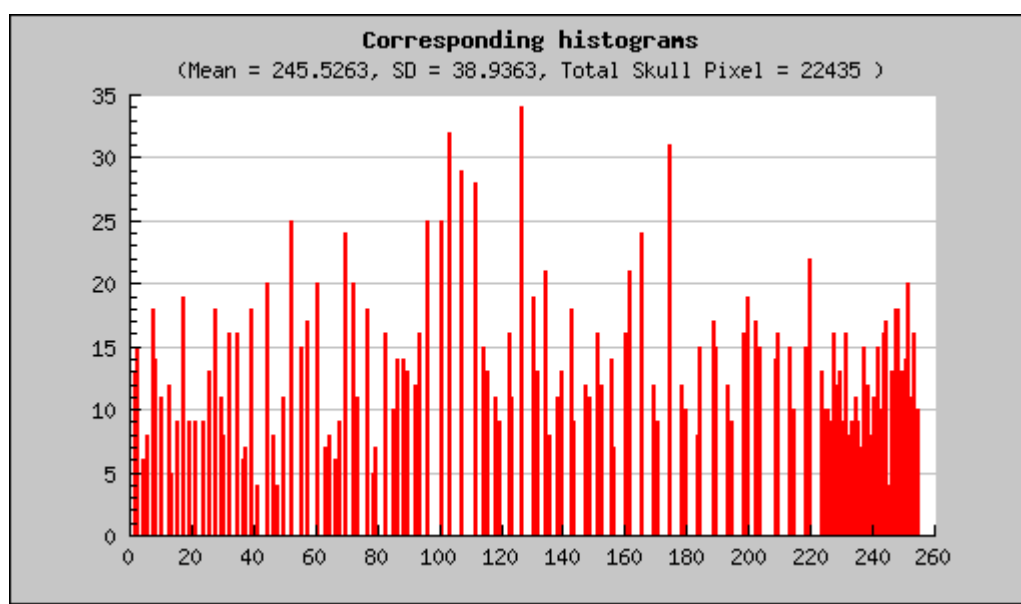
ตาราง 4-4 ลำดับจุดภาพ และความเข้มของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญ
ในชั้นที่ 1

ลำดับจุดภาพ	ความเข้มของจุดภาพ
1	1
2	1
3	12
4	32
5	34
6	32
7	100
8	122
9	130
10	243
.	.
.	.
.	.
22426	52
22427	30
22428	25
22429	21
22430	34
22431	36
22432	52
22433	64
22434	23
22435	7

หากนำข้อมูลจากตารางที่ 4-4 มาแสดงในรูปแบบกราฟฮิสโทแกรม ดังภาพที่ 4-12 ซึ่งแบ่งการแสดงผลออกเป็น 2 แบบคือ แบบที่ 1 เมื่อไม่นำค่าความเข้มที่ 0 มาแสดง ดังภาพที่ 4-12 ก) เนื่องจากเป็นจุดภาพความเข้มของพื้นหลังที่มีอยู่จำนวนมาก เมื่อสังเกตกราฟในภาพที่ 4-12 ก) พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวไม่ปกติ เนื่องจากค่าเฉลี่ยเลขคณิตอยู่ใกล้ค่า max มากเกินไปทำให้ค่าเบี่ยงเบนมีค่ามากตามไปด้วย แบบที่ 2 เป็นกราฟฮิสโทแกรมที่ไม่นำค่าความเข้มที่ 0 และ 255 ดังภาพที่ 4-12 ข) มาแสดงเพื่อต้องการสังเกตการกระจายตัวของจุดภาพในส่วนที่เหลือ ดังนั้นจะสังเกตได้ว่ามีจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 มีค่าต่างจากค่าเฉลี่ยเลขคณิต (245.52) อยู่มาก และเมื่อลองนำจุดภาพที่มีความเข้มที่ 1-80 มาสมมติเป็นสีแดงเพื่อสังเกตตำแหน่งของจุดภาพเหล่านั้นจะพบว่าจุดภาพเหล่านั้นอยู่บริเวณขอบของกะโหลก ดังภาพที่ 4-13

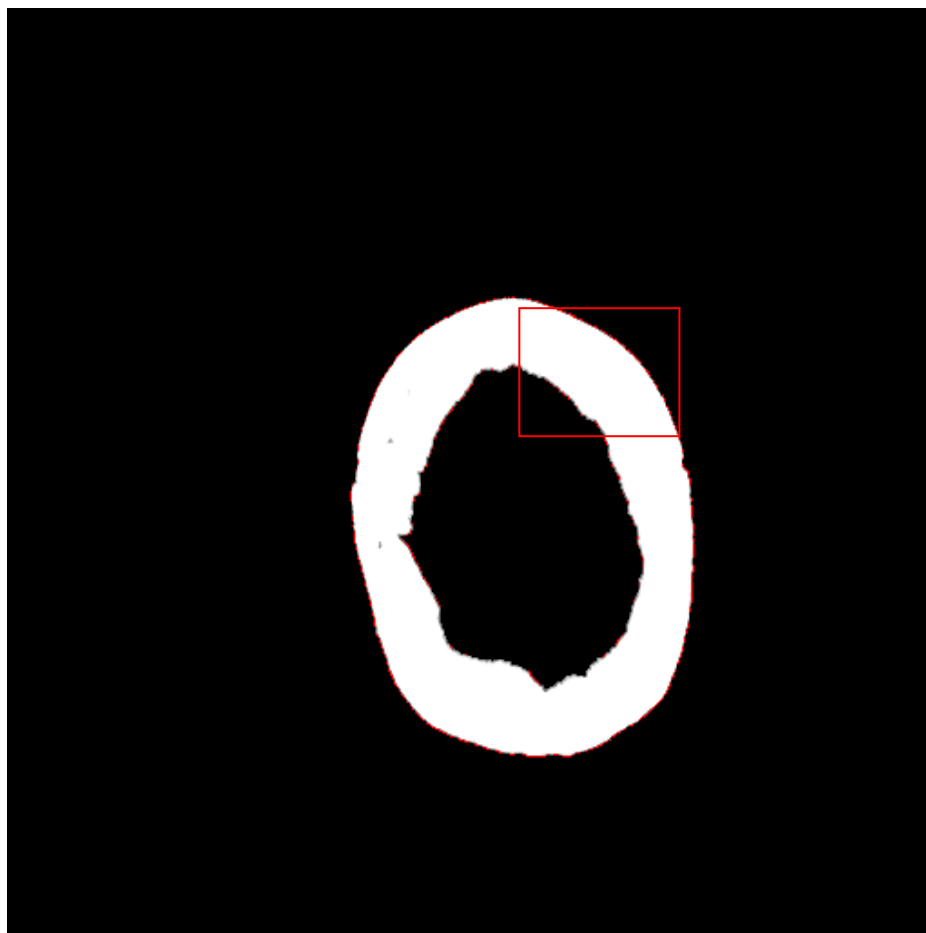


ก)

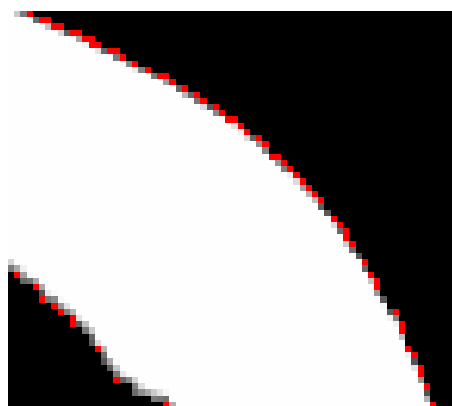


ข)

ภาพที่ 4-12 กราฟฮิสโตแกรมภาพ CT ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 1 ก) ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 ข) ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 และ 255



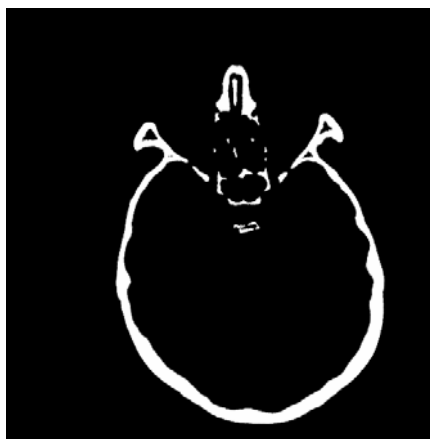
ก)



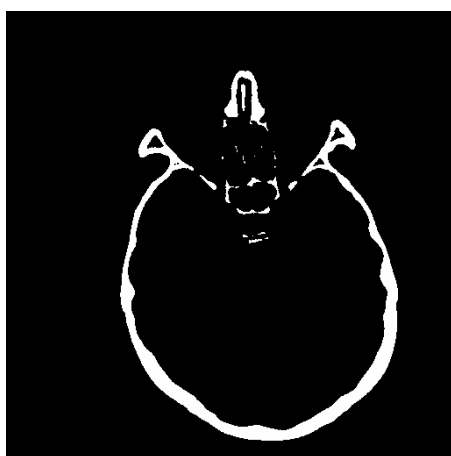
ข)

ภาพที่ 4-13 ภาพ CT ชั้นที่ 1 ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญและเปลี่ยนจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 เป็นสีแดง ก) แสดงภาพ CT ทั้งภาพ ข) ขยายส่วนกรอบสีแดงในรูป ก)

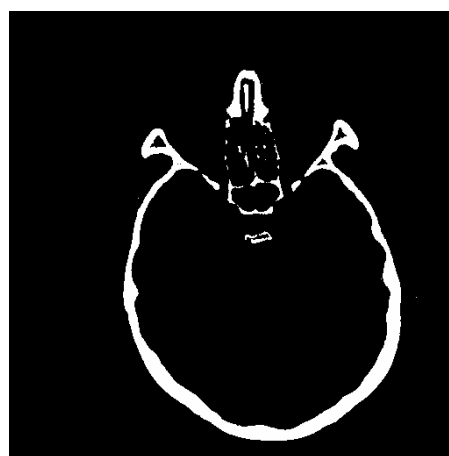
เช่นเดียวกันกับชั้นที่ 1 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในรูปชั้นที่ 22 เท่ากับ 76.42 หากสังเกตจากรูปที่ 4-14 จะเห็นว่าภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญมีสีขาว แต่ถ้านำจุดภาพของกะโหลกมาเรียงตั้งแต่จุดแรกถึงจุดภาพสุดท้าย จะได้ตามตารางที่



ก)



ข)



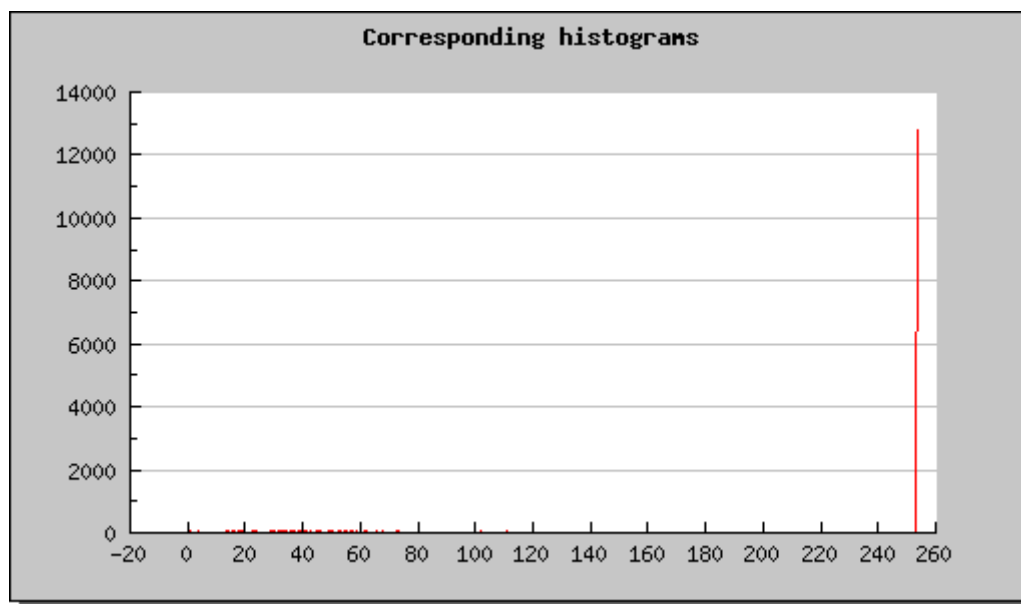
ค)

ภาพที่ 4-14 ภาพ CT ในชั้นที่ 1 ที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยวิธีต่างๆ ก) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยผู้เชี่ยวชาญ ข) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยค่า Threshold = T_1 ค) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยค่า Threshold = T_2

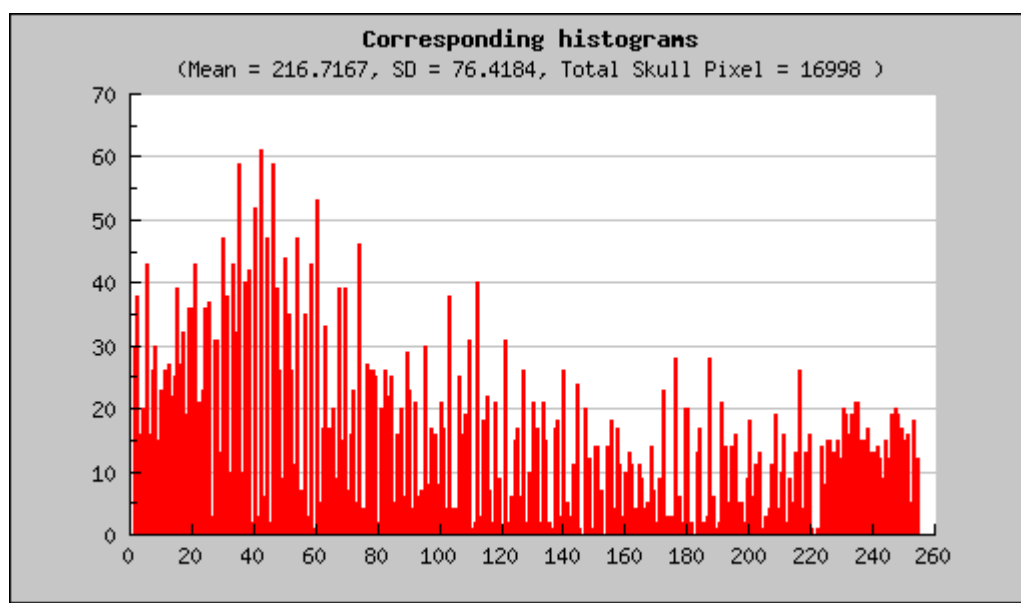
ตาราง 4-5 ลำดับจุดภาพและความเข้มของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญ
ในชั้นที่ 22

ลำดับจุดภาพ	ความเข้มของจุดภาพ
1	12
2	74
3	168
4	218
5	140
6	68
7	96
8	66
9	58
10	60
.	.
.	.
.	.
16989	63
16990	84
16991	86
16992	81
16993	92
16994	52
16995	19
16996	5
16997	1
16998	5

หากนำข้อมูลจากตารางที่ 4-5 มาแสดงในรูปแบบกราฟฮิสโทแกรม ดังภาพที่ 4-15 ซึ่งแบ่งการแสดงผลออกเป็น 2 แบบคือ แบบที่ 1 เมื่อไม่นำค่าความเข้มที่ 0 มาแสดง ดังภาพที่ 4-15 ก) เนื่องจากเป็นจุดภาพความเข้มของพื้นหลังที่มีอยู่จำนวนมาก เมื่อสังเกตกราฟในภาพที่ 4-15 ก) พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวไม่ปกติ เนื่องจากค่าเฉลี่ยเลขคณิตอยู่ใกล้ค่า max มากเกินไปทำให้ค่าเบี่ยงเบนมีค่ามากตามไปด้วย แบบที่ 2 เป็นกราฟฮิสโทแกรมที่ไม่นำค่าความเข้มที่ 0 และ 255 ดังภาพที่ 4-15 ข) มาแสดงเพื่อต้องการสังเกตการกระจายตัวของจุดภาพในส่วนที่เหลือ ดังนั้นจะสังเกตได้ว่ามีจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 มีค่าต่างจากค่าเฉลี่ยเลขคณิต (216.72) อยู่มาก และเมื่อลองนำจุดภาพที่มีความเข้มที่ 1-80 มาสมมติเป็นสีแดงเพื่อสังเกตตำแหน่งของจุดภาพเหล่านั้นจะพบว่าจุดภาพเหล่านั้นอยู่บริเวณขอบของกะโหลก ดังภาพที่ 4-16

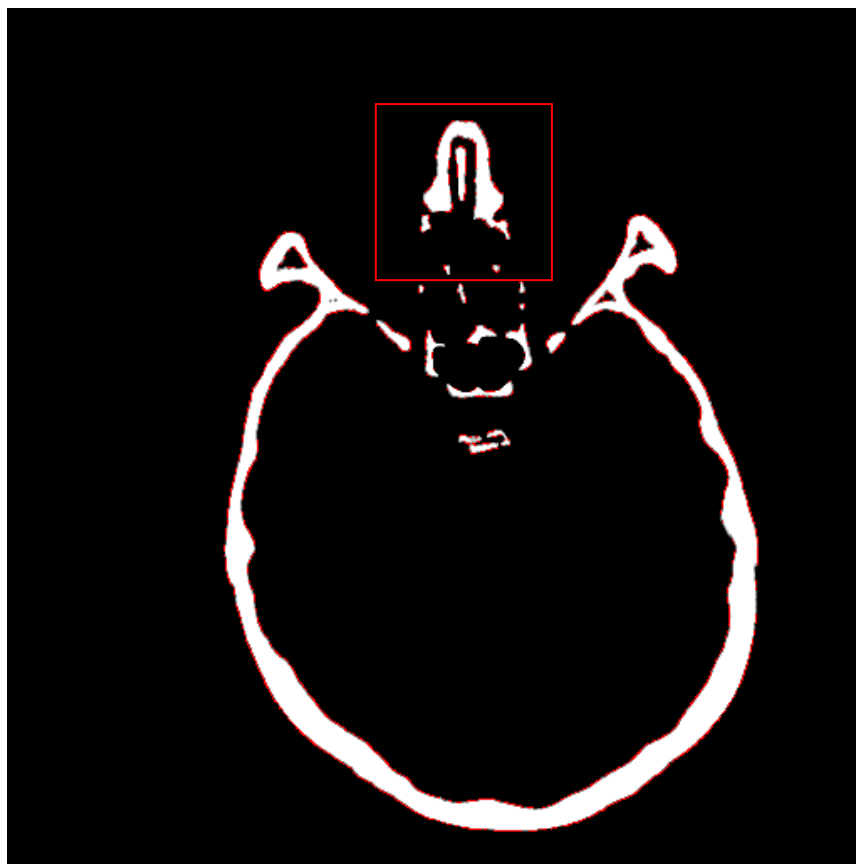


ก)



ข)

ภาพที่ 4-15 กราฟฮิสโตแกรมภาพ CT ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 22 ก) ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 ข) ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 และ 255



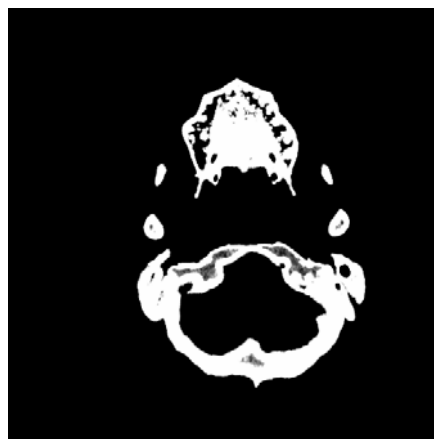
ก)



ข)

ภาพที่ 4-16 ภาพ CT ชั้นที่ 22 ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญและเปลี่ยนจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 เป็นสีแดง ก) แสดงภาพ CT ทั้งภาพ ข) ขยายส่วนกรอบสีแดงในรูป ก)

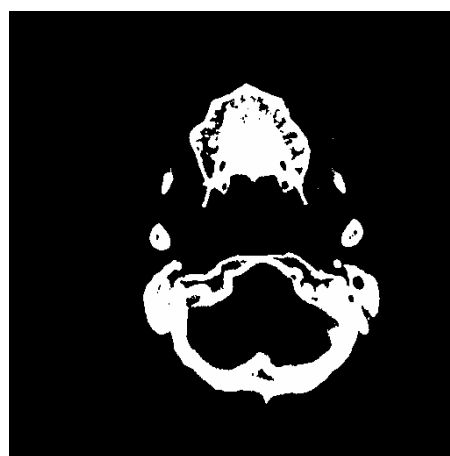
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในรูปชั้นที่ 31 เท่ากับ 60.59 หากสังเกตจากรูปที่ 4-17 จะเห็นว่าภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญมีสีขาวและภายในกะโหลกจะมีส่วนที่เป็นสีเทา แต่ถ้านำจุดภาพของกะโหลกมาเรียงตั้งแต่จุดแรกถึงจุดภาพสุดท้าย ดังตารางที่ 4-5



ก)



ข)



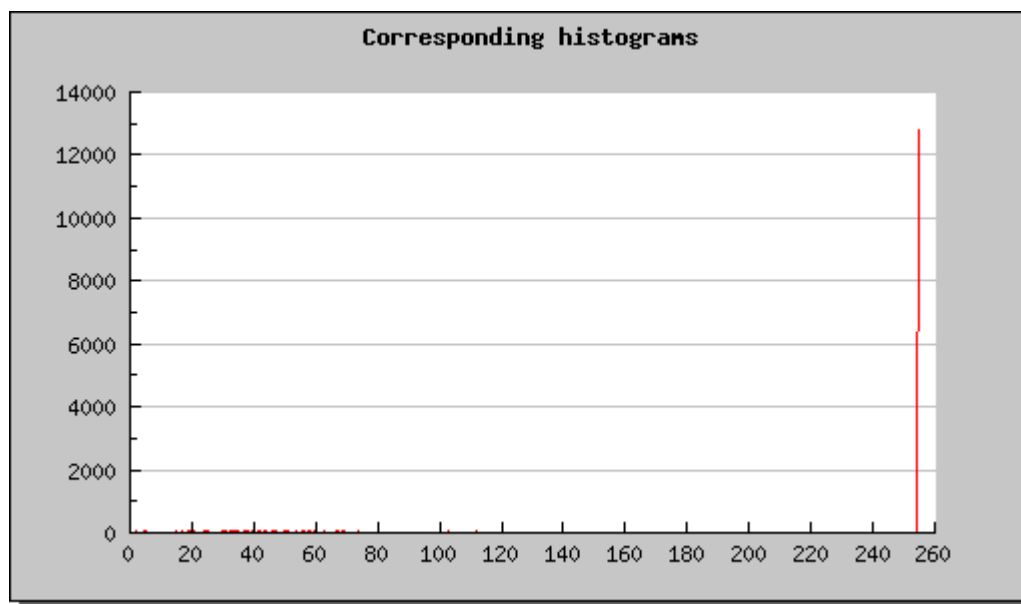
ค)

ภาพที่ 4-17 ภาพ CT ในชั้นที่ 1 ที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยวิธีต่างๆ ก) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยผู้เชี่ยวชาญ ข) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยค่า Threshold = T_1 ค) ภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยด้วยค่า Threshold = T_2

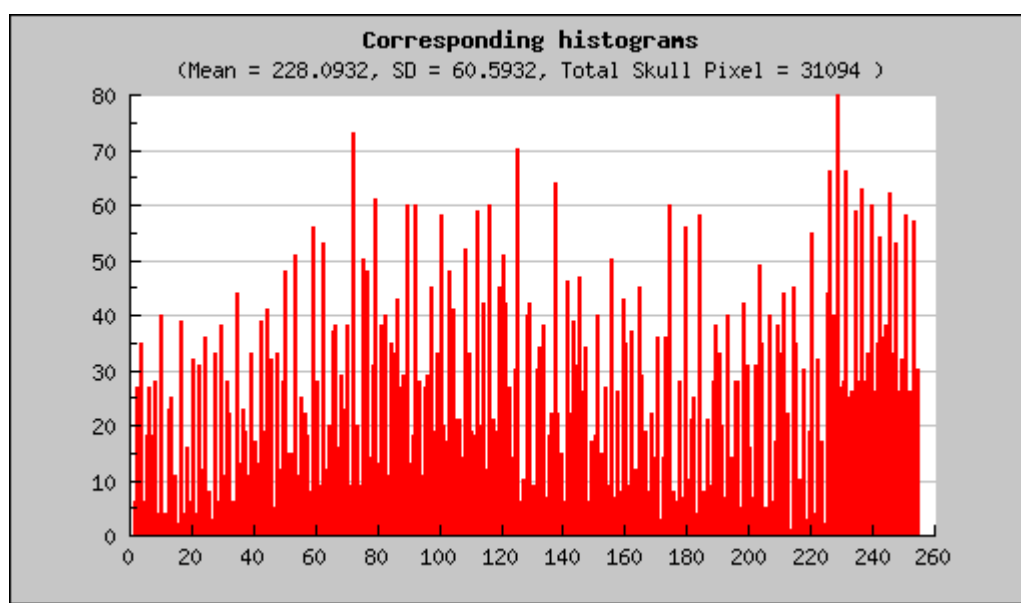
ตาราง 4-6 ลำดับจุดภาพและความเข้มของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญ
ในชั้นที่ 31

ลำดับจุดภาพ	ความเข้มของจุดภาพ
1	50
2	141
3	53
4	12
5	12
6	124
7	255
8	255
9	255
10	252
.	.
.	.
.	.
31085	189
31086	119
31087	82
31088	217
31089	255
31090	204
91091	65
31092	153
31093	202
31094	151

หากนำข้อมูลจากตารางที่ 4-6 มาแสดงในรูปแบบกราฟฮิสโทแกรม ดังภาพที่ 4-18 ซึ่งแบ่งการแสดงผลออกเป็น 2 แบบคือ แบบที่ 1 เมื่อไม่นำค่าความเข้มที่ 0 มาแสดง ดังภาพที่ 4-18 ก) เนื่องจากเป็นจุดภาพความเข้มของพื้นหลังที่มีอยู่จำนวนมาก เมื่อสังเกตกราฟในภาพที่ 4-18 ก) พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวไม่ปกติ เนื่องจากค่าเฉลี่ยเลขคณิตอยู่ใกล้ค่า max มากเกินไปทำให้ค่าเบี่ยงเบนมีค่ามากตามไปด้วย แบบที่ 2 เป็นกราฟฮิสโทแกรมที่ไม่นำค่าความเข้มที่ 0 และ 255 ดังภาพที่ 4-18 ข) มาแสดงเพื่อต้องการสังเกตการกระจายตัวของจุดภาพในส่วนที่เหลือ ดังนั้นจะสังเกตได้ว่ามีจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 มีค่าต่างจากค่าเฉลี่ยเลขคณิต (228.09) อยู่มาก และเมื่อลองนำจุดภาพที่มีความเข้มที่ 1-80 มาสมมติเป็นสีแดงเพื่อสังเกตตำแหน่งของจุดภาพเหล่านั้นจะพบว่าจุดภาพเหล่านั้นอยู่บริเวณขอบของกะโหลก ดังภาพที่ 4-19



ก)



ข)

ภาพที่ 4-18 กราฟฮิสโทแกรมภาพ CT ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญในชั้นที่ 31 ก) ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 เนื่องจากเป็นความเข้มของพื้นหลัง ข) ไม่แสดงค่าความเข้มที่ 0 และ 255 เนื่องจากจะทำให้เห็นส่วนของความเข้มอื่นๆ ได้ชัดเจนขึ้น



ก)



ข)

ภาพที่ 4-19 ภาพ CT ชั้นที่ 31 ที่ถูกแบ่งย่อยส่วนประกอบด้วยผู้เชี่ยวชาญและเปลี่ยนจุดภาพที่มีความเข้ม 1-80 เป็นสีแดง ก) แสดงภาพ CT ทั้งภาพ ข) ขยายส่วนกรอบสีแดงในรูป ก)

แต่ในชั้นที่ 32 นี้ จะต่างจาก 2 ชั้นที่กล่าวมาแล้วคือ จุดภาพที่บริเวณโพรงภายในกะโหลกของภาพที่ 4-17 มีการกระจายของจุดภาพ เช่นเดียวกันจุดภาพบริเวณขอบกะโหลกดังที่กล่าวมาข้างต้น ทำให้ยากต่อการดึงกะโหลกส่วนนี้ออกมา สังเกตได้จากการทำจุดภาพภายในโพรงกะโหลก ดังภาพที่ 4-20 มาเรียงตั้งแต่จุดภาพแรกถึงจุดภาพสุดท้าย ได้ตามตารางที่ 4-6 และแสดงในรูปแบบกราฟฮิสโทแกรม ดังภาพที่ 4-21 มีการกระจายตัวในลักษณะระฆังคว่ำ ซึ่งเป็นการ

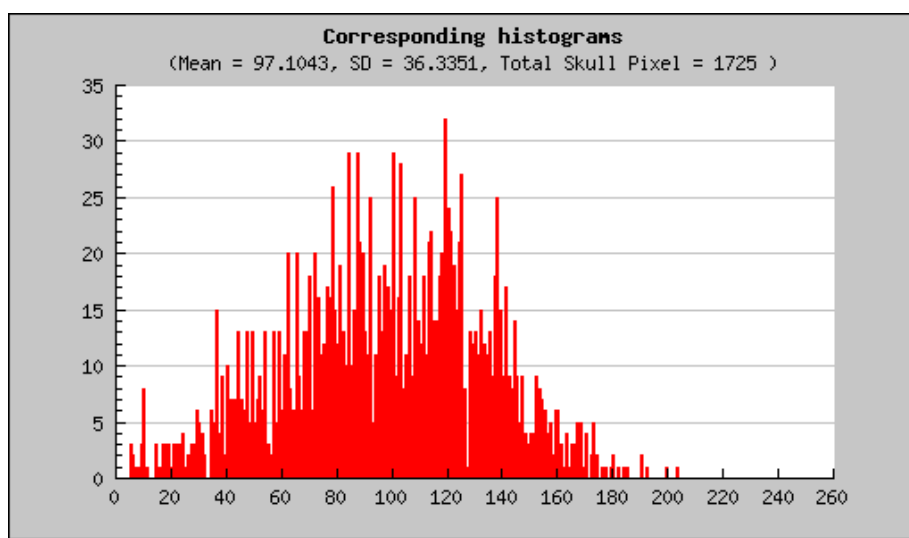
กระจายตัวตามแบบปกติ แต่ก็ยังเป็นเพียงเฉพาะส่วนบริเวณนี้เท่านั้น เมื่อรวมกับจุดภาพอื่นของทั้งภาพก็จะกลายเป็นการกระจายตัวแบบไม่ปกติเหมือนเดิม



ภาพ 4-20 จุดภาพภายในกะโหลกศีรษะที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะจากผู้เชี่ยวชาญที่มีความชำนาญใกล้เคียงกับบริเวณขอบของกะโหลกศีรษะ

ตาราง 4-7 ลำดับและความเข้มของจุดภาพบริเวณภายในกะโหลกของที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะจากผู้เชี่ยวชาญที่มีความเข้มใกล้เคียงกับบริเวณขอบของกะโหลกศีรษะชั้นที่ในชั้นที่ 31

ลำดับจุดภาพ	ความเข้มของจุดภาพ
1	36
2	36
3	36
4	36
.	.
.	.
.	.
1723	101
1724	84
1725	54



ภาพที่ 4-21 กราฟฮิสโทแกรมจุดภาพบริเวณภายในกะโหลกของภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกศีรษะจากผู้เชี่ยวชาญที่มีความเข้มใกล้เคียงกับบริเวณขอบของกะโหลกศีรษะชั้นที่ในชั้นที่ 31

ด้วยเหตุที่กล่าวมาข้างต้นทำให้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกจากผู้เชี่ยวชาญมีค่ามาก และไม่สามารถกำจัดการกระจายตัวของข้อมูลเหล่านี้ได้ เนื่องจากจุดภาพของกะโหลกบางส่วนมีค่าความเข้มอยู่ในช่วงเดียวกับจุดภาพบริเวณขอบของกะโหลกศีรษะ

จากผลในตารางที่ 4-6 ไม่มีภาพชั้นใดเลยที่ค่า T_2 สามารถแบ่งย่อยส่วนกะโหลกได้ดีกว่าค่า T_1 เนื่องจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่กว้าง ทำให้ค่า T_2 เมื่อหาผลต่างของค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วง

น้ำหนักและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานถ่วงน้ำหนักได้ค่าถึง 171 หากสังเกตจากกราฟฮิสโทแกรมในภาพที่ 4-6 ภาพที่ 4-8 และ ภาพที่ 4-10 จุดภาพส่วนใหญ่ของกะโหลกจะอยู่ในช่วง 255 เมื่อนำภาพที่ผ่านการ Threshold ด้วยค่า T_2 ไปเปรียบเทียบกับภาพที่ผ่านการแบ่งย่อยส่วนกะโหลกจากผู้เชี่ยวชาญจึงเกิดความผิดพลาดมากกว่าภาพที่ผ่านการ Threshold ด้วยค่า T_1 ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้ค่า T_1 เป็นค่า Threshold ของกะโหลกศีรษะ

4.7 บันทึกข้อมูลลงฐานข้อมูล

ทำการบันทึกค่า Threshold ของกะโหลกศีรษะลงฐานข้อมูลในตาราง tbl_organ 필드 Organ_ID เก็บรหัสอวัยวะ 필드 Organ_Name เก็บชื่ออวัยวะ 필드 Organ_Threshold เก็บค่า Threshold ของอวัยวะ 필드 Organ_Properties เก็บคุณสมบัติของอวัยวะ และตาราง tbl_pixel 필드 Pixel_ID บันทึกค่าตำแหน่งของจุดภาพที่มีค่า Threshold = 231 필드 Pixel_layer บันทึกชั้นของจุดภาพ และ 필드 Organ_ID บันทึกรหัสของอวัยวะ ดังตารางที่ 4-7 และ 4-8

ตารางที่ 4-8 ข้อมูลใน ตาราง tbl_organ จากฐานข้อมูล

Organ_ID	Organ_Name	Organ_Threshold	Organ_Properties
1	Skull	231	NULL

ตารางที่ 4-9 แสดงข้อมูลในตาราง tbl_pixel จากฐานข้อมูล

Pixel_ID	Pixel_layer	Organ_ID
Point(273 160)	1	1
Point(273 161)	1	1
Point(273 162)	1	1
Point(273 163)	1	1

4.8 การแสดงผล

เพื่อนำไปใช้กับชุดคำสั่งดังกล่าว เราได้จำลองการสร้างแม่แบบขนาด 512x512 จุดภาพ และเพื่อทำการลดเวลาในการประมวลจึงทำการเขียนจุดทั้งหมด 65x65 จุดลงบนภาพ โดยเว้นระยะ 8 จุดภาพต่อ 1 จุด ดังภาพที่ 4-22 เพื่อเป็นการลดขนาดการแสดงผลให้เหลือ 64x64 จากนั้นกำหนดให้มุมขวาบนเป็นลำดับจุดที่ 0 และมุมขาล่างเป็นลำดับจุดที่ 4224 ในกรณีที่จุดอยู่แถวบนสุด จะกำหนดให้ค่า Threshold เท่ากับ -1 เพื่อเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการสร้างรูปทรง 3 มิติ นำตำแหน่งจุดที่เหลือทั้งหมดในแม่แบบ(จุดลำดับที่ 65 ถึง 4224) ไปเปรียบเทียบกับตำแหน่งจุดภาพในฐานข้อมูลที่ละชั้น ถ้าพบว่าตำแหน่งจุดในแม่แบบตรงกับในตำแหน่งจุดภาพในฐานข้อมูลจะทำการบันทึกค่า Threshold ของจุดภาพนั้นพร้อมลำดับจุดในแม่แบบ ในกรณีที่ไม่มีพบจะบันทึกค่า Threshold เท่ากับ 0 พร้อมลำดับของจุดภาพในแม่แบบ การบันทึกค่า Threshold และลำดับจุดใน

แม่แบบจะทำการบันทึกลงใน text file ชื่อว่า “Output64.text” จะได้ผลดังภาพที่ 4-23 เมื่อได้เมื่อเปิดโปรแกรมแล้วจะได้ผลการแสดงผลดังรูป 4-24 และ 4-25



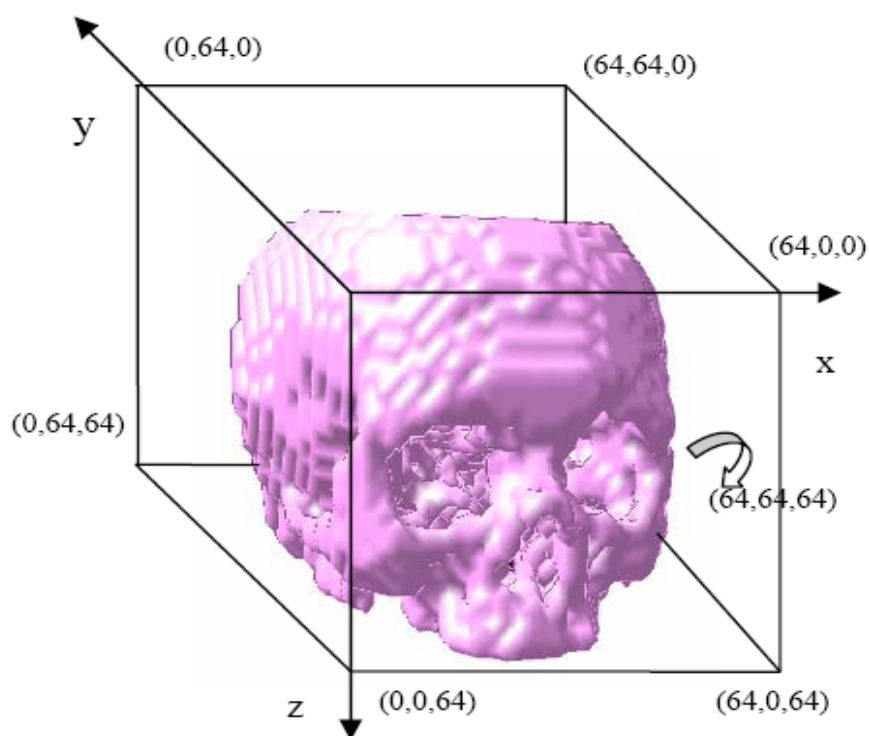
ภาพที่ 4-22 แม่แบบขนาด 512x512 จุดภาพ 65x65 จุดลงบนภาพ

```

-1 0
-1 1
-1 2
-1 3
-1 4
-1 5
-1 6
-1 7
-1 8
-1 9
-1 10
...
...
...
0 4215
0 4216
0 4217
0 4218
0 4219
0 4220
0 4221
0 4222
0 4223
0 4224

```

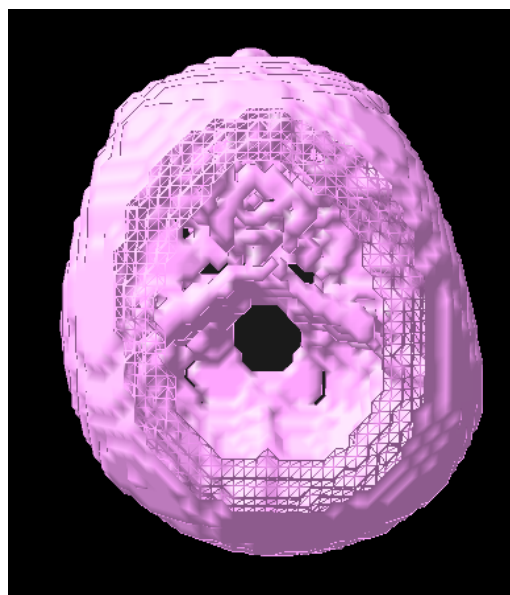
ภาพที่ 4-23 ตัวอย่างข้อมูลที่ได้ในแบบ 64x64



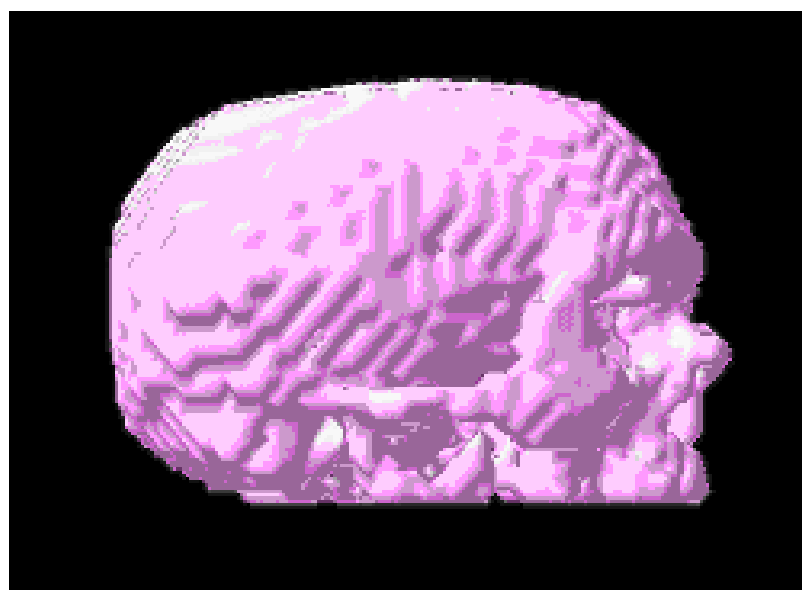
ภาพที่ 4-24 ตำแหน่งแกน x y และ z



ก)



ข)



ค)

ภาพที่ 4-25 การแสดงผลข้อมูลจากฐานข้อมูล ก) ภาพมุมมองด้านหน้า ข) ภาพมุมมองด้านบน และ ค) ภาพมุมมองด้านข้าง

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในปัจจุบันการแบ่งย่อยส่วนประกอบของอวัยวะจากภาพถ่ายทางการแพทย์ ยังคงจำเป็นต้องมีการวิจัยอยู่ เนื่องจากความซับซ้อน และความหลายของอวัยวะ ด้วยเหตุนี้งานวิจัยจึงมุ่งเน้นการแบ่งย่อยส่วนประกอบของกะโหลกศีรษะ ผู้วิจัยได้ศึกษาวิธีการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากการหาค่า Threshold โดยประยุกต์การใช้งานกับความรู้พื้นฐานของผู้เชี่ยวชาญ จากนั้นมีการนำค่าความน่าจะเป็นและหลักทางสถิติมาประยุกต์ใช้ในการประมาณค่า Threshold แต่เนื่องจากการกระจายตัวกันของจุดภาพกะโหลกจากผู้เชี่ยวชาญมีการกระจายตัวอยู่ในบริเวณกว้าง ทำให้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานถ่วงน้ำหนักมีค่าที่มาก เมื่อสังเกตจากกราฟฮิสโทแกรมจะพบว่าจุดภาพกระจายตัวอยู่ใกล้ค่า max มากซึ่งไม่สามารถนำค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมาบวกเพื่อช่วยวิเคราะห์การกระจายได้ ทำให้ต้องวิเคราะห์การเบี่ยงเบนด้วยผลต่างของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่านั้น ส่งผลให้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่ามาก ดังนั้นเมื่อนำผลต่างค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานกับค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนักมาใช้ในการแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพมีความผิดพลาดมากกว่าการใช้ค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนักเพียงอย่างเดียว ผู้วิจัยตัดสินใจเลือกใช้ค่าเฉลี่ยเลขคณิตถ่วงน้ำหนักมาเป็นค่า Threshold จากนั้นทำการเก็บข้อมูลของจุดภาพกะโหลกศีรษะทั้งหมดลงฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิตในรูปแบบจุด เพื่อให้ง่ายต่อการเข้าถึงและนำไปใช้งานต่อ จากนั้นนำข้อมูลจากฐานข้อมูลมาสร้างเป็นแบบจำลองศีรษะมนุษย์แบบ Voxel-based model และแสดงผลในโครงสร้างกะโหลกศีรษะ 3 มิติ

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ทดลองกำจัดจุดภาพที่มีค่าความเข้มน้อยๆซึ่งส่วนใหญ่จะอยู่บริเวณขอบของกะโหลกศีรษะออกแล้วนำจุดภาพของกะโหลกที่เหลือมาทดลองคำนวณค่าเบี่ยงเบนและค่าเฉลี่ยอีกครั้ง

5.2.2 การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพ CT ยังสามารถพัฒนาเพื่อให้สามารถแบ่งส่วนประกอบของอวัยวะอื่นได้

5.2.3 ปรับปรุงและ พัฒนาการประมาณค่า Threshold ให้มีความถูกต้องมากขึ้น

5.2.4 พัฒนาการเก็บข้อมูลในฐานข้อมูลเชิงเรขาคณิตแบบจุดและ Voxel ให้ได้ประสิทธิภาพมากขึ้นเพื่อศึกษาหา

เอกสารอ้างอิง

1. Holmberg B. "Magnetic Fields and Cancer: Animal and Cellular Evidence." Environ. Health Perspect. 103(Suppl 2) : 63-67. 1995.
2. Körpınar M.A., Kalkan M.T., Morgul A., Birman H. and Hacibekiroglu M. "The Effect of Electromagnetic Field with A Frequency of 144 MHz on the Blood Parameters and Behavior of Rats." Proceedings 2nd International Conference Biomedical Engineering Days. 1998 : 82 – 84.
3. Radzievsky A., Gordienko O., Cowan A., Alekseev S.I., and Ziskin M.C. "Millimeter-Wave-Induced Hypoalgesia in Mice: Dependence on Type of Experimental Pain." IEEE Transactions on Plasma Science. 2004 : 1634 – 1643.
4. Balzano Q., Chou C., Cicchetti R., Faraone A. and Tay R.Y.-S. "An Efficient RF Exposure System with Precise Whole-Body Average SAR Determination for in vivo Animal Studies at 900 MHz." IEEE Transactions on Microwave Theory And Techniques. 2000 : 2040 – 2049.
5. Belma Dogdas, David W. Shattuck and Richard M. Leahy. "Segmentation of the skull in 3D human MR image using mathematical morphology." Proceedings of SPIE Medical Image Conference. 2002 : 1553 – 1562.
6. R. Sutthaweekul, and K. Chaisaowong. "Computer-Based 3-Dimensional Modeling of Human Head: I. Assembly of Segmentation of Anatomy Specimen." In Proc. The 28th Electrical Engineering Conference Thailand (EECON 28). 2005 : 1305 – 1308.
7. K. Küper. "Scheringatlas Sectional Scan Anatomy v3.0". 1997.
8. Suchart Kiatwattanacharoen. Computed Tomography Basics Instrumentation and Technique application. [online] 2007. [cited April 11,2006]. Available from : URL:
http://www.ams.cmu.ac.th/depts/rt/เอกสารประกอบคำสอน/INTRO_CT1_2548.pdf.

9. Riccardo Boscolo, Matthew S. Brown, and Michael F. McNitt - Gray. "Medical Image Segmentation with Knowledge-guided Robust Active Contours." Radiographics. 2002 : 437 – 448.
10. Chia-Chi Teng, Linda G. Shapiro, and Ira Kalet. "Automatic Segmentation of Neck CT Images". Proceedings of the 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems table of contents. 2006 : 442 – 445.
11. S. Loncaric and D. Kovacevic. "A Method for Segmentation of CT Head Images." Proceedings of the 9th International Conference on Image Analysis and Processing- Volume II. 1997 : 388 – 395.
12. R. C. Gonzalez and Richard E. Woods. Digital Image Processing: International Edition, 2/E. Prentice-Hall Inc. 2002.
13. Deni Suwardhi, Halim Setan, Albert K.Chong, Zulkepli Majid, and Anuar Ahmad. "OpenGIS Data Structure Enhancement for Craniofacial Morphometric Database." in Proc. the First International Symposium on Health GIS. Bangkok. 2005.
14. The Open Geospatial Consortium. OpenGIS® Simple Features Specifications For SQL. [online] 2005. [cited Jan 25, 2006]. Available from : URL : <http://www.opengis.org/docs/99-049.pdf>.
15. Glenn G. Chappell. Advanced Computer Graphics: Marching cubes program. [online] 2004 [cited June 10,2006]. Available from : URL: <http://www.cs.uaf.edu/~cs481>.

ภาคผนวก ก

ตัวอย่างคำสั่งการใช้งานฐานข้อมูลวัตถุเชิงเรขาคณิต

ตัวอย่างคำสั่งในการสร้างฐานข้อมูลมีดังต่อไปนี้

1. การสร้างฐานข้อมูล

รูปแบบคำสั่ง create database <ชื่อ Database>

ตัวอย่างเช่น

```
Mysql>
CREATE database gis
```

2. การสร้างตาราง (Table)

รูปแบบคำสั่ง create table <ชื่อ Table> (ชื่อField₁ ชนิดข้อมูล(ขนาด) NULL Default(ค่าตั้งต้น) , ชื่อ Field₂ ชนิดข้อมูล(ขนาด) ,);

ตัวอย่างเช่น

```
Mysql>
Create table tbl_pixel (
    Pixel_ID point NOT NULL default "",
    Pixel_layer int NOT NULL default '0',
    Organ_ID int NOT NULL default '0',
    SPATIAL KEY `Pixel` (`Pixel`(32)),
    KEY `Organ_ID` (`Organ_ID`))
```

3. การเพิ่มข้อมูล (Insert)

รูปแบบคำสั่ง Insert into <ชื่อ table> values
(GeomFromText('Expression₁') , 'Expression₂' , 'Expression₃' , '...');

ตัวอย่างเช่น

```
Mysql>
INSERT into tbl_pixel values (GeomFromText('POINT(278 159)'), '1', '1');
```

```
Mysql>
INSERT into tbl_pixel values (GeomFromText('POINT(278 160)'), '1', '1');
```

```
Mysql>
INSERT into tbl_pixel values (GeomFromText('POINT(278 161)'), '1', '1');
```

4. การแสดงข้อมูล (Select)

รูปแบบคำสั่ง select <ชื่อ Field₁, ชื่อ Field₂, ...> from <ชื่อ table> Where Clause ;

ตัวอย่างเช่น

```
Mysql>
SELECT AsText( Pixel_ID ) AS Pixel, Pixel_layer
FROM tbl_pixel
WHERE X( pixel )
IN ( 200, 400 ) AND layer = 1 Limit 0,3
```

Pixel	Pixel_layer
POINT(200 219)	1
POINT(200 220)	1
POINT(200 221)	1

(3 rows)

5. ตัวอย่างการใช้คำสั่ง SQL ใน PostGIS

```
Mysql> CREATE TABLE geom_test ( gid int4, geom geometry,name
varchar(25) );
```

```
Mysql> INSERT INTO geom_test ( gid, geom, name ) VALUES (1,
GeomFromText('Polygon((0 0,0 3,3 0,0 0),(1 1,1 2,2 1,1 1))'), '3D Square');
```

```
Mysql> INSERT INTO geom_test( gid, geom, name ) VALUES
( 2, GeomFromText( 'LineString(1 1,2 2,3 3)', '3D Line' );
```

```
Mysql> INSERT INTO geom_test( gid, geom, name ) VALUES ( 3,
GeomFromText('MULTIPOINT(3 4,8 9)'), '2D Aggregate Point' )
```

```
Mysql> SELECT * from geom_test WHERE geom && 'BOX3D(2 2 0,3 3
0)>::box3d;
```

gid	geom	name
1	POLYGON((0 0 0,0 5 0,5 5 0,5 0 0,0 0 0))	3D Square..
1	LINESTRING(1 1 1,5 5 5,7 7 5)	3D Line...

6. ตัวอย่างในการสอบถาม

6.1 ถนน Douglas ใน Victoria มีความยาวกี่กิโลเมตร

```
Mysql>
SELECT sum(length(r.the_geom))/1000 as kilometers
FROM bc_roads r , bc_municipality m
WHERE r.the_geom && m.the_geom
and r.name = 'Douglas St'
and m.name = 'VICTORIA';
```

```
      kilometers
-----
4.89151904172838
(1 row)
```

6.2 ทางทิศใต้ของโรงพยาบาลในภูมิภาค มีละติจูดอะไร

```
Mysql>
SELECT y(transform(the_geom,4326)) as latitude
FROM bc_hospitals order by latitude asc limit 1;
```

```
      latitude
-----
48.4657953714625
(1 row)
```

6.3 พื้นที่ Polygon ไหนที่มีการควบคุมการลงคะแนนเสียงเลือกตั้งขนาดใหญ่ที่สุด

```
Mysql>
SELECT gid, id, area(the_geom) as area
FROM bc_voting_areas
WHERE nrings(the_geom) > 1 order by area desc limit 1;
```

```
      gid |      id      |      area
-----+-----+-----
3531 | NOC 60 | 32779957497.4976
(1 row)
```

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ - สกุล : นายพีรพงษ์ วงษ์กรรวาเวช
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : การแบ่งย่อยส่วนประกอบของภาพจากระบบสร้างภาพตัดขวาง
 จากระงสีเอกซ์ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อสร้างแบบจำลองสามมิติ
 ของกะโหลกศีรษะมนุษย์
 สาขาวิชา : วิทยาการคอมพิวเตอร์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ประวัติส่วนตัว

ประวัติการศึกษา

ปี พ.ศ. 2540 : สำเร็จการศึกษามัธยมศึกษาตอนปลาย โรงเรียนวัดราชบพิตร
 ปี พ.ศ. 2545 : สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์
 คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี สถาบันราชภัฏสวนดุสิต

ประวัติการทำงาน

ปี พ.ศ. 2545-2548 : เจ้าหน้าที่พัฒนาระบบบริษัท โฮสท์แปซิฟิก
 ปี พ.ศ. 2548-2550 : เจ้าหน้าที่พัฒนาระบบบริษัท เอดีดีเอส

ที่อยู่ติดต่อ : 30/217 ถนนพระราม 2 แขวงตำบลดำช้าง เขตบางขุนเทียน
 จังหวัดกรุงเทพฯ 10150
 โทร. 086-6682858
 : Email Address peerapong_kmitnb@yahoo.com