การคัดกรองโรคเส้นเลือดในสมองโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองและวิเคราะห์พื้นผิว

SCREENING OF ISCHEMIC STROKE IN CT BRAIN USING IMAGE SEGMANTATION AND TEXTURE ANALYSIS

เสริมศักดิ์ แสงเพ็ชร

SERMSAK SAENGPHET

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2565

KMITL-2022-EN-M-045-082

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SCREENING OF ISCHEMIC STROKE IN CT BRAIN USING IMAGE SEGMANTATION AND TEXTURE ANALYSIS

SERMSAK SAENGPHET

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF

MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING

SCHOOL OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2022

KMITL-2022-EN-M-045-082

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COPYRIGHT 2022

SCHOOL OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การคัดกรองโรคเส้นเลือดในสมองโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองและวิเคราะห์พื้นผิว
นักศึกษา	นายเสริมศักดิ์ แสงเพ็ชร
รหัสประจำตัว	61601085
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปี	พ.ศ. 2565
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

โรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้นๆ ของคนไทยและทำให้คนจำนวนมากกลายเป็นคนพิการ นอกจากนี้ยังเป็นสาเหตุหลักของการเสียชีวิตของผู้สูงอายุในประเทศต่างๆ ทั่วโลก อย่างไรก็ตาม ในผู้สูงอายุ รอยโรคของโรคหลอดเลือดสมองตีบและสมองลีบปกติจะคล้ายกัน และโรคหลอดเลือดสมองตีบใกล้ช่องด้านข้างจะตรวจพบได้ยากในภาพโดยใช้การวิเคราะห์ด้วยภาพมาตรฐาน กระบวนการที่ใช้ในการศึกษานี้รวมถึงการกำหนดเกณฑ์ภาพ การดำเนินการทางสัณฐานวิทยา (การเปิดการเปิดและการปิดโดยการสร้างใหม่ การเปิดโดยการสร้างใหม่) และตัวกรองค่ามัธยฐานเพื่อขจัดสัญญาณรบกวนในค่าพิกเซลและทำให้ภาพเป็นเนื้อเดียวกัน ภาพถูกแบ่งไปทางซ้ายและขวาตามแนวกึ่งกลางของสมอง และส่วนประกอบของระบบสมอง รวมทั้งโพรงด้านข้างและบริเวณโรคหลอดเลือดสมองตีบ เราคัดกรองภาพ 120 ภาพสำหรับโรคหลอดเลือดสมองตีบและได้อัตราความแม่นยำ 96.66% วิธีนี้จะเป็นประโยชน์ในการประเมินโรคหลอดเลือดสมองตีบในระยะแรก เนื่องจากจะช่วยให้วินิจฉัยได้เร็วขึ้นและยืนยันบริเวณที่สนใจโดยนักรังสีวิทยา นอกจากนี้ยังเปรียบเทียบบริเวณของโรคหลอดเลือดสมองตีบกับบริเวณปกติโดยใช้การวิเคราะห์พื้นผิว (ค่าเฉลี่ย,ความสม่ำเสมอ,ความต่าง) เลือกตำแหน่งที่น่าสนใจสี่แห่ง (เช่น พื้นที่ที่อาจได้รับผลกระทบจากโรคหลอดเลือดสมองตีบ) เพื่อคำนวณพารามิเตอร์พื้นผิวเนื้อเยื่อสมองปกติ ซอฟต์แวร์ประมวลผลภาพ MATLAB ใช้ในการวิเคราะห์ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) ของโรคหลอดเลือดสมองตีบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Screening of Ischemic Stroke in CT brain Using Image Segmentation and Texture Analysis
Student	Mr.Sermsak Saengphet
Student ID	61601085
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2022
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Chuchart Pintavirooj

Abstract

Stroke is the leading cause of death among Thai people and causes many people to become disabled. It is also the main cause of death among elderly people in countries around the globe. However, in older people, the lesions of ischemic stroke and normal brain atrophy are similar, and ischemic stroke near the lateral ventricle is difficult to detect in images using standard visual analysis. The process used in this study includes image thresholding, morphological operations (opening, opening and closing by reconstruction, opening by reconstruction), and a median filter to remove noise in the pixel values and homogenise the image. The images were divided to the left and right along the brain midline and the brain system components, including the lateral ventricles and ischemic stroke regions, were auto-labelled using a single mask. We screened 120 images for ischemic stroke and achieved an accuracy rate of 96.66%. This method will be useful in the early assessment of ischemic stroke, as it will allow for faster diagnoses and confirm the regions of interest identified by radiologists. The regions of ischemic stroke were also compared to normal regions using texture analysis. Four regions of interest were selected to calculate normal brain tissue texture parameters.

Keywords: Ischemic Stroke, Segmentation, Texture Analysis, CT brain

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ดีด้วยความอนุเคราะห์จากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ให้ความช่วยเหลือ เสนอแนะแนวทางช่วยสำหรับงานวิจัยและการวางแผนงานต่างๆ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ไขปัญหาเกี่ยวกับการทำวิจัย ตลอดจนความเอาใจใส่ ความเป็นห่วงเป็นใยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งความรู้ โอกาสและประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ผู้ทำวิจัยรู้สึกซาบซึ้งในการอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ รุ่นพี่ในโรงพยาบาล ที่คอยช่วยเหลือ เอื้ออำนวยในหลายๆ ด้านที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับงานวิจัย สนับสนุน และให้กำลังใจมาโดยตลอด

ขอขอบคุณคณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำและชี้แนะแนวทาง

ขอขอบพระคุณครอบครัวที่คอยให้การสนับสนุนและให้กำลังใจตลอดมา

ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าผลการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่บุคลากรทางการศึกษาและผู้สนใจทั่วไปตลอดจนจะเป็นประโยชน์ในการสร้างอุปกรณ์เพื่อสุขภาพต่อไป

เสริมศักดิ์ แสงเพ็ชร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ

กิตติกรรมประกาศ

สารบัญ

สารบัญตาราง

สารบัญรูป

บทที่1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา 2

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ทำการวิจัย 2

1.5 ขอบเขตการวิจัย 3

1.6 ขั้นตอนการศึกษา 3

บทที่2 2.1 โรคหลอดเลือดสมอง 4

2.1.1 บทนำและความหมาย (Introduction and Definition) 4

2.1.2 โรคหลอดเลือดสมองชนิดสมองขาดเลือด (Ischemic Stroke) 4

2.1.3 โรคหลอดเลือดสมองชนิดเลือดออกในสมอง (Hemorrhagic Stroke) 4

2.2 ปัจจัยเสี่ยงของการเกิดโรคหลอดเลือดสมอง 5

2.3 การวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 8

2.4 หลักการทำงานและส่วนประกอบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 9

2.5 ความละเอียดของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 16

2.6 Display Parameter 18

2.7 เทคโนโลยีการประมวลผลภาพ (Image processing) 20

2.8 ประเภทของภาพ (Image Types) 26

2.9 ขนาดของไฟล์ภาพ (Image File Sizes) 29

สารบัญ (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10 รูปร่างของภาพ 30
2.11 มาตรฐานของสี 33
2.12 การกรองข้อมูลภาพ (Image Filtering) 34
2.13 การกรองสัญญาณรบกวน 44
2.14 การแยกบริเวณ (Segmentation) 45
2.15 Morphological Image Processing 45
2.16 วิธีการวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis Methods) 54
บทที่ 3 ขั้นตอนการวิเคราะห์โรคเส้นเลือดสมองตีบโดยการประมวลภาพ 61
3.1 ลักษณะความผิดปกติของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง 61
3.2 แสดงขั้นตอนของการทำงานการประมวลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB 62
3.3 การเตรียมข้อมูลก่อนการประมวลผล 63
3.4 ขั้นตอนการประมวลผลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB 63
3.4.1 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (median filtering) 64
3.4.2 การเปลี่ยนภาพสีระดับสีเทาเป็นภาพขาวดำ (Binary) 65
3.4.3 การเลือกใช้ค่าเทรชโฮลด์ 66
3.4.4 ประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ 67
3.4.5 การแบ่งสมองระหว่างซ้ายและขวา 68
3.4.6 การหาพิกเซลภาพที่ติดกัน 69
3.4.7 ใช้เทคโนโลยีการประมวลผลภาพด้วยเทคนิคคุณลักษณะแบบวิเคราะห์พื้นผิว 70
บทที่ 4 การวิเคราะห์ข้อมูล 72
4.1.ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองเมื่อใช้เมื่อใช้ median filtering 72
4.2 การเลือกใช้ค่าเทรชโฮลด์ 73
4.3 การใช้กระบวนการการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ 74
4.4 จากการยืนยันตำแหน่งวาด ROI แบบ Manual โดยรังสีแพทย์ 76
บทที่5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ 87

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	.....	หน้า
2.1	แสดงค่า Texture Analysis ด้วยวิธีการ Grey Level Co-occurrence Matrix	60
3.1	แสดงกายวิภาคและสีของภาพที่ปรากฏในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	61
3.2	ตารางแสดงข้อมูลพารามิเตอร์ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	63
4.1	แสดงตัวอย่างการตรวจสอบบริเวณรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบ	75
4.2	วิเคราะห์พื้นผิวสมองปกติและพื้นผิวสมองที่มีรอยโรค	80

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	การถ่ายภาพรังสีเอกซ์ชนิดโทโมกราฟฟีแบบเก่า.....	9
2.2	โทโมกราฟฟี่แบบเก่าได้ภาพที่อยู่ในแนวแกนขนานกับแกนยาวของร่างกายผู้ป่วย.....	9
2.3	การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงของรังสีเอกซ์ลำแคบผ่านไปในระนาบของผู้ป่วยที่ต้องการดู ทำให้ได้ข้อมูลความเข้ม 1 โพรไฟล์.....	10
2.4	รังสีเอกซ์ลำแคบเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงที่มุมต่างๆกันผ่านระนาบผู้ป่วยที่ต้องการดู ภาพนี้แสดงให้เห็นการเก็บข้อมูลเพียง 3 โพรไฟล์.....	11
2.5	ลักษณะการหมุนของหลอดเอกซเรย์ และการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยผ่านแนวแสง.....	12
2.6	ส่วนประกอบหลอดเอกซเรย์.....	13
2.7	ลักษณะและตำแหน่งของตัวบังคับหน้าผู้ป่วยและตัวบังคับหัววัดที่ติดตั้งใน CT.....	14
2.8	ผังของการทำงานในส่วนฮาร์ดแวร์ของคอมพิวเตอร์.....	15
2.9	ส่วนควบคุมปฏิบัติการและแสดงภาพ.....	15
2.10	แสงขนาดของภาพดิจิตอลทางการแพทย์.....	16
2.11	Hounsfield (HU) ในแต่ละ Organs.....	17
2.12	ค่า Window Level และ Window Width.....	18
2.13	ภาพทางการแพทย์.....	20
2.14	(Active Contour) เพื่อแยกโพรงสมองกับส่วนเนื้อสมอง.....	22
2.15	ภาพซ้อนทับกันในการทำหัตถการในสมองด้วยเทคนิค Subtraction.....	24
2.16	ภาพ3มิติจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองและสะโพก.....	25
2.17	ภาพแสดงระดับสีเทา.....	27
2.18	แสดงตัวอย่างการแปลงภาพ (ก) RGB เป็นภาพ (ข) Gray Scale.....	28
2.19	ภาพขาวดำ.....	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

2.20	แสดงตัวอย่างการแปลงภาพ (ก) Gray Scale (ข) เป็นภาพ Binary	29
2.21	(ก) ภาพRGB (ข) ข้อมูลในWorkspace	30
2.22	แสดงภาพภาพสีเทา256ระดับ (Gray scale image)	32
2.23	แสดงภาพภาพระดับ (Binary image)	32
2.24	ระบบสี RGB	33
2.25	การกรองข้อมูลภาพ	34
2.26	ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 1 มิติ	35
2.27	ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 2 มิติ	36
2.28	การconvolution	36
2.29	ตัวอย่าง convolution kernel	37
2.30	ภาพต้นแบบ	37
2.31	ภาพที่มีค่าส่วนเบี่ยงเบนเท่ากับ 0.02	38
2.32	ภาพที่ใช้ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน	38
2.33	แสดงค่าจากภาพต้นแบบ	39
2.34	แสดงค่าทำการเพิ่มสัญญาณรบกวนเข้าไปในภาพ	39
2.35	แสดงค่าในภาพ 2.30	40
2.36	แสดงภาพตัวอย่างสำหรับหาค่า mean filter	42
2.37	แสดงวิธีการหาค่า median filter	43
2.38	แสดง Structure Element ในลักษณะต่างๆ	47
2.39	Foreground และ Background ใน image	47
2.40	การขยาย	48
2.41	การกร่อน	50
2.42	แสดงภาพ Inputและภาพ output ของวิธี Opening	51
2.43	แสดงภาพ Input และภาพ output ของวิธี Closing	52
2.44	เทคนิค 120 kVp 400 mAs	59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.45 เทคนิค 120 kVp 350 mAs..... 59
3.1 Flow Chart แสดงขั้นตอนการประมวลผลภาพตรวจหารอยโรคสมองตีบ..... 62
3.2 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองปกติ..... 64
3.3 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โรคหลอดเลือดสมองตีบ..... 64
3.4 ภาพที่ใช้การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน(median filtering)..... 65
3.5 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ภาพขาวดำ (Binary)..... 65
3.6 ภาพBinary โดยการเลือกใช้ Threshold ≤75: (ก) ภาพเอกซเรย์สมองปกติ (ข) ภาพโรคหลอดเลือดสมองตีบ; (ค) ภาพหลอดเลือดในสมองตีบ..... 67
3.7 ผลของการลบภาพด้วยภาพด้วยโอเปอเรชั่น Opening..... 68
3.8 การลบภาพข้อมูลภาพบริเวณขอบของภาพด้วย Erosion..... 68
3.9 (ก) แสดงภาพสมองด้านขวาซึ่งประกอบด้วยโพรงสมองและบริเวณเส้นเลือดสมองตีบ (ข) แสดงภาพสมองด้านซ้ายซึ่งประกอบด้วยโพรงสมองเพียงอย่างเดียวเดียว..... 69
3.10 (ก) แสดงภาพ connected component (ข) แสดงภาพ Binary..... 70
3.11 (ก) แสดงภาพ connected component (ข) แสดงภาพ Binary (ค) แสดงภาพบริเวณสมองตีบ..... 70
3.12 แสดงROIรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 10x10 มิลลิเมตร บริเวณพื้นที่สมองปกติและสมองผิดปกติจำนวนทั้งสิ้น 8 ตำแหน่ง..... 71
4.1 (ก) แสดงภาพก่อนการปรับปรุงคุณภาพ (ข) แสดงภาพที่ปรับปรุงคุณภาพด้วย Median filter..... 72
4.2 แสดงค่าค่าเทรชโฮลด์ที่แตกต่างกัน โดยที่ภาพ (ก) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤35 (ข) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤45 (ค) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤55 (ง) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤65 (จ) แสดงค่าเทรลโฮลด์≤75..... 73
4.3 แสดงภาพ Binary โดยการใช้เทคนิค Opening..... 74
4.4 แสดงภาพ Binary โดยการใช้เทคนิค Erosion..... 74
4.5 แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ ROI manual โดยรังสีแพทย์ ตัวอย่างที่1 76
4.6 แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ ROI manual โดยรังสีแพทย์ ตัวอย่างที่2 77
4.6 แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ ROI manual โดยรังสีแพทย ตัวอย่างที่3 78
4.7 แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ ROI manual โดยรังสีแพทย์ ตัวอย่างที่4 79
4.8 แสดงข้อมูลค่า Meanเปรียบเทียบระหว่าง(สีน้ำเงิน)บริเวณสมองที่ปกติ (สีแดง)บริเวณสมองที่มีรอยโรค..... 79

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.9 แสดงข้อมูลค่า Homogeneity เปรียบเทียบระหว่าง(สีน้ำเงิน)บริเวณสมองที่ปกติ(สีแดง) บริเวณสมองที่มีรอยโรค..... 79
4.10 แสดงข้อมูลค่า Contrast เปรียบเทียบระหว่าง(สีน้ำเงิน)บริเวณสมองที่ปกติ(สีแดง)บริเวณ สมองที่มีรอยโรค..... 80
4.11 แสดงกราฟ 3D เปรียบเทียบข้อมูลระหว่างบริเวณสมองที่ปกติและบริเวณเส้นเลือดสมอง ตีบ..... 84

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันโรคเส้นเลือดในสมองตีบเป็นโรคที่พบได้บ่อยและเป็นปัญหาสาธารณสุขที่สำคัญของประเทศไทยและทั่วโลก สามารถเกิดขึ้นได้ทุกเพศทุกวัย โดยเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตอันดับต้นๆของประชากรทั้งหญิงและชายและยังเป็นสาเหตุของความพิการและทุพพลภาพที่สำคัญอีกด้วย ปัจจุบันมีผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเกิดใหม่ราว 15 ล้านรายต่อปี ในจำนวนนี้เสียชีวิตประมาณ 5 ล้านรายที่เหลือพิการเป็นส่วนใหญ่ โยประมาณ 2 ใน 3ของ ผู้ป่วยโรคนี้ เกิดขึ้นในประเทศกำลังพัฒนาหรือด้อยพัฒนา รวมถึงประเทศไทย สำหรับสถานการณ์ของโรคนี้ในประเทศไทยพบผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองประมาณ 1,880 รายต่อ แสนราย หรือร้อยละ 2 โดยประมาณ ปัจจุบันถือเป็นนสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งในเพศหญิง รองจากอุบัติเหตุและมะเร็ง ดังนั้นจะเห็นว่าโรคหลอดเลือดสมองเป็นปัญหาสำคัญของประเทศโดยเฉพาะอย่างยิงในปัจจุบันทีกำลังเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ ซึ่งจะพบโรคนี้มากขึ้น ถ้าประชาชนไม่ได้รับการป้องกันอย่างถูกวิธี สำหรับคุณภาพการรักษาของประเทศไทย เคยมีการศึกษาในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตันเฉียบพลัน พบว่าในผู้ป่วย 100 คนทีรับการรักษาตัวในโรงพยาบาล ณ วันที่กลับบ้านจะเสียชีวิตประมาณร้อยละ 5 หายใกล้เคียงปกติร้อยละ 25 พิการร้อยละ 70 ซึงอัตราความพิการจะน้อยลงตามลำดับเมือเวลาผ่าน ไป นอกจากความพิการทางกายแล้ว ยังมีผลต่อความคิด การวางแผนความจำทำให้เกิดความจำเสือมในระยะต่อมาซึ่งมักถูกมองข้ามไปในผู้ป่วยส่วนใหญ่

ในการวินิจฉัยโรคเส้นเลือดในสมองตีบนั้น เราใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในการวินิจฉัยโรคเบื้องต้น โดยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นมีความสามารถทำได้รวดเร็วและเอกซเรย์สมองได้ภาพที่ละเอียด สามารถแยกโรคให้ชัดเจนว่าเป็นโรคหลอดเลือดสมองตีบหรือแตก เนื่องจากระยะเวลาในการรักษาเป็นสิ่งที่สำคัญที่สุด ซึ่งสิ่งที่ส่งเสริมให้เกิดความสำเร็จในการรักษาโรคหลอดเลือดสมอง ตีบตันคือการทำให้เซลล์ของสมองยังอยู่รอดให้ได้นานที่สุด ถ้าเราสามารถทำให้เลือดไหลเวียนได้ทันเวลาและในระดับที่เพียงพอ ก็สามารถทำให้เนื้อสมองบริเวณนั้นฟื้นตัวได้เร็ว ส่งผลให้ผู้ป่วยกลับมาเป็นปกติได้ ซึ่งการรักษานี้จะต้องทำภายใน 3 ชั่วโมง เพื่อให้ยาละลายลิ่มเลือด โดยมีรังสีแพทย์เป็นผู้อ่านผลภายในระยะเวลาที่กำหนดตามมาตฐานของแต่ละโรงพยาบาล โดยยังไม่มีการกำหนดเวลาในการรายงานผล ในปัจจุบันจากสถิติของแพทย์สภา 2507-2557 มีรังสีแพทย์ประมาณ 2000 ท่าน โดยแบ่งเป็นแพทย์รังสีวิทยาทั่วไปและแพทย์รังสีวินิจฉัย 1600 ท่าน ซึ่งไม่เพียงพอต่อโรงพยาบาลที่มีในประเทศไทยที่มีจำนวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้งสิ้น 1,323 แห่ง ในบางโรงพยาบาลไม่สามารถมีแพทย์เฉพาะทางได้ทั้ง24ชั่วโมง ทำให้การรายงานผลในการรักษาอาจล่าช้า ซึ่งอาจมีผลกระทบต่อการรักษาของผู้ป่วยได้ในภายหลัง

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 ศึกษาวิธีการแบ่งภาพด้วยการประมวลผลเพื่อช่วยคัดกรองรอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบในโรงพยาบาลที่ไม่มีแพทย์เฉพาะทาง

1.2.2 เพื่อช่วยคัดกรองรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบหลังการอ่านผลของรังสีแพทย์

1.2.3 เพื่อวิเคราะห์พื้นผิวระหว่างสมองจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่อยู่ในสภาวะเส้นเลือดในสมองตีบและสมองที่อยู่ในสภาวะสมองปกติ

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

จากการศึกษารอยโรคของเส้นเลือดในสมองตีบในปัจุบันทำได้รวดเร็วด้วยการวินิจฉัยทางรังสีวิทยาด้วยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในบางโรงพยาบาลที่ห่างไกลยังไม่มีแพทย์เฉพาะทางเพื่อช่วยในการวินิจฉัยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ทางผู้วิจัยจึงต้องการศึกษาภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองโดยการใช้การแบ่งภาพและการวิเคราะห์พื้นผิวเข้ามาช่วยแยกในบริเวณเส้นเลือดสมองตีบและปกติเพื่อช่วยแพทย์ในการคัดกรองโดยให้รังสีแพทย์ช่วยในการวาด ROI manual เพื่อช่วยยืนยันตำแหน่งที่เกิดบริเวณเส้นเลือดสมองตีบที่เกิดจากการคิดค้นอกอริธึมเพื่อให้เกิดความแม่นยำมากที่สุด

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการทำวิจัย

จากสาเหตุของการศึกษาในการคัดกรองรอยโรคสมองตีบเบื้องต้น

1.5 ขอบเขตการวิจัย

การวิจัยนี้ใช้เคสของผู้ป่วยที่เกิดจากเส้นเลือดในสมองตีบเฉียบพลันในผู้ป่วยที่มีอายุมากกว่า18ปี เนื่องจากโรคเส้นเลือดในสมองตีบจะนิยมพบในผู้สูงอายุเป็นส่วนใหญ่ โดยใช้ภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แนวตัดขวาง ซึ่งภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แนวตัดขวางนี้เป็นพื้นฐานที่ใช้ในหลายโรงพยาบาลเป็นวงกว้างที่สามารถให้ภาพได้รวดเร็วและไม่ต้องนำไปสร้างใหม่ ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในส่วนสมองส่วนใหญ่ในปัจจุบันนิยมปรับค่าคอนทราสของภาพให้อยู่ในช่วง Window Width 80 และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Window Level 40 เพื่อให้เห็นขอบเขตของภาพได้ชัดเจนซึ่งมีผลต่อครอนทราสของภาพโดยตรง ช่วยให้รังสีแพทย์สามารถมองเห็นรอยโรคได้ชัดเจนยิ่งขึ้น

1.6 ขั้นตอนการศึกษา

การคัดกรองโรคเส้นเลือดในสมองโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองและวิเคราะห์พื้นผิวได้อธิบายถึงขั้นตอนและวิธีการออกแบบ โดยส่วนเนื้อหาของบทต่างๆ ดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ ในบทนี้ได้กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญ วัตถุประสงค์ของการวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตการวิจัย รวมถึงขั้นตอนของการศึกษา เป็นต้น

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ในบทนี้จะกล่าวถึง ความรู้และเนื้อหาเกี่ยวกับโรคเส้นเลือดสมองตีบ การวินิจฉัยเบื้องต้นเมื่อพบผู้ป่วยที่มีสภาวะเส้นเลือดสมองตีบและหลักการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เบื้องต้น รวมถึงการแบ่งส่วนภาพเพื่อนำมาปรับใช้ในงานวิจัย ทฤษฎีประมวลผลภาพทางการแพทย์ ภาพสีและภาพระดับสีเทา ตัวกรองข้อมูลภาพ เทรสโฮลด์ การลดสัญญาณรบกวนและการประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพเพื่อนำภาพที่ได้บริเวณที่เราต้องการไปทำการวิเคราะห์พื้นผิวต่อไป

บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดและลักษณะของภาพเส้นเลือดในสมองตีบของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อแสดงFlow Chart แสดงขั้นตอนการประมวลผลภาพตรวจหารอยโรคสมองตีบ วิธีการการเตรียมข้อมูลก่อนการประมวลผล ขั้นตอนการประมวลผลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB เพื่อนำไปสู่วิธีการตรวจพบบริเวณเส้นเลือดสมองตีบ

บทที่ 4 ผลการทดลอง ในบทนี้จะกล่าวถึง ผลการวิเคราะห์ข้อมูลบริเวณที่ตรวจหาเส้นเลือดสมองตีบจากการแบ่งภาพและยืนยันตำแหน่งของการเกิดบริเวณเส้นเลือดสมองตีบโดยการวาดROI แบบ Manual โดยรังสีแพทย์เพื่อทำการวิเคราะห์พื้นผิวสมองปกติและพื้นผิวสมองที่มีรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบ จากค่า Mean Homogeneityและ Contrast

บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง อภิปรายผลและข้อเสนอแนะ ในบทนี้จะกล่าวถึง สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะรวมไปถึงแนวทางในการพัฒนาการวิจัยต่อไป เพื่อผลลัพธ์ที่มีความแม่นยำและใกล้เคียงความเป็นจริงมากยิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1โรคหลอดเลือดสมอง (stroke)

2.1.1บทนำและความหมาย (Introduction and Definition)

โรคหลอดเลือดสมอง (stroke) [1] หรือเรียกว่าโรคอัมพฤกษ์ อัมพาต เกิดจากสมองขาดเลือดไปเลี้ยงเนื่องจากหลอดเลือดตีบ หลอดเลือด อุดตัน หรือหลอดเลือดแตก ส่งผลให้เนื้อเยื่อในสมองถูกทำลาย ส่งผลให้เกิดอาการต่างๆขึ้น ความผิดปกติของโรคหลอดเลือดสมองแบ่งออกได้เป็นชนิดต่างๆ ดังนี้คือ

2.1.2 โรคหลอดเลือดสมองชนิดสมองขาดเลือด (Ischemic Stroke)

ดังที่เราจะกล่าวในงานวิจัย เป็นชนิดของหลอดเลือดสมองที่พบได้กว่า 80% ของโรคหลอดเลือดสมองทั้งหมด เกิดจากอุดตันของหลอดเลือดจนท าให้เลือดไปเลี้ยงสมองไปเพียงพอ ส่วนใหญ่ แล้วมักเกิดร่วมกับภาวะหลอดเลือดแดงแข็ง ซึ่งมีสาเหตุมาจากไขมันที่เกาะตามผนังหลอดเลือดจนทำให้เกิดเส้นเลือดตีบแข็ง โรคหลอดเลือดสมองชนิดนี้ยังแบ่งออกได้อีก 2 ชนิดย่อย ได้แก่

(1) โรคหลอดเลือดขาดเลือดจากภาวะหลอดเลือดสมองตีบ (Thrombotic Stroke) เป็นผลมาจากหลอด เลือดแดงแข็ง (Atherosclerosis) เกิดจากภาวะไขมันในเลือดสูง ความดันโลหิตสูง เบาหวาน ทำให้เลือดไม่สามารถไหลเวียนไปยังสมองได้

(2) โรคหลอดเลือดขาดเลือดจากการอุดตัน (Embolic Stroke) เกิดจากการอุดตันของหลอดเลือดจนทำให เลือดไม่สามารถไหลเวียนไปที่สมองได้อย่างเพียงพอ

2.1.3 โรคหลอดเลือดสมองชนิดเลือดออกในสมอง (Hemorrhagic Stroke)

เกิดจากภาวะหลอดเลือดสมองแตก หรือฉีกขาดทำให้เลือดรั่วไหลเข้าไปในเนื้อเยื่อสมอง พบได้น้อยกว่าชนิดแรก คือประมาณ 20% สามารถแบ่งได้อีก 2 ชนิดย่อย ๆ ได้แก่

(1) โรคหลอดเลือดสมองโป่งพอง (Aneurysm) เกิดจากความอ่อนแอของหลอดเลือด

(2) โรคหลอดเลือดสมองผิดปกติ (Arteriovenous Malformation) ที่เกิดจากความผิดปกติของหลอดเลือดสมองตั้งแต่กำเนิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ปัจจัยเสี่ยงของการเกิดโรคหลอดเลือดสมอง

ปัจจัยเสี่ยงมีหลายสาเหตุ โดยอาจแบ่งออกเป็น ปัจจัยที่ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงได้และปัจจัยที่สามารถ เปลี่ยนแปลงได้คือ

2.2.1. ปัจจัยที่เปลี่ยนแปลงไม่ได้

(1) อายุ ในผู้ที่มีอายุมากกว่า 65 ปีเนื่องจากอายุมากขึ้นหลอดเลือดจะมีการแข็งตัวมากขึ้น และมีไขมัน เกาะหนาตัวทำให้เลือดไหลผ่านได้ลำบากมากขึ้น

(2) เพศ เพศชาย มีความเสี่ยงมากกว่าเพศหญิง

(3) ประวัติครอบครัวเป็นโรคหลอดเลือดสมองหรือโรคหลอดเลือดหัวใจ โดยเฉพาะในขณะที่มีอายุยังน้อย

2.2.2 ปัจจัยที่เปลี่ยนแปลงได้ ส่วนใหญ่เป็นปัจจัยที่เกิดจากรูปแบบการดำเนินชีวิต โดยมากสามารถ ปรับเปลี่ยนได้ไม่ว่าจะด้วยการปรับเปลี่ยนทางพฤติกรรม หรือการใช้ยา ได้แก่

(1) ความดันโลหิตสูง

(2) เบาหวาน

(3) ไขมันในเลือดสูง

(4) การสูบบุหรี่

- โรคหัวใจ ทั้งโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ หรือโรคลิ้นหัวใจต่างๆ อาการของโรคหลอดเลือดสมองสามารถพบอาการได้หลายรูปแบบ ขึ้นกับตำแหน่งของสมองที่เกิดการขาดเลือดหรือถูกทำลาย โดยอาการที่สามารถพบได้บ่อย ได้แก่

- อาการอ่อนแรง หรือมีอาการอัมพฤกษ์ที่ส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย โดยมากมักเกิดกับร่างกายข้างใดข้าง หนึ่ง เช่น ครึ่งซีกด้านซ้ายเป็นต้น - อาการชา หรือสูญเสียความรู้สึกของร่างกายส่วนใดส่วนหนึ่ง เช่นเดียวกันกับอาการอ่อนแรงที่มักเกิดกับ ร่างกายครึ่งซีกใดครึ่งซีกหนึ่ง

- มีปัญหาเกี่ยวกับการพูด เช่น พูดไม่ได้พูดติด เสียงไม่ชัด หรือไม่เข้าใจค าพูด - มีปัญหาเกี่ยวกับการทรงตัว เช่นเดินเซ หรือมีอาการเวียนศีรษะเฉียบพลัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การสูญเสียการมองเห็นบางส่วน หรือเห็นภาพซ้อน อาการเหล่านี้มักเกิดขึ้นอย่างเฉียบพลัน ในบางกรณีอาจเกิดเป็นอาการเตือนเกิดขึ้นชั่วขณะหนึ่งแล้ว หายไปเอง หรือเกิดขึ้นได้หลายครั้งก่อนมีอาการสมองขาดเลือดแบบถาวร เรียกว่าภาวะมีสมองขาดเลือดชั่วคราว (transient ischemic attack) ซึ่งพบได้ประมาณ 15% การวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมอง

ในการตรวจเพื่อยืนยันโรคหลอดเลือดสมอง มีขั้นตอนดังนี้

1. การซักประวัติและตรวจร่างกาย แพทย์จะซักประวัติการรักษา อาการ รวมถึงปัจจัยเสี่ยงต่างๆ ตรวจ ร่างกายทั่วไป และตรวจร่างกายทางระบบประสาท

2. การตรวจทางห้องปฏิบัติการ ได้แก่การตรวจเลือดต่างๆ

3. การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง (CT scan) เพื่อดูว่าสมองมีลักษณะของการขาดเลือดหรือเกิดเลือดออกในสมองหรือไม่ การรักษาโรคหลอดเลือดสมองชนิดขาดเลือด ในปัจจุบัน โรคหลอดเลือดสมองขาดเลือดสามารถให้การรักษาได้โดยความรวดเร็วในการรักษาถือเป็นสิ่ง ที่สำคัญที่สุด เพราะยิ่งปล่อยไว้จะท าให้สมองเกิดความเสียหายมากขึ้น จำเป็นต้องได้รับการรักษาภายในระยะเวลา 3 ชั่วโมง

ยาที่แพทย์มักใช้ในการรักษาได้แก่

- ยาละลายลิ่มเลือด ใช้เพื่อละลายลิ่มเลือดที่อุดตันอยู่ ซึ่งจะทำให้เลือดไหลเวียนได้สะดวกมากขึ้น ยิ่ง ได้รับเร็วประสิทธิภาพในการรักษาก็จะยิ่งดีขึ้น

- ยาต้านเกล็ดเลือด เป็นยาที่ช่วยป้องกันการก่อตัวของเกล็ดเลือด ท าให้การอุดตันลดลง ยาในกลุ่มนี้ที่ นิยมใช้ได้แก่ยาแอสไพรินใช้ในกรณีที่ผู้ป่วยเข้ารับการรักษาในระยะเวลาที่เกิน 4.5 ชั่วโมง และให้เพื่อป้องกันการเกิดซ้ำของโรคหลอดเลือดสมองชนิดขาดเลือดในระยะยาว

- ยาต้านการแข็งตัวของเลือด ใช้ในผู้ที่มีอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติเพื่อป้องกันการเกิดการกลับเป็นซ้ำในระยะยาว หากผู้ป่วยได้รับการรักษาอย่างรวดเร็ว อาการของผู้ป่วยจะเริ่มดีขึ้นตามลำดับ และอาจกลับมาเป็นปกติได้ ภายใน 6 เดือน แต่ทั้งนี้ก็ขึ้นอยู่กับความเสียหายของสมอง และในระหว่างการพักฟื้นผู้ป่วยจะต้องได้รับการ กายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูความสามารถในการสื่อสาร และการเคลื่อนไหวเพื่อให้กลับมาใกล้เคียงปกติมากที่สุด การป้องกันโรคหลอดเลือดสมอง โรคหลอดเลือดสมองสามารถป้องกันได้ด้วยการลดความเสี่ยงโรคหลอดเลือด ซึ่งการลดความเสี่ยงทำได้ ด้วยการปรับเปลี่ยนพฤติกรรมการใช้ชีวิต การรับประทานอาหาร และการออกกำลังกาย ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รับประทานอาหารที่มีประโยชน์ และควรหลีกเลี่ยงอาหารที่มีไขมันสูง เพราะจะส่งผลให้เกิดภาวะ คอเลสเตอรอลในเลือดสูง รวมถึงอาหารที่มีรสเค็มจัด ที่เป็นสาเหตุของโรคความดันโลหิตสูง

- ควบคุมน้ำหนัก โรคอ้วนเป็นสาเหตุของโรคร้ายแรงต่าง ๆ รวมทั้งโรคหลอดเลือดสมอง การควบคุม น้ำหนักจะช่วยลดความเสี่ยงลงได้

- ออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอ โดยระยะเวลาในการออกก าลังกายที่เหมาะสมคือ 2.5 ชั่วโมงต่อสัปดาห์

- งดสูบบุหรี่ นอกจากนี้ควรรับการตรวจรักษาต่อเนื่องกับแพทย์อย่างสม่ำเสมอเพื่อควบคุมปัจจัยเสี่ยงต่างๆโดยการใช้ ยาร่วมกัน ได้แก่ - การให้ยาควบคุมระดับคอเลสเตอรอล โดยควรได้รับการตรวจวัดระดับไขมันในเลือดอย่างน้อยทุก 6-12 เดือน หากเป็นผู้ที่มีความเสี่ยง หรือมีภาวะคอเลสเตอรอลสูงอยู่แล้ว ควรไปพบแพทย์อย่างสม่ าเสมอเพื่อติดตามอาการ

- ควบคุมระดับความดันโลหิตให้อยู่ในเกณฑ์ปกติโดยความดันโลหิตที่เหมาะสม คือ ต่ำกว่า 140/90 มม. ปรอท

- ควบคุมระดับน้ำตาลในเลือด ปรับเปลี่ยนพฤติกรรมการรับประทานอาหาร และการใช้ชีวิต นอกจากนี้ ควรรับประทานยาอย่างสม่ำเสมอ จะช่วยควบคุมอาการได้และทาให้ความเสี่ยงโรคหลอดเลือดสมองลดลง

- กรณีเป็นโรคหัวใจ ควรรับการรักษาโรคหัวใจอย่างต่อเนื่องเช่นกัน โดยกรณีเป็นโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ ควรได้รับยาป้องกันเลือดแข็งตัว

รูปแบบของข้อมูลที่ใช้ในการวิจัย

จากการศึกษาข้อมูลของผู้วิจัยพบว่าส่วนใหญ่โรงพยาบาลจะต้องดำเนินการตรวจด้วย ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการตรวจหารอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบก่อนทุกครั้ง ภาพที่นำมาใช้ในการแปลผลอย่างเร่งด่วนจะเป็นภาพในแนวตัดขวาง (axial view) ซึ่งการปรับค่าของ Window Level (WL) และ Window Width (WW) จะช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคเส้นเลือดในสมองตีบได้ดียิ่งขึ้น ซึ่งในการวิจัยครั้งนี้เราใช้ WL= 40 และ WW = 80 โดยข้อมูลของรูปภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่นำมาวิเคราะห์จะประกอบด้วยด้วยชนิดของรอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบทั้งหมด โดยแบ่งเป็นดังนี้ [2]

- early hyperacute: 0 ถึง 6 ชั่วโมง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- late hyperacute: 6 ถึง 24 ชั่วโมง
- acute: 24 ชั่วโมง ถึง 1 สัปดาห์
- subacute: 1 ถึง 3 สัปดาห์
- chronic: more มากกว่า 3 สัปดาห์

โดยนำข้อมูลทั้งหมดมาประมวลภาพด้วยวิธีการแบ่งภาพด้วยโปรแกรมMATLAB

2.3 การวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

การวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ มักเป็นกระบวนการเริ่มต้นในการประเมินโรคหลอดเลือดสมองโดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่มีภาวะวิกฤติจากโรคหลอดเลือดสมอง การวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นี้สามารถแสดงบริเวณที่มีความผิดปกติในสมองและสามารถช่วยตรวจสอบได้ว่าบริเวณเหล่านี้เกิดจากการไหลเวียนของเลือดไม่เพียงพอ(โรคหลอดเลือดสมองตีบ) เส้นเลือดแตก (เลือดออก) หรือปัญหาอื่นๆ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สามารถทำการตรวจได้ทุกส่วนของร่างกาย แต่ข้อมูลที่นำมาใช้ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้ใช้ข้อมูลสำหรับการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในส่วนของศีรษะเท่านั้น [3]

ข้อดีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

- ให้ข้อมูลของอวัยวะในภาคตัดขวาง (cross-sectional topographic image) ซึ่งสามารถแสดงรายละเอียดและ โครงสร้างของอวัยวะได้ดีกว่าการตรวจเอกซเรย์ทั่วไป และสามารถนำมาสร้างภาพในระนาบอื่นและภาพ 3มิติได้

- ระยะเวลาในการตรวจเร็ว ทำให้สามารถทำการตรวจในผู้ป่วยที่มีอาการสั่น ไม่นิ่งหรือผู้ป่วยที่ไม่ให้ความร่วมมือ เช่น การตรวจบริเวณศีรษะซึ่งต้องใช้ความรวดเร็วในการตรวจกรณีผู้ป่วยไม่รู้สึกตัว

- เหมาะสำหรับอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหว เช่น บริเวณช่องอก ช่องท้อง

- เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่สงสัยโรคหลอดลเอดในสมอง(Stroke) ผู้ป่วยที่ประสบอุบัติเหตุ (Trauma)

ข้อควรระวังของเครื่อง MDCT

- ผู้ป่วยได้รับรังสี โดยเฉพาะในผู้ป่วยสตรีมีครรภ์และผู้ป่วยเด็ก

- โอกาสแพ้สารทึบรังสีสูง โดยเฉพาะผู้ป่วยสูงอายุ ผู้ป่วยโรคไตและโรคหัวใจ

- การแยกความแตกต่างของเนื้อเยื่อปกติและเนื้อเยื่อผิดปกติที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงกันจะทำได้ยากอาจทำให้ผลไม่ชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 หลักการทำงานและส่วนประกอบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้รับการพัฒนาต่อไปอย่างรวดเร็ว [4] แม้จะมีการพัฒนาทางด้านเทคนิคของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ด้วยความเร็วในการเก็บข้อมูลความเข้มและการคำนวณสร้างภาพสูงขึ้นก็ตาม หลักการทำงานและส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยังคงคล้ายกัน ดังนั้นจะได้กล่าวถึงเรื่องใหญ่ๆ 2 เรื่อง คือ หลักการทำงานพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และส่วนประกอบหลักของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

2.4.1 หลักการทำงานของ CT

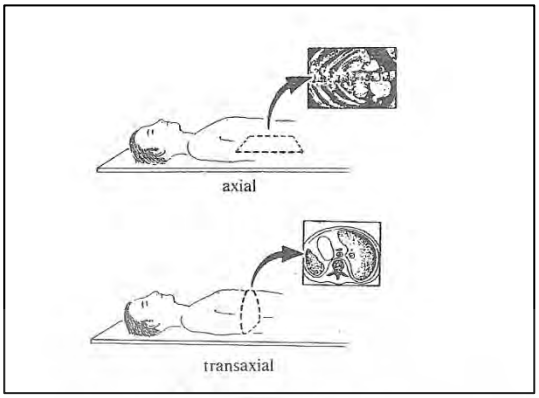
เทคนิคการถ่ายภาพแบบโทโมกราฟฟี่เกิดขึ้นมานานแล้ว ซึ่งเป็นความพยายามที่ต้องการเห็นภาพอวัยวะภายในร่างกายผู้ป่วยเพียงระนาบในระนาบหนึ่งเท่านั้น เทคนิคของโทโมกราฟฟี่แบบหนึ่งคือ การที่หลอดรังสีเอกซ์และฟิล์มเคลื่อนที่คล้องจองกันในขณะถ่ายภาพ ดังภาพ1 การทำแบบนี้แม้จะเห็นภาพของผู้ป่วยเพียงแค่ระนาบเดียวที่ผ่านจุดหมุนของการเคลื่อนที่ของหลอดรังสีเอกซ์กับฟิล์มก็ตาม

รูปที่ 2.1 การถ่ายภาพรังสีเอกซ์ชนิดโทโมกราฟฟีแบบเก่า

หมายเหตุ. จาก เอกซเรย์คอมพิวเต็ดโตโมกราฟฟี่ (หน้า 54) ,โดย มานัส มงคลสุข 2540

แต่ก็มีภาพของระนาบอื่นๆปนออกมาด้วยในลักษณะไม่คมชัด โทโมกราฟฟี่แบบเก่านี้บางทีเรียกว่า โทโมกราฟฟี่ตามแกน (axial tomography) เนื่องจากภาพของอวัยวะภายในผู้ป่วยที่ปรากฏเป็นภาพที่ขนานกับแกนตามยาวของร่างกายผู้ป่วย สำหรับ CT จะได้ภาพที่อยู่ในแนวตัดขวางกับแกนตามยาวของร่างกายผู้ป่วยหรือได้โทโมแกรมตามขวาง (transaxialtomogram)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

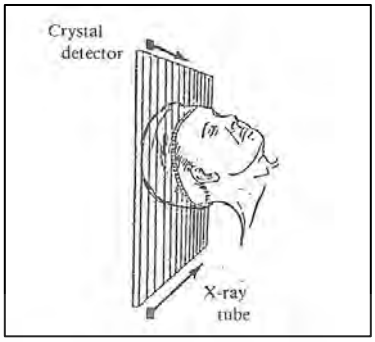


รูปที่ 2.2 โทโมกราฟฟี่แบบเก่าได้ภาพที่อยู่ในแนวแกนขนานกับแกนยาวของร่างกายผู้ป่วย แต่ CTได้ภาพที่ตัดขวางกับแกนยาวของร่างกายผู้ป่วย

หมายเหตุ. จาก เอกซเรย์คอมพิวเต็ดโตโมกราฟฟี่ (หน้า 55) ,โดย มานัส มงคลสุข 2540

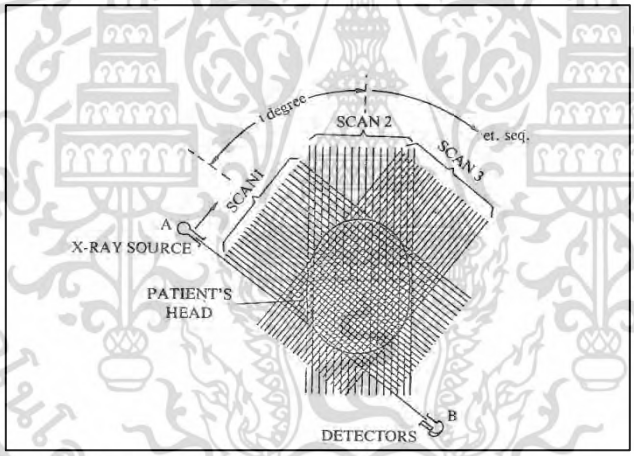
เมื่อพิจารณาถึงวิธีการทำงานของ CT เพื่อให้ได้ภาพภาคตัดขวางที่เหมือนตัดร่างกายออกมาเป็นชิ้นบางๆ แล้วนั้นพบว่ามีความสลับซับซ้อนอยู่มากพอสมควรเพราะเป็นวิธีการที่ต้องอาศัยความรู้ทางฟิสิกส์ วิศวกรรมและคอมพิวเตอร์เป็นอย่างดี ตามทฤษฎีการสร้างภาพของ CT ทำให้ทราบว่าข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพคือค่าความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านร่างกายผู้ป่วยชิ้นบางๆ ดังกล่าวออกมาในทิศทางต่างๆจำนวนมาก การทำความเข้าใจในวิธีการทำงานของ CT ง่ายที่สุดขณะนี้คือ ยิงรังสีเอกซ์ลำแคบออกไปจากหลอดรังสีเอกซ์แล้วใช้หัววัดรังสีเอกซ์ (detector) ไปตั้งไว้ที่ฝั่งตรงข้าม แล้วเคลื่อนหลอดรังสีเอกซ์และหัววัดรังสีเอกซ์ให้รังสีเอกซ์ลำแคบตัดผ่านไปในระนาบผู้ป่วยที่ต้องการดู ดังรูป 2.3 การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงแบบนี้ 1 ครั้ง จะได้ข้อมูลความเข้มของรังสีเอกซ์ 1 โพรไฟล์ สำหรับ CT ที่เฮานสฟิลด์สร้างขึ้นครั้งแรก 1 โพรไฟล์จะประกอบด้วย 160 เรย์ซัม เมื่อการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงครั้งแรกจบลง การเคลื่อนที่ตัดจะเริ่มขึ้นอีกแต่ครั้งนี้รังสีเอกซ์ลำแคบจะบิดไปจากแนวเดิม 1 แล้วเคลื่อนที่ตัดแบบเดิมในระนาบเดิม การเคลื่อนที่ตัดจะกระทำจนครบ 180 องศา ข้อมูลความเข้มรังสีเอกซ์จำนวนทั้งหมด 180 โพรไฟล์ หรือเท่ากับ 180 x 160 เรย์ซัม จะถูกนำไปใช้ในการคำนวณสร้างภาพต่อไป ถ้าพิจารณาตามหลักการทำงานของ CT ที่กล่าวมานี้นับจากเริ่มต้นจนถึงปัจจุบัน CT ได้รับการพัฒนาไปมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงของรังสีเอกซ์ลำแคบผ่านไปในระนาบของผู้ป่วยที่ต้องการดู ทำให้ได้ข้อมูลความเข้ม 1 โพรไฟล์

หมายเหตุ. จาก เอกซเรย์คอมพิวเต็ดโตโมกราฟฟี่ (หน้า 62) ,โดย มานัส มงคลสุข 2540



รูปที่2.4 รังสีเอกซ์ลำแคบเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงที่มุมต่างๆกันผ่านระนาบผู้ป่วยที่ต้องการดูภาพนี้แสดงให้เห็นการเก็บข้อมูลเพียง 3 โพรไฟล์

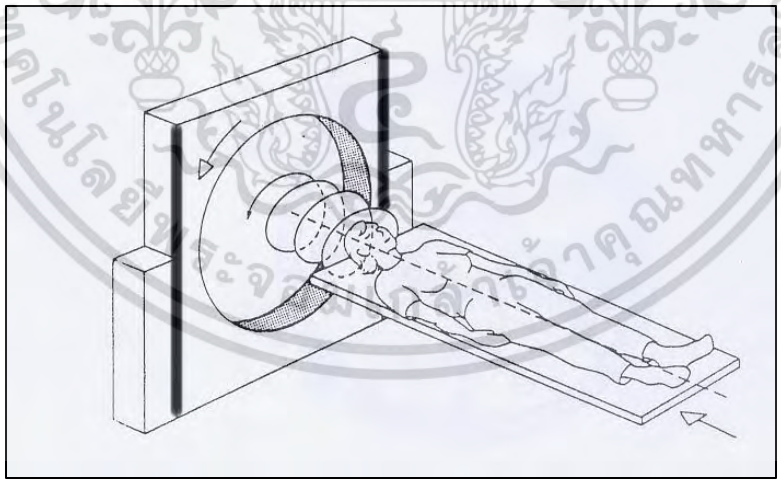
หมายเหตุ. จาก เอกซเรย์คอมพิวเต็ดโตโมกราฟฟี่ (หน้า 64) ,โดย มานัส มงคลสุข 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 SPIRAL CT

Spiral (helical CT)เป็นพัฒนาการทางเทคโนโลยีของ CT scan นับตั้งแต่ปี ค.ศ.1989 เพราะสามารถทำการตรวจได้ในเวลาอันรวดเร็ว ทำให้ลด artifact ที่เกิดจากการเคลื่อนไหว เช่น การเคลื่อนไหวของลำไส้ ลด artifact ที่เกิดจากการหายใจที่ไม่สม่ำเสมอ ซึ่งทำให้ตำแหน่งของภาพคลาดเคลื่อน สามารถสร้างภาพในตำแหน่งที่เหลื่อมกัน (overlapping images) โดยที่ผู้ป่วยไม่ต้องรับรังสีซ้ำซ้อน สามารถสร้างภาพที่เป็น multidimensional imaging ไม่ว่าจะเป็น two – dimensional (2-D) หรือ three –dimensional (3 – D) ซึ่งมี high longitudinal resolution จาก trans axial images ที่ได้จากการ scan ในช่วงเวลาที่คนไข้กลั้นใจนิ่งตลอดการตรวจ

ในการตรวจ conventional CT scan เมื่อมีการหมุนของหลอดเอกซเรย์ 1 รอบ จึงมีการเลื่อนเปลี่ยนตำแหน่งของผู้ป่วย 1 ครั้ง และภาพ CT ที่ได้เกิดจากข้อมูลที่ได้จากการหมุนของหลอดเอกซเรย์ในรอบนั้น แต่ spiral CT scan จะมีการหมุนของหลอดเอกซเรย์อย่างต่อเนื่องเป็นเกลียว(spiral) ตลอดการตรวจพร้อมกับผู้ป่วยที่เคลื่อนผ่านหลอดเอกซเรย์อย่างต่อเนื่องเช่นกัน การเก็บข้อมูลจะเก็บได้เป็นบริเวณกว้างเต็มปริมาตร (volumetric) ในการสร้างภาพ spiral CT scan ตำแหน่ง และความหนา (spacing) ของภาพ สามารถเลือกได้จากข้อมูลที่ได้จากการ scan ทั้งหมด ทำให้สามารถเลือกความหนา (spacing) ของภาพ และสร้างภาพที่เป็น overlapping images ได้



รูปที่ 2.5 ลักษณะการหมุนของหลอดเอกซเรย์ และการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยผ่านแนวแสงเอกซเรย์อย่างต่อเนื่อง ในเครื่อง spiral หรือ helical CT scan

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การกำหนดค่าพารามิเตอร์การสแกน สำหรับ spiral CT คล้ายคลึงกับ conventional CT แต่เวลาที่ใช้ในการตรวจและปริมาณของกระแสไฟฟ้าในหลอดเอกซเรย์จะถูกจำกัดเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดความร้อนที่เกิดขึ้นมากเกินไปในหลอดเอกซเรย์

โดยปกติจะใช้เวลาในการตรวจประมาณ 20 ถึง 60 วินาที ซึ่งเพียงพอที่จะครอบคลุมบริเวณอวัยวะที่จะตรวจได้ มีพารามิเตอร์เพิ่มเติมสำหรับเทคนิคของ spiral CT คือระยะทางที่เตียงผู้ป่วยเคลื่อนที่เป็นมิลลิเมตรต่อรอบการหมุน 360 องศาของหลอดเอกซเรย์ ซึ่งโดยปกติจะใช้เวลา 1 วินาที โดยปกติค่าระยะห่างของเตียงเลื่อนจะมีค่าเท่ากับระยะความหนาของ 1สไลซ์ หรือมากสุดเป็น 2 เท่าของความหนาของสไลซ์ค่าอัตราส่วนของระยะห่างของเตียงเลื่อนต่อความหนาของสไลซ์ เรียกว่า pitch โดยทั่วไประยะห่างของเตียงเลื่อนจะมีค่าได้ถึง 2 โดยไม่ทำให้เกิดปัญหาในการสร้างภาพ ในการตรวจที่ทำกันอยู่โดยทั่วไปจะใช้ระยะห่างของเตียงเลื่อนระหว่าง 1 ถึง 1.7 ตัวอย่างเช่น การตรวจบริเวณช่องท้อง ใช้ค่า table feed value 6 ถึง 8 มม./วินาที โดยกำหนดค่าความหนา 5 มม. มีระยะห่างของเตียงเลื่อนอยู่ระหว่าง 1.2 ถึง 1.6 การกำหนดระยะห่างของเตียงเลื่อนขึ้นกับปริมาตรของร่างกายที่จะทำการตรวจ ตัวอย่างเช่น ส่วนของอวัยวะที่จะตรวจ มีความยาว 24 ซม. ใช้เวลาในการตรวจ 40 วินาที และต้องการความหนาของสไลซ์ 5 มม. ค่า Table feed distance จะเป็น 240 มม./40 วินาที เท่ากับ 6 มม./วินาที ดังนั้นระยะห่างของเตียงเลื่อนจึงมีค่าเป็น 1.2 (6 มม. ต่อรอบการหมุน 360 องศา ของหลอดเอกซเรย์ หารด้วยค่า ความหนา 5 มม.)

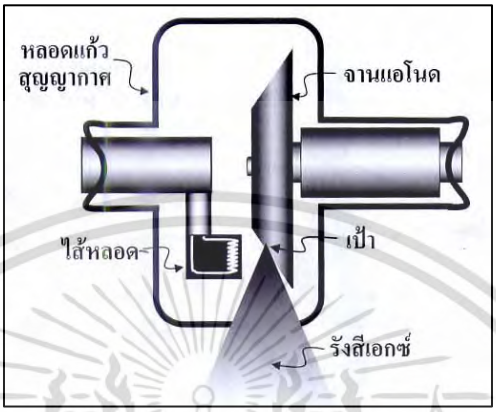
2.4.3 ส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ที่สำคัญ คือ

1) หน่วยสแกนเนอร์ (Scanner unit) ส่วนนี้เกี่ยวข้องกับผู้ป่วยเพราะจะต้องให้ผู้ป่วยนอนบนเตียงและผ่านช่องวงกลมเพื่อทำการสแกน

2) แกนตรี (Gantry) มีลักษณะเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยม ตรงกลางมีช่องวงกลมขนาดใ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

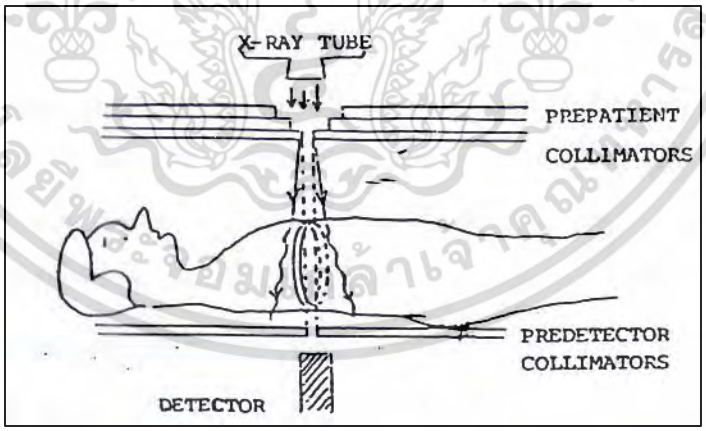
23774หญ่ เส้นผ่าศูนย์กลาง ประมาณ 70-80 เซนติเมตร สามารถสอดผู้ป่วยเข้าไปได้ทั้งตัว ทำด้วยไฟเบอร์กลาส (fiber glass) เพื่อป้องกันรังสีให้แก่ผู้ใช้ สามารถเอียงทำมุมที่ต้องการได้ ภายในแกนตรีประกอบด้วย



รูปที่ 2.6 ส่วนประกอบหลอดเอกซเรย์

3)หลอดเอกซเรย์ (X-ray tube) [5] รังสีเอกซ์ที่เกิดจากอิเลคตรอนจากไส้หลอดวิ่งเข้ามาชนอะตอมของเป้า(target) ทังสเตน โดยอาจชนอิเลคตรอนของอะตอมหรือถูกหน่วงโดยนิวเคลียสของอะตอมทำให้คายพลังงานออกมาในรูปของเอกซเรย์และความร้อน

4)วินโดว์ไซด์ (Window side) คือขนาดลำรังสีของหลอดเอกซเรย์



รูปที่ 2.7 ลักษณะและตำแหน่งของตัวบังคับหน้าผู้ป่วยและตัวบังคับหัววัดที่ติดตั้งใน CT·

หมายเหตุ. จาก The effect of a novel core stabilization technique on managing patients with chronic low back pain: A randomized, controlled, experimenter-blinded study

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

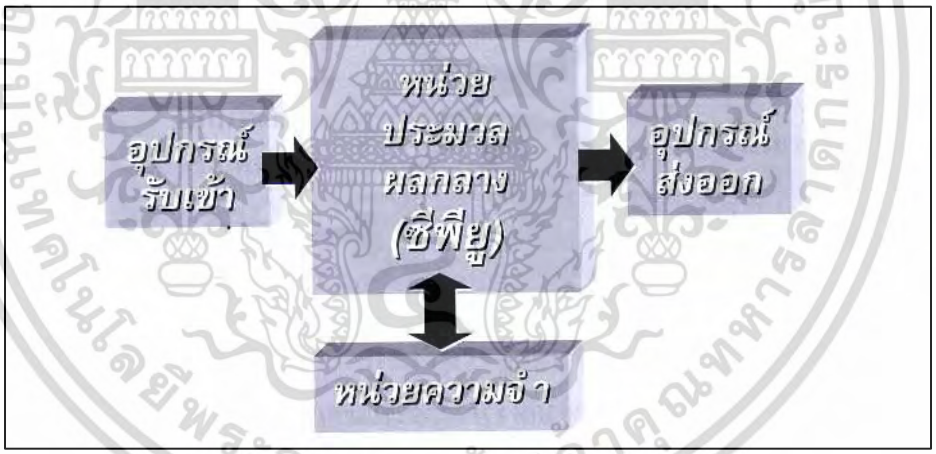
November 2013Clinical Rehabilitation 28(5)

5)หัววัดรังสีเอกซ์ (x-ray detector) เป็นตัวรับรังสีเอกซ์ที่ผ่านออกมาจากเนื้อเยื่อ, อวัยวะหรือผู้ป่วย

6) เตียงผู้ป่วย (Patient couch) ทำจาก carbon fiber ซึ่งมีเลขอะตอมต่ำสามารถดูดกลืนปริมาณรังสีเอกซ์น้อยมาก ไม่ทำให้คุณภาพของรังสีลดน้อยลง เตียงผู้ป่วยจะเลื่อนโดยระบบไฟฟ้าอย่างแม่นยำ 1 –10 มิลลิเมตร

7) เครื่องผลิตกระแสไฟฟ้า (Generator)

8) หน่วยคอมพิวเตอร์ (Computer unit) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของเครื่องให้เป็นไปตามคำสั่ง ขณะเดียวกันก็รับข้อมูลจาก detector แล้วคำนวณข้อมูลที่อ่านได้จากการที่รังสีเอกซ์ผ่านอวัยวะหรือผู้ป่วยในหลาย ๆ ด้านรอบผู้ป่วยนั้น สร้างออกมาเป็นรูปภาพตามขวางแสดงไว้บนจอภาพ



รูปที่ 2.8 ผังของการทำงานในส่วนฮาร์ดแวร์ของคอมพิวเตอร์

หมายเหตุ. จาก https://il.mahidol.ac.th/e-media/computer/system/cache.htm

9) ส่วนควบคุมปฏิบัติการและแสดงภาพ ที่ควบคุมปฏิบัติการและแสดงภาพ เป็นส่วนที่มีแผงแป้นอักขระและซีอาร์ทีซึ่งสามารถควบคุมการทำงานของซีทีและสามารถแสดงภาพทางซีอาร์ทีที่ซีทีสร้างเสร็จแล้ว [6]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.9 ส่วนควบคุมปฏิบัติการและแสดงภาพ (operating console)

หมายเหตุ. จาก เอกซเรย์คอมพิวเต็ดโตโมกราฟฟี่ (หน้า 25) ,โดย มานัส มงคลสุข 2540

2.5 ความละเอียดของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

รูปภาพที่แสดงจะประกอบไปด้วยจุดจำนวนมาก เรียกแต่ละจุดนี่ว่า “pixels” ซึ่งจำนวน pixels นี่ก็ขึ้นอยู่กับ ชนิดของ Digital medical image ที่เราใช้ เช่น ถ้าเป็นของ CT scan จะเป็น 512 x 512 pixels ขณะที่ของ MRI จะเป็น 256 x 256 pixels โดยพื้นที่ในการจัดเก็บ และ Resolution ของ Digital image ต่างๆ เป็นไปตามรูป

Table 2: Sizes of images produced by digital imaging modalities

Modalities	Pixel matrix	Total pixels	Size of images
Nuclear medicine	128 × 128	16,384	0.16 MP
MRI	256 × 256	65,536	0.06 MP
USG	512 × 512	262,144	0.25 MP
DSA	512 × 512	262,144	0.25 MP
CT scan	512 × 512	262,144	0.25 MP
CR / DR	2048 × 2048	4,194,304	4 MP
Digital mammography	4000 × 5000	20,000,000	81 MP
Digital cameras	User defined	User defined	3–20 MP

รูปที่2.10 แสงขนาดของภาพดิจิตอลทางการแพทย์

หมายเหตุ. จาก Body image and weight perceptions in relation to actual measurements by means of a new index and level of physical activity in Italian university students

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

February 2014Journal of Translational Medicine 12(1):42

ในภาพ CT นั้นจะได้ออกมาเป็น Grayscale Picture ซึ่งมีเฉดสีเทาที่สามารถแยกได้หลายระดับ โดยที่จะวัดหน่วยเป็น Hounsfield unit (HU) ซึ่งมีตั้งแต่ -1000 HU ไปจนถึง +1000 HU โดยมีรายละเอียดคร่าวๆ ดังนี้

Air < -500 HU ดำสุด

Fat < -90 HU

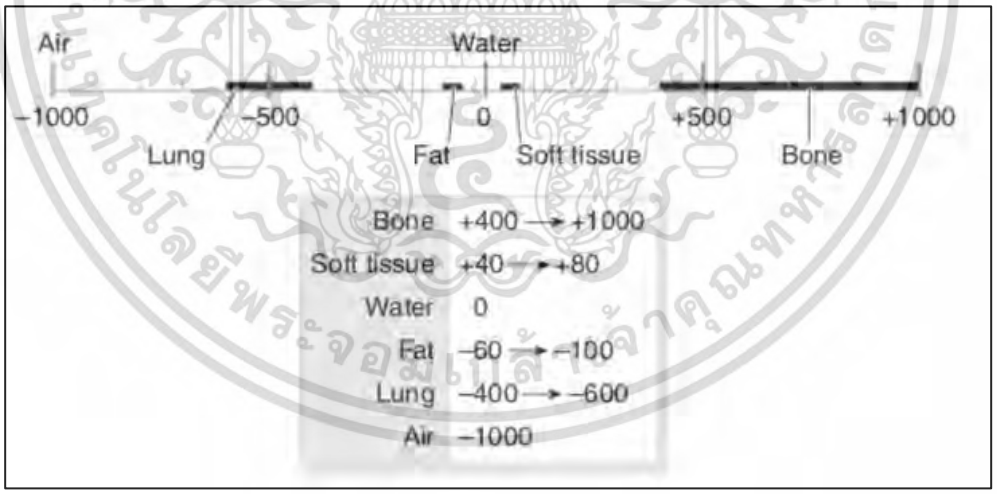
Water & CSF 0 HU

Hematoma 50–90 HU

Calcification > +80 HU

Bone > +500 HU ขาวสุด

หน่วย Hounsfield (HU) หมายถึง หน่วยของการวัดในการสแกน CT คือ Hounsfield Unit (HU) ซึ่งเป็นหน่วยวัดความหนาแน่นของรังสี ช่วงของหมายเลข CT มีความกว้าง 2,000 HU แม้ว่าเครื่องสแกนรุ่นใหม่บางรุ่นจะมีช่วงที่กว้างกว่า HU ถึง 4000 ก็ตามตัวเลขแต่ละตัวจะแสดงเฉดสีเทาโดยมี +1000 (สีขาว) และ –1000 (สีดำ) ที่ปลายด้านใดด้านหนึ่งของสเปกตรัม



รูปที่2.11 Hounsfield (HU) ในแต่ละ Organs

หมายเหตุ. จาก Automatic detection of the pulmonary nodules from CT images, Conference: 2015 SAI Intelligent Systems Conference (IntelliSys)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 Display Parameter

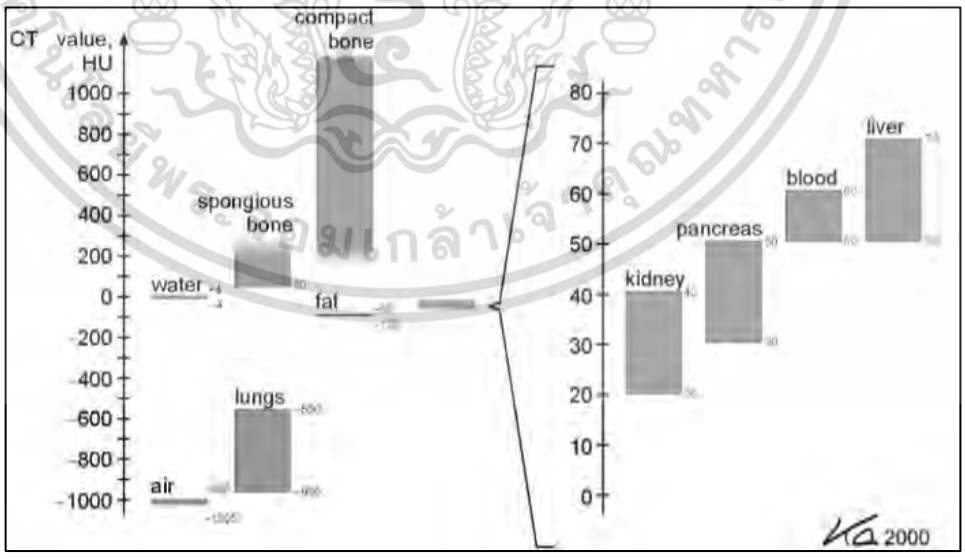
หน่วยที่ใช้วัดความหนาแน่น(ความเข้ม)ของอวัยวะต่างๆในร่างกายจากภาพ CT image คือ Hounsfield Unit โดยมีความกว้างของหน่วยตั้งแต่ -1,000 ไปจนถึง +1,000 ซึ่งทำให้สามารถแสดงเฉดสีเทาที่แตกต่างกันออกไปได้มากถึง 2,000 เฉด แต่เนื่องจากความสามารถทางกายภาพ หรือตาของมนุษย์ไม่สามารถจะแยกแยะความแตกต่างได้มากขนาดนั้น จึงจำเป็นต้องกำหนดกรอบเฉพาะ ช่วงค่าที่เราสนใจ เพื่อให้แพทย์สามารถแปลผลได้ดีขึ้น โดยการปรับ Parameter 2 ตัวนี้

2.6.1 Window Level (WL)

เป็นค่าที่ใช้ระบุค่าสีเทากลางของภาพว่าต้องการให้มีการแสดงผลที่ระดับความเข้มใดเป็นหลัก เช่น ถ้าหากต้องการที่จะดูส่วนที่เป็นกระดูกก็ควรตั้งค่าให้สูงในช่วงระดับของความเข้มระดับของกระดูก (เช่น 700 HU เป็นต้น)

2.6.2 Window Width (WW)

เป็นการระบุค่าความกว้างหรือ Range ที่ต้องการให้มีการแสดงผลระดับเฉดสีเทานั้นๆ ซึ่งจะยึดจากค่า Level เป็นหลักว่าต้องการค่ากว้างเท่าใด (ตัวอย่างเช่น Level = +700 HU และ Window = 200 HU จะทำให้มีการแสดงผลเฉพาะช่วง +600 ถึง +800 เท่านั้น)



รูปที่2.12 ค่า Window Level และ Window Width

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเหตุ. จาก https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphar.2018.01540/full

แสดงค่า Window ในอวัยวะส่วนต่างๆของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

head and neck

brain W:80 L:40

subdural W:130-300 L:50-100

stroke W:8 L:32 or W:40 L:40 3

temporal bones W:2800 L:600 or W:4000 L:700

soft tissues: W:350–400 L:20–60 4

chest

lungs W:1500 L:-600

mediastinum W:350 L:50

abdomen

Soft tissues W:400 L:50

liver W:150 L:30

spine

soft tissues W:250 L:50

bone W:1800 L:400

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

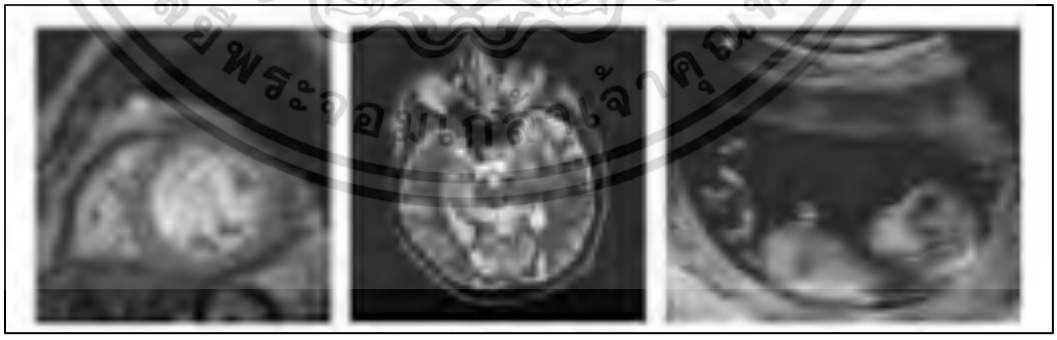
2.7 เทคโนโลยีการประมวลผลภาพ (Image processing)

การประมวลผลภาพ (Image Processing) หมายถึง การนำภาพมาประมวลผลหรือคิดคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์[7]เพื่อให้ได้ข้อมูลที่เราต้องการทั้งในเชิงคุณภาพและปริมาณ โดยมีขั้นตอนต่างๆที่สำคัญ คือการทำให้ภาพมีความคมชัดมากขึ้น การกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ การแบ่งส่วนของวัตถุที่เราสนใจออกมาจากภาพ เพื่อนำภาพวัตถุที่ได้ไปวิเคราะห์หาข้อมูลเชิงปริมาณ เช่น ขนาด รูปร่าง และทิศทางการเคลื่อนของวัตถุในภาพ จากนั้นเราสามารถนำข้อมูลเชิงปริมาณเหล่านี้ไปวิเคราะห์ และสร้างเป็นระบบ เพื่อใช้ประโยชน์ในงานด้านต่างๆ เช่น ระบบรู้จำลายนิ้วมือเพื่อตรวจสอบว่าภาพลายนิ้วมือที่มีอยู่นั้นเป็นของผู้ใด ระบบตรวจสอบคุณภาพของผลิตภัณฑ์ในกระบวนการผลิตของโรงงานอุตสาหกรรม ระบบคัดแยกเกรดหรือคุณภาพของพืชผลทางการเกษตร ระบบอ่านรหัสไปรษณีย์อัตโนมัติ เพื่อคัดแยกปลายทางของจดหมายที่มีจำนวนมากในแต่ละวันโดยใช้ภาพถ่ายของรหัสไปรษณีย์ที่อยู่บนซอง ระบบเก็บข้อมูลรถที่เข้าและออกอาคารโดยใช้ภาพถ่ายของป้ายทะเบียนรถเพื่อประโยชน์ในด้านความปลอดภัย ระบบดูแลและตรวจสอบสภาพการจราจรบนท้องถนนโดยการนับจำนวนรถบนท้องถนนในภาพถ่ายด้วยกล้องวงจรปิดในแต่ละช่วงเวลา ระบบรู้จำใบหน้าเพื่อเฝ้าระวังผู้ก่อการร้ายในอาคารสถานที่สำคัญๆหรือในเขตคนเข้าเมือง เป็นต้น จะเห็นได้ว่าระบบเหล่านี้จำเป็นต้องมีการประมวลผลภาพจำนวนมากและเป็นกระบวนการที่ต้องทำซ้ำๆกันในรูปแบบเดิมเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งงานในลักษณะเหล่านี้หากให้มนุษย์วิเคราะห์เองมักต้องใช้เวลามากและใช้แรงงานสูงอีกทั้งหากจำเป็นต้องวิเคราะห์ภาพเป็นจำนวนมาก ผู้วิเคราะห์ภาพเองอาจเกิดอาการล้าส่งผลให้เกิดความผิดพลาดขึ้นได้ ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญในการทำหน้าที่เหล่านี้แทนมนุษย์อีกทั้งเป็นที่ทราบโดยทั่วกันว่าคอมพิวเตอร์มีความสามารถในการคำนวณและประมวลผลข้อมูลจำนวนมหาศาลได้ในเวลาอันสั้น จึงมีประโยชน์อย่างมากในการเพิ่มประสิทธิภาพการประมวลผลภาพและวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากภาพในระบบต่างๆดังกล่าวข้างต้น

ในปัจจุบันเทคนิคการถ่ายภาพทางการแพทย์ซึ่งทำให้แพทย์สามารถตรวจดูอวัยวะสำคัญๆต่างๆภายในร่างกายได้โดยไม่จำเป็นต้องผ่าตัดได้พัฒนาไปไกลมาก เริ่มจากเครื่องเอ็กซเรย์ (X-Ray) ซึ่งสามารถถ่ายภาพโครงสร้างกระดูกและอวัยวะบางอย่างเช่น ปอด ภายในร่างกายได้ ต่อมาได้มีการพัฒนาสร้างเครื่อง CT (Computed Tomography) ซึ่งสามารถจับภาพอวัยวะต่าง ๆ ในแนวระนาบตัดขวางได้ ทำให้เราเห็นข้อมูลภาพได้มากขึ้น การใช้เครื่อง CT สแกนเพื่อตรวจหาความผิดปกติของมะเร็งเต้านม อีกทั้งยังมีเครื่อง MRI (Magnetic Resonance Imaging) ซึ่งใช้ถ่ายภาพส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อที่ไม่ใช่กระดูก (soft tissues) ได้ดี ภาพ MRI นี้นอกจากจะให้ข้อมูลทางกายภาพแล้วยังให้ข้อมูลทางเคมีได้อีกด้วย เครื่อง MRI ยังสามารถถ่ายภาพอวัยวะที่ต้องการในระนาบต่างๆ ได้ด้วย โดยไม่จำเป็นต้องเคลื่อนย้ายตำแหน่งของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้ป่วยหรือแม้กระทั่ง เทคนิคการถ่ายภาพด้วยอัลตราซาวด์ (Ultrasound) ซึ่งใช้ตรวจดูความสมบูรณ์ของทารกในครรภ์มารดา หรือตรวจดูขนาดของ ตับ ม้าม ถุงน้ำดี และ ไต เพื่อหาความผิดปกติของอวัยวะเหล่านี้ ในปัจจุบันก็ยังมีใช้กันอย่างแพร่หลายด้วยเทคนิคใหม่ๆ ในการถ่ายภาพทางการแพทย์เหล่านี้บวกกับเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าขึ้น ซึ่งเพิ่มความสะดวกรวดเร็วในการใช้งานเครื่องถ่ายภาพเหล่านี้ทำให้มีการถ่ายภาพทางการแพทย์เพื่อเป็นแนวทางในการวินิจฉัยโรคต่างๆกันอย่างแพร่หลายนั้นหมายความว่าปัจจุบันมีภาพทางการแพทย์ที่จำเป็นต้องนำมาประมวลผลเป็นจำนวนมหาศาล ซึ่งอาจจะเกินกำลังที่จะให้บุคลากรทางการแพทย์แต่ละคนมาวิเคราะห์ได้ในแต่ละวัน จึงมีความจำเป็นต้องนำเทคโนโลยีทางการประมวลผลภาพเข้าช่วย เนื่องจากภาพทางการแพทย์ต่างๆเหล่านี้ ปัจจุบันได้ถูกพัฒนาให้สามารถเก็บอยู่ในรูปแบบดิจิทัลได้แล้ว ทำให้สะดวกในการจัดเก็บรักษาและส่งข้อมูลภาพและที่สำคัญเรายังสามารถวิเคราะห์ภาพเหล่านี้ได้ด้วยคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยโรคได้รวดเร็วยิ่งขึ้น อีกทั้งในการถ่ายภาพเพื่อตรวจดูการทำงานหรือตรวจหาความผิดปกติของอวัยวะหนึ่งๆนั้นในแต่ละครั้งนั้นอาจต้องใช้ภาพจำนวนมากในการเปรียบเทียบวิเคราะห์ เช่น การถ่ายภาพหัวใจด้วยเครื่อง MRI จำเป็นต้องถ่ายภาพตลอดระยะเวลาการเต้นของหัวใจในช่วงระยะเวลาหนึ่ง ซึ่งอาจได้ภาพออกมาเป็นจำนวนหลายภาพ เป็นต้น ดังนั้นนการทำงานของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญกับภาพถ่ายจำนวนมากเหล่านี้ จึงทำให้ต้องเสียเวลาและใช้แรงงานของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญอย่างมากเกินจำเป็นอีกทั้งผู้เชี่ยวชาญเองอาจเกิดอาการล้าได้ หากจำเป็นต้องวิเคราะห์ภาพเป็นเวลาติดต่อกันเป็นเวลานานๆ ด้วยเหตุนี้เองจึงได้มีการนำการประมวลผลภาพด้วยคอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ ซึ่งถือเป็นศาสตร์ใหม่เรียกว่า การประมวลผลภาพทางการแพทย์ (Medical Image Processing) เพื่อให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวิเคราะห์ภาพจำนวนมากได้อย่างรวดเร็ว และเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยโรคได้ดีขึ้น



รูปที่2.13 ภาพทางการแพทย์

หมายเหตุ. จาก http://songyot.ece.engr.tu.ac.th/MN636/MN636_syllabus.pdf

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประมวลผลภาพทางการแพทย์เป็นการนำเทคนิคหรือวิธีการต่างๆของการประมวลผลภาพมาใช้กับภาพทางการแพทย์ โดยการเลือกใช้เทคนิคต่างๆ กับภาพทางการแพทย์นี้จะขึ้นอยู่กับเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้นๆ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ภาพเหล่านั้นได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น โดยเทคนิคของการประมวลผลภาพมีมากมายหลายวิธีการ ซึ่งส่วนใหญ่แล้ว ในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์มักจะใช้หลายๆวิธีการร่วมกัน เพื่อให้ได้สิ่งที่ต้องการตามเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้นๆเทคนิคของการประมวลผลภาพที่สำคัญๆ ในการจัดการกับภาพทางการแพทย์มีดังตัวอย่างต่อไปนี้

2.7.1 การแบ่งส่วนภาพ (Image Segmentation)

เป็นวิธีการแบ่งส่วนใดส่วนหนึ่งของภาพที่เราสนใจออกมาจากภาพที่เราต้องการ ซึ่งการแบ่งส่วนภาพนี้ โดยส่วนใหญ่แล้วจะเป็นขั้นตอนเบื้องต้นและสำคัญอย่างมากของการประมวลผลภาพทางการแพทย์ เนื่องจากภาพทางการแพทย์ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพแบบต่างๆนั้น โดยปกติมักจะมีองค์ประกอบอื่นๆที่อยู่ใกล้เคียงกับอวัยวะที่ทำถ่ายภาพมา เช่น เนื้อเยื่อ กระดูก อวัยวะข้างเคียง หรือแม้กระทั่งสัญญาณรบกวน (Noise) ที่ขึ้นในขณะถ่ายภาพ ด้วยเหตุนี้ การวิเคราะห์เฉพาะอวัยวะที่ต้องการจึงจำเป็นต้องใช้การแบ่งส่วนภาพมาทำหน้าที่ตัดแยกส่วนที่เราต้องการออกมา ตัวอย่างเช่น การแบ่งส่วนเนื้อสมองจากภาพสมอง การแบ่งส่วนภาพหัวใจห้องล่างซ้ายจากภาพหัวใจ MRI การแบ่งส่วนเฉพาะเส้นโลหิต การแบ่งส่วนข้อกระดูกสันหลังจากภาพลำกระดูกสันหลัง หรือ การแบ่งส่วนของทารกจากภาพอัลตราซาวด์ เป็นต้น การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์มีทั้งการแบ่งส่วนภาพแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ ขึ้นอยู่ความจำเป็นและวัตถุประสงค์ของการนำไปวิเคราะห์ โดยวิธีการแบ่งส่วนภาพที่กำลังได้รับความนิยมในงานวิจัยเกี่ยวกับภาพทางการแพทย์ ได้แก่ แอ็กทิฟคอนทัวร์ (Active Contour) และ แอ็กทิฟเซอร์เฟส (Active Surface) เป็นต้น

รูปที่2.14 (Active Contour) เพื่อแยกโพรงสมองกับส่วนเนื้อสมอง

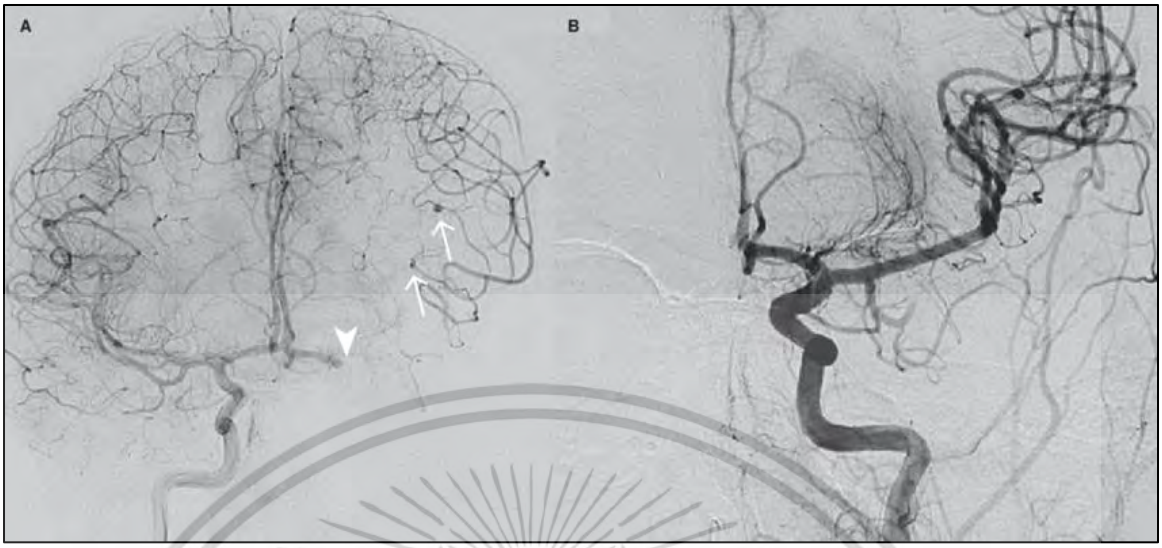
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเฟตุ. จาก Speculation Aside, Pilot Study Suggests Youth Football Players Not at Greater Risk for Brain Injury Research By Gregory Myer, PhD Nov. 5, 2019

2.7.2 การซ้อนทับภาพ (Image Registration)

เป็นวิธีการนำข้อมูลของสองภาพหรือมากกว่ามารวมกันเพื่อให้เกิดภาพใหม่ที่มีข้อมูลภาพสมบูรณ์มากขึ้น โดยภาพใหม่ที่ได้นี้จะเป็นการรวมตัวกันของข้อมูลหรือรายละเอียดในแต่ละภาพที่นำมาผสานกัน มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ได้ภาพที่มีรายละเอียดและข้อมูลที่เพียงพอสำหรับการนำไปใช้งาน หรือการนำภาพไปวิเคราะห์ โดยส่วนใหญ่แล้วภาพที่จะนำมาซ้อนทับกันนั้น อาจเป็นภาพถ่ายของอวัยวะเดียวกันที่ถ่ายต่างเวลากันต่างมุมมองกันหรือใช้เทคนิคในการถ่ายภาพที่แตกต่างกัน เป็นต้น และการนำวิธีการซ้อนทับภาพมาใช้กับภาพทางการแพทย์ มีประโยชน์ในหลายๆด้าน ตัวอย่างเช่น การตรวจ ติดตาม หรือหาความผิดปกติของอวัยวะต่างๆ ทำได้โดยการนำภาพถ่ายของอวัยวะที่ต้องการตรวจที่ได้ถ่ายไว้ในอดีตมาทำการซ้อนทับกับภาพถ่ายของอวัยวะเดียวกันที่ถ่ายไว้ในปัจจุบัน โดยทำให้ตำแหน่งของอวัยวะต่างๆของทั้งสองภาพตรงกันซึ่งการทำในลักษณะนี้ จะทำให้เห็นถึงความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นของอวัยวะนั้นว่ามีการเปลี่ยนแปลงไปอย่างไรบ้างในช่วงเวลานั้นมีแนวโน้มที่จะเป็นอย่างไรต่อไปมีสิ่งผิดปกติเกิดขึ้นหรือไม่มีอวัยวะที่โตขึ้นผิดปกติหรือไม่ เป็นต้น การนำภาพทางการแพทย์ที่ใช้เทคนิคในการถ่ายภาพแตกต่างกัน มาทำการซ้อนทับภาพ เป็นอีกหนึ่งประโยชน์ของวิธีการนี้ เนื่องจากภาพทางการแพทย์ที่ถ่ายโดยใช้เทคนิคการถ่ายภาพเพียงแบบเดียว อาจจะทำให้ได้ข้อมูลไม่ครบถ้วนตามที่ต้องการ จึงจำเป็นต้องใช้เทคนิคการถ่ายภาพหลายๆแบบ เพื่อให้ได้ข้อมูลรายละเอียดของอวัยวะหรือองค์ประกอบรอบข้างอื่นๆของอวัยวะนั้นๆเพิ่มมากขึ้น ซึ่งจะเป็นประโยชน์อย่างมากในการนำภาพไปวิเคราะห์ตัวอย่างเช่น การนำภาพสมองที่ถ่ายด้วยเครื่อง CT ซึ่งมีรายละเอียดที่ชัดเจนโดยเฉพาะอย่างยิ่งในส่วนที่เป็นกระดูกมาซ้อนทับกับภาพสมองที่ถ่ายด้วยเครื่อง MRI ซึ่งให้รายละเอียดของเนื้อเยื่อต่างๆภายในสมองได้ดีกว่าภาพที่ถ่ายด้วยเครื่อง CT และเห็นได้ว่าภาพใหม่ที่ได้จากการซ้อนทับของข้อมูลจากภาพทั้งสองนี้จะมีรายละเอียดขององค์ประกอบต่างๆเพิ่มมากขึ้นคือมีทั้งส่วนที่เป็นกะโหลกศีรษะและรายละเอียดของเนื้อเยื่อต่างๆในสมอง จึงทำให้สามารถวิเคราะห์ภาพใหม่นี้เพียงภาพเดียวได้ โดยไม่ต้องพิจารณาภาพทั้งสองแยกกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.15 ภาพซ้อนทับกันในการทำหัตถการในสมองด้วยเทคนิค Subtraction

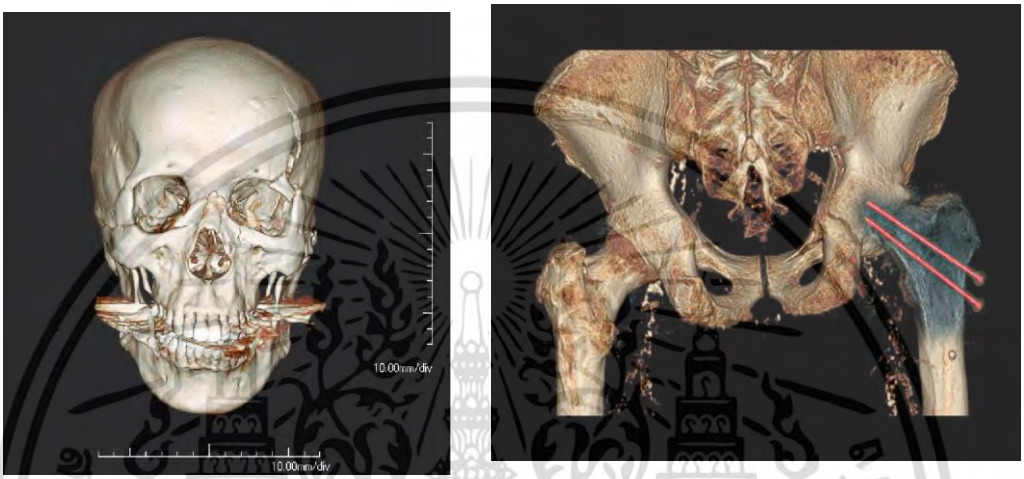
หมายเหตุ. จาก Intra-Arterial Treatment in a Child with Embolic Stroke Due to Atrial Myxoma June 2014Interventional Neuroradiology 20(3):345-51

2.7.3 การสร้างภาพ 3 มิติ (3D Image Reconstruction)

การวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์โดยใช้ภาพ 3 มิติ กำลังได้รับความต้องการอย่างมากในปัจจุบัน เนื่องจากภาพ 3 มิติ สามารถแสดงให้เห็นถึงภาพรวมหรือรายละเอียดในมุมมองต่างๆ ของอวัยวะได้ จึงมีประโยชน์อย่างมากในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ โดยอวัยวะหรือส่วนของร่างกายที่ได้มีการวิเคราะห์ในรูปแบบ 3 มิติ ตัวอย่างเช่น สมอง หัวใจ กระดูก ฟัน และขากรรไกร เป็นต้น ภาพ 3 มิติสำหรับภาพทางการแพทย์นั้น มักสร้างมาจากภาพ 2 มิติหลายๆภาพทำได้โดยการนำภาพเหล่านั้นมาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพ เช่น การแบ่งส่วนภาพ เป็นต้น เพื่อให้ได้รายละเอียดส่วนประกอบต่างๆ หรือข้อมูลที่จำเป็นของอวัยวะที่ต้องการ จากนั้น นำมาประกอบกันเพื่อขึ้นรูปเป็นภาพ 3 มิติ ซึ่งภาพ 3 มิติที่ได้นี้ จะมีลักษณะหรือรูปร่างที่เหมือนกับอวัยวะจริงเพียงใด ขึ้นอยู่กับข้อมูลของภาพ 2 มิติที่นำมาประมวลผล ถ้าภาพ 2 มิติที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพมีภาพจำนวนมากเพียงพอ ถ่ายในทุกส่วนสัดอย่างละเอียดหรือได้ถ่ายไว้ในหลายมุมมองก็ยิ่งทำให้ภาพ 3 มิติที่ได้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากขึ้น ข้อดีของภาพ 3 มิติ คือ สามารถพิจารณาในลักษณะของปริมาตรหรือขนาดได้ ทำให้สามารถตรวจหาความผิดปกติของอวัยวะได้ โดยดูจากขนาดที่เห็นหรือดูจากค่าที่คำนวณออกมาเป็นตัวเลข เช่น ปริมาตรหรือค่าความบ่งชี้ต่างๆ ทางการแพทย์ เป็นต้น เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการวิเคราะห์ว่าอวัยวะนั้นๆ มีขนาดที่ใหญ่หรือเล็กผิดปกติหรือไม่ ตัวอย่างการนำภาพ 3 มิติมาช่วยงานในด้านการวางแผนการรักษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เช่น การวางแผนการฝังรากฟันเทียม ทำได้โดยการจัดการวางแผนกับภาพฟัน 3 มิติในคอมพิวเตอร์ ที่สร้างมาจากภาพฟันและขากรรไกร 2 มิติของผู้ป่วยหรือการวางแผนการจัดฟันที่ทำให้ผู้ป่วยสามารถเห็นลักษณะฟันของตนเองก่อนและหลังการจัดฟันได้เพื่อเป็นตัวช่วยในการตัดสินใจว่าจะเข้ารับการรักษาหรือไม่และในด้านการวางแผนการผ่าตัดฝังวัสดุในส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายจะช่วยให้แพทย์สามารถวางแผนและจัดการฝังวัสดุได้อย่างมีความถูกต้อง แม่นยำ และมีประสิทธิภาพมากขึ้น



รูปที่2.16 ภาพ3มิติจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองและสะโพก

หมายเหตุ. จาก https://fineartamerica.com/featured/hip-fracture-reduction-3d-ct-scan-science-photo-library.html

ทั้งนี้การประมวลผลภาพทางการแพทย์ไม่ได้มีจุดประสงค์เพื่อเข้ามาทำหน้าที่หลักแทนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญแต่เข้ามาทำหน้าที่เป็นเครื่องมืออำนวยความสะดวกหรือเป็นผู้ช่วยในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ต่างๆ เพื่อให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ภาพเหล่านั้นได้สะดวกและรวดเร็วขึ้นและเพิ่มประสิทธิภาพในวิเคราะห์ให้ดีขึ้น ปัจจุบันยังมีความจำเป็นและต้องการผู้รู้ผู้เชี่ยวชาญในการพัฒนาเทคนิคการประมวลผลภาพทางการแพทย์อีกมากทั้งนี้ ผู้ที่พัฒนากระบวนการประมวลผลภาพทางการแพทย์นี้นอกจากจะต้องรู้วิธีการสั่งงานคอมพิวเตอร์ได้แล้ว ยังต้องเข้าใจความสามารถในการวิเคราะห์ภาพของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในงานนั้นๆอีกด้วย เพื่อจะสามารถผสมผสานศาสตร์ทั้งสองนั้นและนำมาพัฒนาศักยภาพในการประมวลผลภาพได้สูงขึ้น จากที่ได้ยกตัวอย่างการใช้งานของการประมวลผลสัญญาณดิจิตอลมาทั้งหมดนั้นก็คงพอจะทำให้ได้ทราบถึงแนวทางการประยุกต์ใช้งานการประมวลผลสัญญาณดิจิตอลในงานด้านต่างๆ เช่น ทางการทหาร การแพทย์ บันเทิง หรือการสื่อสารโทรคมนาคมและอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความนิยมในการใช้การประมวลผลสัญญาณดิจิตอลที่เพิ่มมากขึ้นก็เนื่องมาจากการข้อได้เปรียบเมื่อเปรียบเทียบกับการสร้างวงจรด้วยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แต่สิ่งที่สำคัญกว่านั้นก็คือทฤษฎีการประมวลผลสัญญาณดิจิตอลที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยตัวของมันเอง มิใช่เพื่อเป็นการประมาณค่าการประมวลผลสัญญาณทางอานาลอกและนี่เป็นสิ่งที่ทำให้การประยุกต์ใช้งานการประมวลผลสามารถทำได้ในรูปแบบที่หลากหลายและมีประสิทธิภาพการประมวลผลที่สูงขึ้นเรื่อยๆ

2.8 ประเภทของภาพ (Image Types)

โดยทั่วไปเราสามารถแบ่งประเภทของภาพบิตแมปตามคุณสมบัติออกได้4ประเภท ดังนี้

- ภาพขาวดำ (Binary Image)

- ภาพระดับสีเทา (Gray Scale Image)

- ภาพสี (Color Image)

- ภาพแบบดัชนี (Index Image)

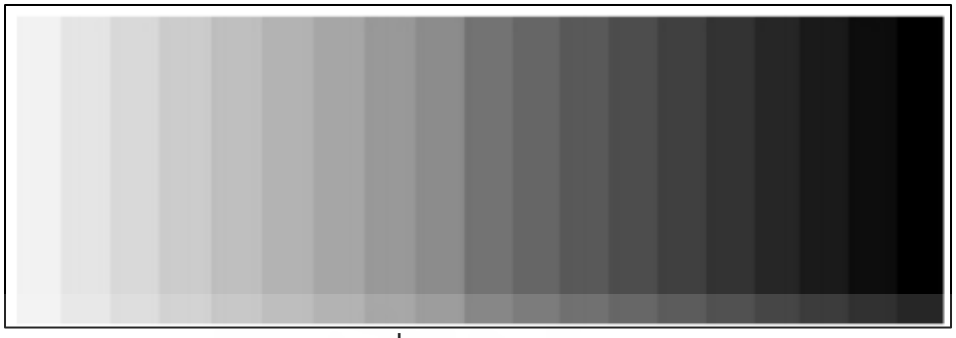
2.8.1 ภาพขาวดำ (Binary Image)

ลักษณะของภาพขาวดำคือในแต่ละพิกเซลจะแสดงด้วยค่าแบบไบนารี (Binary) คือ มี 1 บิต ซึ่งประกอบไปด้วยค่า 1 และ 0 โดยที่ 1 หมายถึงจุดภาพสีขาวและ 0 หมายถึงจุดภาพสีดำ ภาพประเภทนี้เหมาะสำหรับภาพที่เกี่ยวข้องกับลายนิ้วมือเป็นต้น

2.8.2 ภาพระดับสีเทา (Grayscale Image)

ลักษณะของภาพชนิดนี้ [8] ในแต่ละพิกเซลจะมีค่าความเข้มของแสงในแต่ละระดับที่แตกต่างกันไป ตั้งแต่สีขาวไปยังสีดำเราสามารถกำหนดระดับความเข้มของแสงนั้นได้ โดยใช้ค่าระดับเทาโดยปกติแล้วภาพแบบระดับสีเทาจะมีความละเอียด (Resolution) เท่ากับ 8 บิต ซึ่งภาพจะมีค่าระดับความเข้มแสงของสีดำเท่ากับ 0 ส่วนค่าระดับความเข้มของสีขาวจะมีค่าเท่ากับ 256 ระดับ โดยนิยมระบุในช่วง 0-1 หรือ 0-255 แสดงระดับสีเทาดังในรูปที่ 2.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.17 ภาพแสดงระดับสีเทา

หมายเหตุ. จาก https://colorincprolab.com/color-and-file-management

2.8.3 ภาพสี (Color Image)

ในแต่ละพิกเซลของภาพสีจะเก็บค่าระดับความเข้มแสงแต่ละแถบแสงของแม่สีหลัก [9] 3 สี ที่ซ้อนกันคือสี แดง (Red) สีเขียว (Green) และสีน้ำเงิน(Blue) ซึ่งแต่ละพิกเซลนั้นก็จะแสดงผลของค่าของแต่ละพิกเซลตามระดับความเข้มในแต่ละแถบแสงนั้น

2.8.4 การเปลี่ยนภาพสีแบบ RGB เป็นภาพระดับสีเทา (Gray Scale)

การเปลี่ยนภาพสี (RGB) เป็นภาพระดับสีเทา[10]ระบวนการนี้จะทำให้ภาพที่ได้สามารถนำมาประมวลผลได้ง่ายขึ้นและรวดเร็วขึ้นเพราะว่าการที่จะมีการวิเคราะห์การตรวจจับวัตถุจะมีการนำภาพเฟรม ต่างๆมาเข้ากระบวนการตามขั้นตอนต่างๆ ซึ่งถ้านำภาพสีมาเข้ากระบวนการทำงานจะทำให้เกิดความล่าช้าเพราะว่าภาพสีแต่ละภาพจะประกอบไปด้วยภาพสามภาพประกอบกัน คือ ภาพโทนสีแดง, ภาพโทน สีเขียว และภาพโทนสีน้ำเงิน ฉะนั้นการที่จะเข้าถึงภาพและประมวลผลก็จะต้องเข้าถึงข้อมูลทั้งสามข้อมูล (แดง เขียว น้ำเงิน) แต่ระดับสีเทานั้นจะทำได้ง่ายและเร็วกว่าเพราะมีเพียงโทนสีเดียว เนื่องจากภาพสีแต่ละจุดภาพนั้นจะประกอบไปด้วยข้อมูล 3 ค่าคือสีแดง (R) สีเขียว (G) สีน้ำเงิน (B) ดังนั้นการที่จะแปลงเป็นระดับสีเทาจะมีการใช้สูตรต่างๆในการแปลงมากมายแต่สูตรที่นิยมใช้มากที่สุดจะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นสูตรของ Craig Markwart ดังสมการ (1) โดยรูปที่ 2.18 แสดงตัวอย่างการแปลงภาพ RGB เป็นภาพระดับสีเทา

(ก) (ข)

รูปที่2.18 แสดงตัวอย่างการแปลงภาพ (ก) RGB เป็นภาพ (ข) Gray Scale

$$Y = 0.3R + 0.59G + 0.11B \quad (2.1)$$

เมื่อ Y คือ การเปลี่ยนภาพสีเป็นภาพระดับสีเทา
R คือ ภาพโทนสีแดง
G คือ ภาพโทนสีเขียว
B คือ ภาพโทนสีน้ำเงิน

2.8.5 การแปลงภาพระดับสีเทา Grayscale ไปเป็นขาวดำ Binary

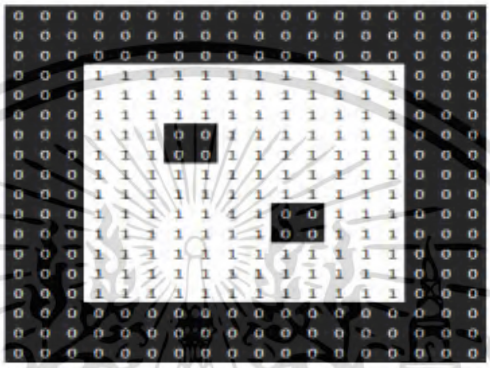
การเปลี่ยนภาพสีระดับสีเทาเป็นภาพขาวดำ (Binary) [11] ภาพขาวดำนั้นแต่ละจุดภาพจะมีค่าแค่ 0 หรือ 1 เท่านั้น ซึ่งจะทำให้ง่ายต่อการพิจารณาการตรวจจับวัตถุในภาพเพราะมีเพียงแค่สองค่าเท่านั้นคือ 0 กับ 1 ดังนั้นเมื่อมีการนำภาพระดับสีเทามาเข้ากระบวนการตรวจจับก็จะได้ภาพที่มีการตรวจจับเป็นภาพระดับสีเทา จากนั้นก็จะนำภาพที่ได้มาแปลงเป็นภาพขาวดำให้ภาพการตรวจจับนั้นมีความชัดเจนมากขึ้น โดยจะมีการกาหนดคำขีดแบ่ง(Threshold)เพื่อมาใช้เป็นเกณฑ์ในการเปลี่ยนระดับสี โดยค่าความเข้มของจุดภาพในภาพระดับสีเทาจุดใดมีค่ามากกว่าขีดแบ่งก็จะปรับค่านั้นให้มีค่าเป็น 1 แต่ถ้าน้อยกว่าขีดแบ่งก็จะมีค่าเป็น 0 ดังรูปที่ 2.19 ซึ่งถ้าต้องการภาพที่มีการตรวจจับที่เห็นรูปร่างวัตถุได้ชัดเจนก็ต้องมีการปรับค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมขึ้นอยู่กับภาพนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\int(x,y) = \begin{cases} 1 & if \quad f(x,y) < Th \\ 0 & if \quad f(x,y) > Th \end{cases} \qquad (2.2)$$

เมื่อ f (x,y) คือ ค่า Intensity ในภาพ

Th คือ ค่า Threshold



รูปที่2.19 ภาพขาว-ดำ

(ก) (ข)

รูปที่2.20 แสดงตัวอย่างการแปลงภาพ (ก) Gray Scale (ข) เป็นภาพ Binary

2.9 ขนาดของไฟล์ภาพ (Image File Sizes)

ขนาดของไฟล์ภาพขึ้นอยู่กับปัจจัยหลักๆ 2 ส่วน คือขนาดของภาพ (Size)และจำนวนบิตที่ใช้ในการแทนค่าสีหรือระดับความเข้มของแสงในแต่ละพิกเซลของภาพ

ตัวอย่าง ถ้ามีภาพมีขนาด 512 x 512 พิกเซลขนาดของไฟล์ภาพสามารถคำนวณได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

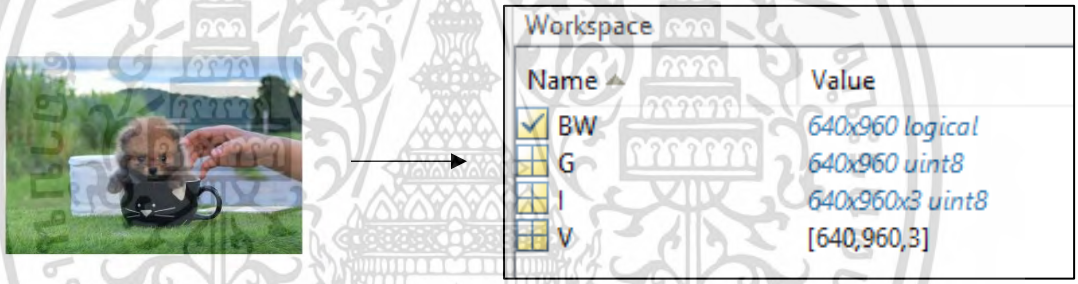
กรณีภาพขาวดำ 1 พิกเซลแทนด้วย 1 บิต จะได้ 512 x 512 x 1 = 262,144 bit = 32,768 Byte = 0.033 MB

กรณีภาพระดับสีเทา1พิกเซลแทนด้วย 8 บิต จะได้ 512 x 512 x 8 = 2,097,152 bit = 262,144 Byte = 0.262 MB

กรณี ภาพสี 1 พิกเซลแทนด้วยสีแดง 8 บิต สีเขียว 8 บิต สีน้ำเงิน8บิตจะได้ 512 x 512 x 8 x 3 =6,291,456 bit = 786,432 Byte = 0.786 MB

ตัวอย่าง

ภาพสี 1 พิกเซล 8 บิต จะได้ 640 x 960 x 8 x 3 = 14,745,600 bit = 1,843,200 Byte =1,843 MB



(ก) (ข)

รูปที่2.21 (ก) ภาพRGB (ข) ข้อมูลในWorkspace

2.10 รูปร่างของภาพ (Image Shape)

วัตถุที่มีอยู่ตามธรรมชาติและที่มนุษย์สร้างขึ้นมีรูปร่างที่แตกต่างกันไป ทั้งที่เป็นรูปทรงเรขาคณิตและไม่เป็นรูปทรงเรขาคณิต ในศาสตร์ของการประมวลผลภาพนั้น การกำหนดขอบเขตของภาพทุกภาพให้อยู่ในรูปสี่เหลี่ยม (Rectangular image model) เป็นวิธีที่นิยมใช้กันมากที่สุด เนื่องจากทำให้การอ่านภาพ การจัดเก็บข้อมูลภาพในหน่วยความจำ และการแสดงภาพออกทางอุปกรณ์ต่าง ๆ เป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเก็บข้อมูลภาพลงหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์สามารถทำได้โดยการจองหน่วยความจำของเครื่องไว้ในรูปของตัวแปรอาร์เรย์ (array) โดยค่าในแต่ละช่องของอาร์เรย์แสดงถึงคุณสมบัติของจุดภาพ (pixel) และตำแหน่งของช่องอาร์เรย์เป็นตัวกำหนดตำแหน่งของจุดภาพ

สมมุติให้ Image เป็นตัวแปรแบบอาร์เรย์นาด M X N (M แถว และ N คอลัมน์) ที่ใช้เก็บภาพขนาด M x N จุด (M จุดในแนวนอน และ N จุดในแนวตั้ง) ค่าสี (หรือความสว่าง ในกรณีที่เป็นภาพ grey level) ของจุดภาพในแถวที่ 5 คอลัมน์ที่ 4 จะตรงกับค่าของ Image(5,4) จะเห็นว่าเราใช้ตำแหน่งของจุดภาพทั้งสองแกนเป็นตัวชี้ค่าข้อมูลในอาร์เรย์

จากการใช้หน่วยความจำเพื่อการเก็บภาพในลักษณะที่กล่าวมา เนื้อที่ในการเก็บภาพสามารถคำนวณได้จาก M x N x g เมื่อ g เป็นจำนวนเต็มที่แทนจำนวนบิตของข้อมูลในแต่ละจุดภาพ ตัวอย่างถ้า g มีค่าเท่ากับ 8 บิต เราจะสามารถเก็บความแตกต่างของระดับสีที่เป็นไปสูงสุด 256 ระดับ ค่า M และ N จะเป็นตัวบอกถึงความละเอียดของภาพ สำหรับคอมพิวเตอร์ทั่วไปในระบบ VGA (Video Graphic Array) จะมีขนาด 640x480, 800x600 และ 1024x768 จุด เป็นต้น การกำหนดความละเอียดจะขึ้นอยู่กับงานที่จะใช้ ในงานบางอย่างใช้ความละเอียดแค่ 30 x 50 จุด ก็พอแล้วแต่ในงานบางชนิด ใช้ความละเอียดถึง 1000 x 1000 จุด ก็ยังไม่พอ

ปกติแล้วในการเก็บข้อมูลภาพโดยเครื่องมือต่าง ๆ จะเก็บตามมาตรฐานของโทรทัศน์ซึ่งมีอัตราส่วน x ต่อ y เท่ากับ 4:3 สำหรับเครื่องมือเก็บข้อมูลภาพที่ไม่เป็นไปตามอัตราส่วน 4:3 เมื่อนำภาพนี้ไปแสดงในจอภาพมาตรฐานจะทำให้ภาพที่แสดงนั้นมีขนาดของจุดภาพไม่เป็นสีเหลี่ยมจัตุรัสเช่นในบางระบบอาจจะใช้ความละเอียดในการแสดงเท่ากับ 640 x 512 ซึ่งจะทำให้ขนาดของจุดภาพที่ได้มีขนาดของด้านกว้างมีความยาวมากกว่าด้านสูง ซึ่งลักษณะดังกล่าวนี้เป็นหัวข้อที่ต้องสนใจสำหรับการเขียนโปรแกรมทางด้านกราฟฟิกและการจัดการข้อมูล

จำนวนสีสูงสุดที่เป็นไปได้ของแต่ละจุดภาพขึ้นอยู่กับจำนวนบิตที่ใช้ เมื่อมีการกำหนดให้ขนาดของบิตต่อจุด มากขึ้นจะทำให้จำนวนของสีมากขึ้นด้วย ตัวอย่างเช่น

1 บิต = 2^1=4 สี จะเรียกว่า ภาพ2ระดับ (Binary image)

2 บิต = 2^2=4 สี จะเรียกว่า ภาพสีเทา4ระดับ (Four-leveled grayscale image)

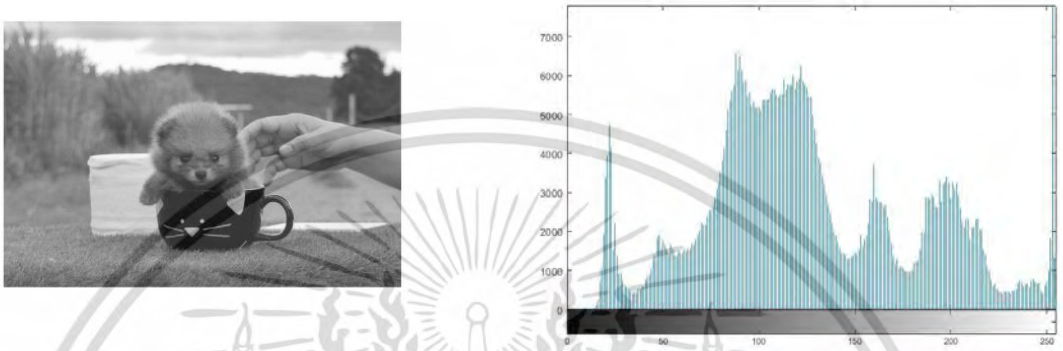
3 บิต = 2^3=8 สี จะเรียกว่า ภาพสีเทา8ระดับ (Eight-leveled grayscale image)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4 บิต = 2^4=16 สี จะเรียกว่า ภาพสีเทา16ระดับ (Sixteen-leveled grayscale image)

8 บิต = 2^8=256 สี จะเรียกว่า ภาพสีเทา256ระดับ (Gray scale image)

16 บิต = 2^{16}=65536 สี เป็นต้น



รูปที่2.22 แสดงภาพภาพสีเทา256ระดับ (Gray scale image)

รูปที่2.23 แสดงภาพภาพระดับ (Binary image)

สำหรับการแสดงข้อมูลภาพที่มีขนาด 1 บิตและ 8 บิตนั้นจะมีการทำงานที่จะใกล้เคียงกัน เนื่องจากหน่วยประมวลผลจะไม่สามารถจัดการกับข้อมูลที่เป็นบิตเดี่ยวๆ ได้ดังนั้นในการแสดงข้อมูลออกทางจอภาพตัวโปรเซสเซอร์จะทำการก็อปปี้ข้อมูลทั้ง 8 บิต(1 Byte) ส่งให้กับจอภาพซึ่งในกรณีที่ Pixel มีขนาด 1 บิต เมื่อโปรเซสเซอร์จะทำงานกับบิตแรกที่ต้องการแล้วก็จะทำการก็อปปี้ข้อมูลชุดใหม่ทันทีโดยที่ไม่เกี่ยวกับข้อมูลอีก 7 บิตที่เหลือส่วนในกรณี Pixel ที่มีขนาด 8 บิต โปรเซสเซอร์จะทำการก็อปปี้ข้อมูลจุดใหม่ก็ต่อเมื่อโปรเซสเซอร์ทำงานกับทุกบิตแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่าง

สำหรับระบบที่มีความละเอียดเท่ากับ 800x600 และมีขนาด 16 บิตต่อ Pixel จะสามารถแสดงสีได้ทั้งหมด 65536 ระดับและต้องใช้เนื้อที่ในการเก็บเท่ากับ 800x600x16 บิต

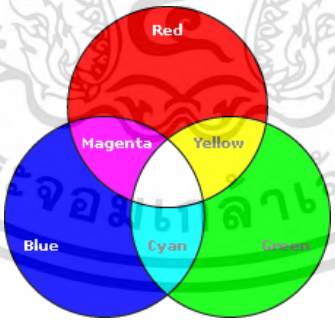
2.11 มาตรฐานของสี

มาตรฐานของสีที่ใช้อยู่ในปัจจุบันมีอยู่หลายระบบด้วยกันทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับการนำไปใช้ แต่โดยทั่วไปแล้วทุกมาตรฐานจะมีแนวคิดเดียวกันคือการแทนจุดสีด้วยจุดที่อยู่ภายในสเปส 3 มิติ โดยจะมีแกนอ้างอิงสำหรับจุดสีนั้นในสเปสซึ่งแต่ละแกนจะมีความเป็นอิสระต่อกัน ตัวอย่างเช่นในระบบRGBจะมีแกนสีคือ แกนสีแดง เขียว และน้ำเงินในระบบ HLS จะมีแกนเป็น ค่าสี(hue) ความสว่าง(lightness)และความบริสุทธิ์ของสี(saturation)

ตัวอย่างระบบสีที่นิยมใช้กันได้แก่ ระบบ RGB HSV (Hue Saturation Value) และ HLS (Hue Lightness Saturation)

2.11.1 ระบบสี RGB

ระบบสี RGB เป็นระบบสีที่เกิดจากการรวมกันของแสงสีแดงเขียวและน้ำเงินโดยมีการรวมกันแบบ Additive ซึ่งโดยปกติจะนำไปใช้ในจอภาพแบบ CRT (Cathode ray tube) ในการใช้งานระบบสีRGB ยังมีการสร้างมาตรฐานที่แตกต่างกันออกไปที่นิยมใช้งานได้แต่ RGB_{CIE} และ RGB_{NTSC}



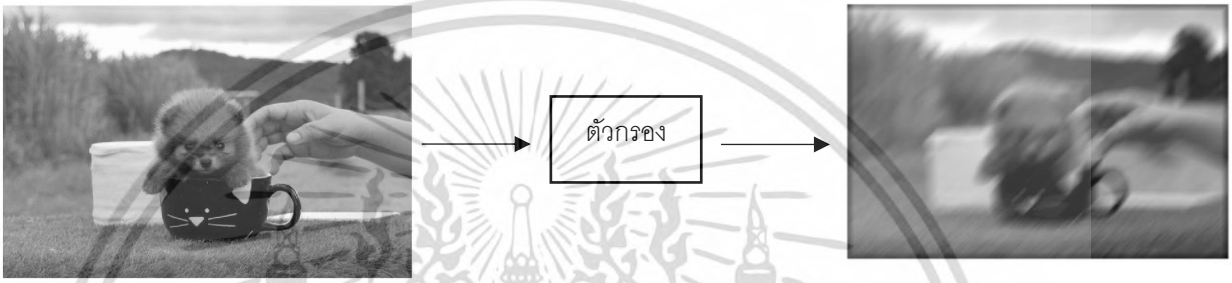
รูปที่2.24 ระบบสี RGB

หมายเหตุ.จาก http://augustana.net/users/arwalters/design/color.htm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12 การกรองข้อมูลภาพ (Image Filtering)

คือการนำภาพไปผ่านตัวกรองสัญญาณเพื่อให้ได้ภาพ ผลลัพธ์ออกมา ภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีคุณสมบัติแตกต่างจากภาพเริ่มต้น วัตถุประสงค์หลักของการกรองข้อมูลภาพคือการเน้น (enhance) หรือลดทอน (attenuate) คุณสมบัติบางประการของภาพ เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณสมบัติตามต้องการ การกรองข้อมูลภาพสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.25



ภาพต้นฉบับ ภาพผลลัพธ์

รูปที่ 2.25 การกรองข้อมูลภาพ

การกรองข้อมูลภาพซึ่งการประมวลผลด้วยภาพเพื่อหาคุณลักษณะต่างๆของภาพได้อย่างสมบูรณ์จะต้องทำการลดทอนในส่วนของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นด้วยตัวกรองสัญญาณ (filter) อาทิเช่น ตัวกรองสัญญาณรบกวนด้วยเกาส์เซียน (Gaussian filtering) ตัวกรองสัญญาณแบบ anisotropic filtering เป็นต้น ซึ่งลักษณะการทำงานของตัวกรองสัญญาณจะสามารถแสดงขั้นตอนได้ ซึ่งตัวกรองสัญญาณรบกวนต่างๆที่กล่าวมาข้างต้นจะลดสัญญาณรบกวนและรายละเอียดของภาพไปด้วย ทำให้การประมวลผลภาพถูกลดประสิทธิภาพลงไปด้วย ได้ถูกนำมาใช้ทางด้านการประมวลผลภาพ (image processing)

2.12.1 ตัวตรวจกรองสัญญาณรบกวนเกาส์เซียน (Gaussian filter)

เป็นตัวกรองสัญญาณรบกวนที่มีคุณลักษณะคล้ายระฆังคว่ำ ใช้สำหรับลดสัญญาณรบกวน (Noise) และลบความคมของรูปภาพ เป็นตัวตรวจกรองสัญญาณที่มีลักษณะคล้ายระฆังคว่ำใช้สำหรับลดสัญญาณรบกวนและลบความคมชัดของภาพซึ่งมีนิยามว่า

สมการตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 1 มิติ มีสมการดังนี้

$$G(x) = \sqrt{\frac{a}{\pi}} X e^{-axx^2} \qquad (2.3)$$

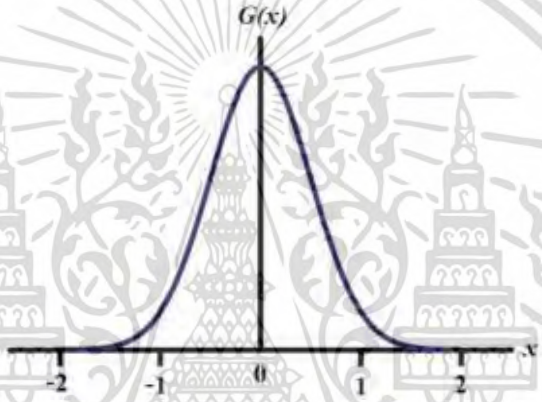
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือเขียนได้จากการใช้พารามิเตอร์ส่วนเบี่ยงเบน คือ

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\times\pi\times\sigma}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma}} \quad (2.4)$$

เมื่อ x = ค่าตัวแปรในแกน x

σ = ค่าส่วนเบี่ยงเบน



รูปที่ 2.26 ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 1 มิติ

หมายเหตุ. จาก https://en.wikipedia.org/wiki/Gaussian_filter

รูปที่ 2.26 แสดงตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 1 มิติ ซึ่งเกิดจากการแทนค่าตัวแปร x จากสมการที่ 2.4

สมการตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน แบบ2 มิติ มีสมการดังนี้

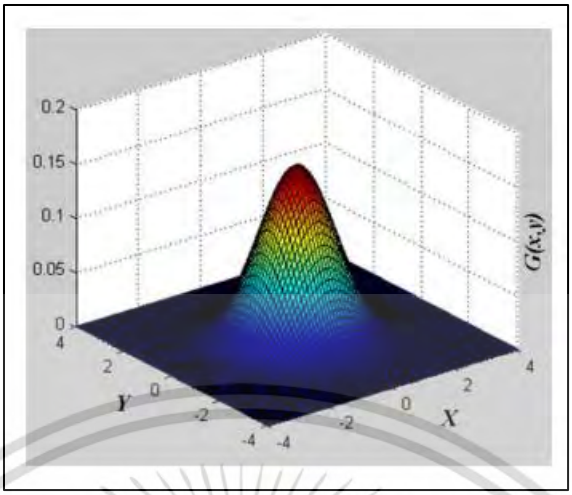
$$G(x) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (2.5)$$

เมื่อ x = ค่าตัวแปรในแกน x

y = ค่าตัวแปรในแกน y

σ = ค่าส่วนเบี่ยงเบน

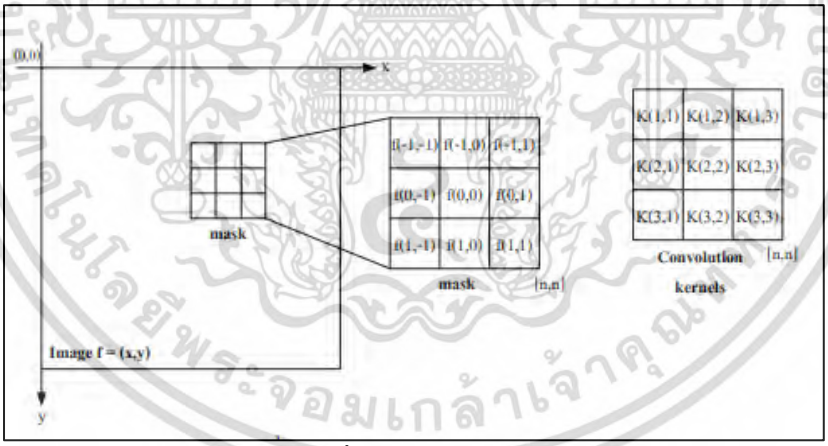
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.27 ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 2 มิติ

หมายเหตุ. จาก https://www.sfu.ca/~ssurjano/gaussian.html

รูปที่ 2.27 เป็นการนำตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนแบบ 2 มิติไปทำการ Convolution กับภาพที่จะน ามาประมวลผล โดยแทนค่าตัวแปร x, y จากสมการที่ 2.5 ในช่วง -4 ถึง 4 แล้วเมื่อทำการ plot กราฟจะแสดงผลดังรูปที่ 2.27



รูปที่ 2.28 การconvolution

รูปที่ 2.28 เป็นการแสดงตัวอย่างของ mask โดยแทนรูปภาพด้วยฟังก์ชั่น $f(x, y)$ ใน กระบวนการลดสัญญาณรบกวนโดยใช้ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนที่มีขนาด [n x n] ซึ่ง mask ที่ใช้จะมีขนาดเท่ากับ convolution kernel และค่าพารามิเตอร์ภายใน convolution kernel สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.5 ลักษณะของ amplitude จะขึ้นอยู่กับค่าเบี่ยงเบน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0.0029	0.0131	0.0215	0.0131	0.0029
0.0131	0.0586	0.0966	0.0586	0.0131
0.0215	0.0966	0.1592	0.0966	0.0215
0.0131	0.0586	0.0966	0.0586	0.0131
0.0029	0.0131	0.0215	0.0131	0.0029

$\Rightarrow \frac{1}{273}$

1	4	6	4	1
4	16	26	16	4
6	26	43	26	6
4	16	26	16	4
1	4	6	4	1

(ก) (ข)

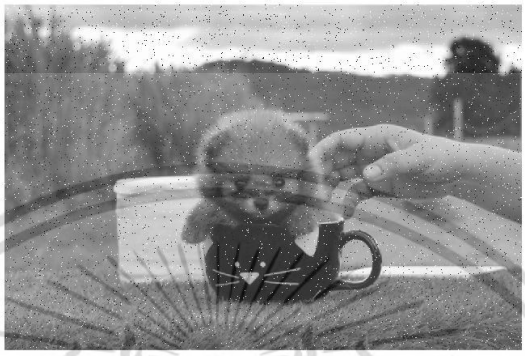
รูปที่ 2.29 ตัวอย่าง convolution kernel

รูปที่ 2.29 (ก) แสดงตัวอย่างการ convolution kernel ขนาด 5 × 5 ที่มีค่าส่วนเบี่ยงเบนเท่ากับ 1 โดยใช้ convolution kernel เข้าไปดำเนินการกับภาพเพื่อทำการกรองสัญญาณ (ขึ้นอยู่กับสัมประสิทธิ์ภายใน kernel matrix) ซึ่งจะเป็นการดำเนินการใน 2 มิติ โดยใช้รูปที่ 2.28 จากนั้นคูณด้วย 273 เพื่อทำเป็นค่าจำนวนเต็มดังรูปที่ 2.29 (ข)

รูปที่ 2.30 ภาพต้นแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากเทคนิคการ Convolution ของตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนซึ่งได้ทำการทดสอบกับรูปตัวอย่างทั้ง 2 รูป คือ รูปCameramanและรูปแผนที่โดยภาพต้นแบบได้แสดงดัง รูปที่ 2.30



รูปที่ 2.31 ภาพที่มีค่าส่วนเบี่ยงเบนเท่ากับ 0.02

หลังจากการเพิ่มสัญญาณรบกวนเข้าไปในภาพและจะทำการลดสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนในการเพิ่มสัญญาณรบกวนนั้นได้เพิ่มสัญญาณรบกวนแบบsalt & pepper noise ที่ส่วนเบี่ยงเบนเท่ากับ 0.02 ดังรูปที่ 2.31

รูปที่ 2.32 ภาพที่ใช้ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน

จากนั้นทำการทดสอบการลดสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนที่ค่าส่วนเบี่ยงเบนเท่ากับ 0.02 ภาพที่ได้หลังจากการทดสอบเมื่อเทียบกับภาพต้นฉบับจะเห็นว่าภาพมีความราบเรียบ (smooth) ขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

82	94	82	113	154	148	107	94	77
78	65	53	99	164	184	138	115	87
70	114	179	192	149	105	69	94	115
94	127	171	178	180	205	133	97	68
89	120	135	139	157	181	199	185	149
98	130	111	110	135	137	154	191	207
111	119	121	123	124	122	127	128	142
114	120	120	121	123	123	118	106	109
119	121	117	118	121	123	124	101	96

รูปที่ 2.33 แสดงค่าจากภาพต้นแบบ

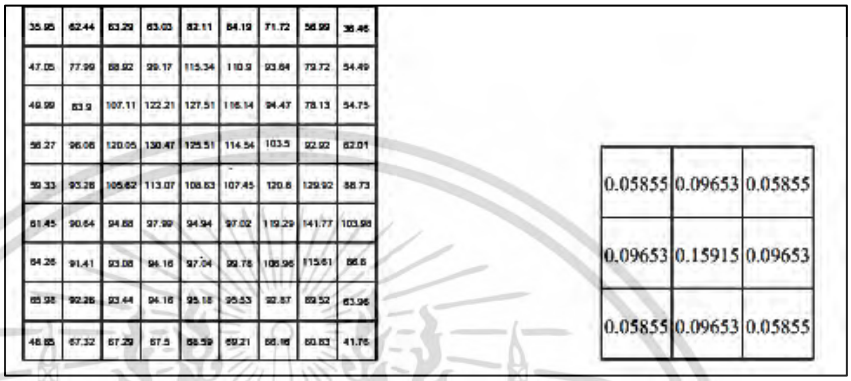
จากรูปที่ 2.33 แสดงค่าจากภาพต้นแบบรูปแผนที่เป็นตัวเลขจากภาพต้นแบบ ซึ่งภาพต้นแบบมีขนาดจริงของภาพคือ 394 × 369 พิกเซล แต่แสดงตัวอย่างแค่ 9 × 9 พิกเซล

0	255	82	113	154	148	107	94	77
78	65	53	99	164	184	138	115	87
70	114	179	192	149	105	69	94	115
94	127	171	178	180	255	133	97	68
89	120	135	139	157	0	199	185	149
98	130	111	110	135	137	154	255	207
111	119	121	123	124	122	127	128	142
114	120	120	121	123	123	118	106	109
119	121	117	118	121	123	124	101	96

รูปที่ 2.34 แสดงค่าทำการเพิ่มสัญญาณรบกวนเข้าไปในภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปเป็นการแสดงค่าในรูปที่ 2.34 รูปแผนที่ที่ทำการเพิ่มสัญญาณรบกวนเข้าไปในภาพและจะทำการลดสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนในการเพิ่มสัญญาณรบกวนนั้นได้เพิ่มสัญญาณรบกวนแบบ salt & pepper noise



(ก) (ข)

รูปที่ 2.35 แสดงค่าในภาพ 2.30

รูปที่ 2.34 (ก) แสดงค่าในรูปที่ 2.30 ที่ทำการลดสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนส่วนรูปที่ 2.34 (ข) แสดงค่า mask ขนาด 3 × 3 จากรูปที่ 2.31 เป็นการเพิ่มสัญญาณรบกวนแบบ salt & pepper noise ขนาด 0.02 โดยทำการลดสัญญาณรบกวนในภาพด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนซึ่งใช้การ convolution ที่ mask ขนาด 3 × 3 ลดสัญญาณรบกวนในภาพที่ตำแหน่ง (2,2)

(0*0.05855) = 0 (255*0.09653) = 24.61566 (82*0.05855) = 4.8011 (78*0.09653) = 7.5293 (65*0.15915) = 10.34475 (53*0.09653) = 5.11609 (70*0.05855) = 4.0985 (114*0.09653) = 11.00442 (179*0.05855) = 10.48045 (2,2) =

0+7.5293+4.0985+24.61566+10.34475+11.00442+4.8011+5.11609+10.4845 = 77.9908

(2.6)

จากรูปที่ 2.31 เป็นการเพิ่มสัญญาณรบกวนแบบ salt & pepper noise ขนาด 0.02 โดยทำการลดสัญญาณรบกวนในภาพด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนซึ่งใช้การ convolution ที่ mask ขนาด 3 × 3 ลดสัญญาณรบกวนในภาพที่ตำแหน่ง (4,6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(149*0.05855) = 8.72395 (105*0.09653) = 10.13565 (69*0.05855) = 4.03995 (180*0.09653) = 17.3754 (255*0.15915) = 40.58325 (133*0.09653) = 12.83849 (157*0.05855) = 9.19235 (0*0.09653) = 0 (199*0.05855) = 11.65145 (4,6) = 8.72395+17.3754+9.19235+10.13565+40.58325+0+4.03995+12.83849+11.65145 = 114.5413 (2.7)

จากสมการที่ 2.6 และ 2.7 เป็นการแสดงตัวอย่างการหาค่าจากภาพ 2.34 (ก) โดยสมการที่ 2.6 เป็นการหาค่าจากภาพ 14 (ก) ที่ตำแหน่ง (2,2) โดยนำค่าจากภาพ 2.34 (ข) คูณกับค่าในภาพ 13 โดยให้ค่า 65 จากภาพ 13 ตรงกับค่า 0.15915 จากภาพ 2.34 (ข) แล้วคูณค่าโดยรอบทั้ง 8 ตัว ดังแสดงในสมการที่ 2.6 ส่วนสมการที่ 2.7 เป็นการหาค่าจากภาพ 2.34 (ก) ที่ตำแหน่ง (4,6) โดยใช้ วิธีการหาเช่นเดียวกันกับสมการที่ 2.7 เมื่อได้ค่าดังภาพ 2.34 (ก) จะใช้ค่า Mean Squared Error (MSE) เป็นตัวเปรียบเทียบความสามารถในการลดสัญญาณรบกวน ซึ่งสามารถหาได้จากสมการดังนี้

2.12.2 การกรองโดยการเฉลี่ยจากหลายภาพ

หากเรามีชุดของภาพคุณภาพต่างหลายๆภาพซึ่งถ่ายจากมุมกล้องเดียวกัน เราสามารถสร้างภาพใหม่ที่มีคุณภาพสูงกว่าจากชุดภาพนั้นได้ หากสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นแบบสุ่มภาพที่เก็บแต่ละครั้งย่อมมีลักษณะแตกต่างกัน หากความเข้มแสงของจุดในภาพหนึ่งถูกรบกวนเราสามารถนำข้อมูลความเข้มแสงของจุดจากภาพอื่น ณ ตำแหน่งเดียวกันมาแทน แต่ละจุดในภาพผลลัพธ์ที่ได้จะเกิดจากการเฉลี่ย (หรือเลือก) จากจุดที่ตรงกันของภาพต่างๆ ในชุดภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12.2.1 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (mean filtering)[13]เป็นฟิลเตอร์ที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ในการลดสัญญาณในรูปภาพ เนื่องจากมีกระบวนกรทำงานที่ง่าย โดยผลลัพธ์ที่ได้จากฟิลเตอร์นี้จะทำให้รูปภาพมีค่าความเข้มที่ราบเรียบ ในการประมวลผลภาพจะประกอบด้วย 2 ส่วนคือ รูปภาพโหมดสีเทาที่ต้องการลดสัญญาณรบกวน และ 13 (,) ˆ I x y Ij(x, y) ส่วนที่ทำให้ภาพราบเรียบขึ้นเรียกว่าเคอร์แนล (kernel) โดยสามารถแสดงตัวอย่างของทั้งสอง ส่วนได้ดังนี้

รูปที่ 2.36 แสดงภาพตัวอย่างสำหรับหาค่า mean filter

รูปที่ 2.35 แสดงภาพตัวอย่างสำหรับหาค่า mean filter ที่มีขนาด mask 3 × 3 โดยจะหาค่าที่ตำแหน่ง I58 ซึ่งสามารถหาได้ดังนี้ I58 = I47(1/9) + I48(1/9) + I49(1/9) + I57(1/9) + I58(1/9) + I59(1/9) + I37(1/9) + I68(1/9) + I69(1/9) (2.8) จากสมการที่ 2.8 จะแสดงการหาค่าภาพตำแหน่งที่ I58 โดยใช้ mean filter เป็นตัวกรองสัญญาณรบกวน วิธีการนี้จะใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ของจุดทั้งหมด หากมีภาพขนาด NxM ทั้งหมด K ภาพ เราสามารถคำนวณหาภาพใหม่ได้ดังนี้

$$I(x,y) = \frac{1}{K} \sum_{j=1}^{K} I_{j\,(x,y)} \qquad (2.9)$$

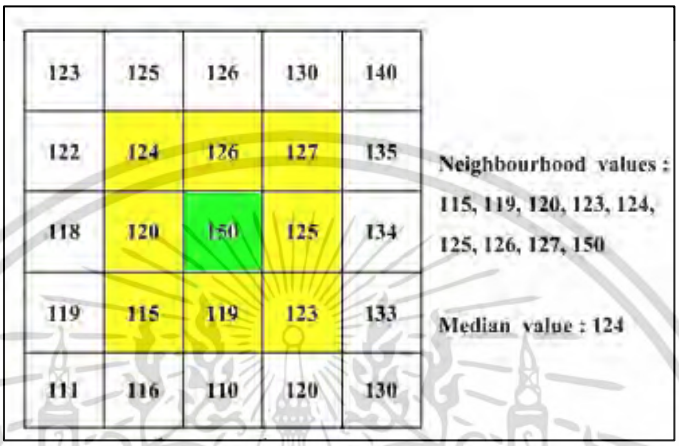
$Ij\,(x,y)$ คือความเข้มแสงของจุด ณ ตำแหน่ง (x,y)ในภาพผลลัพธ์

$Ij\,(x,y)$ คือความเข้มแสงของจุด ณ ตำแหน่ง (x,y) ในภาพที่ j

วิธีนี้เป็นการลดทอนสัญญาณรบกวน ภาพที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนลดลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12.1.2 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (median filtering) ใช้ลดสัญญาณรบกวนในรูปภาพ ซึ่งmedian filterนี้จะมีลักษณะคล้ายกับ mean filter แต่จะทำงานดีกว่า mean filter เพราะจะรักษารายละเอียดของรูปภาพได้ดีกว่าเป็นฟิลเตอร์ที่ คำนวณหาเอาพุทของรูปภาพโดยการหาค่ากลางของค่าความเข้มสีของบริเวณโดยรอบจุดพิจารณา ซึ่งสามารถแสดงตัวอย่างการทำงานได้ดังนี้



รูปที่ 2.37 แสดงวิธีการหาค่า median filter

จากภาพแสดงวิธีการหาค่าของ median filter ที่มีขนาด mask 3 × 3 โดยหาค่าที่ตำแหน่ง (3,3) จะนำค่าโดยรอบตำแหน่ง (3,3) คือ 115, 119, 120, 123, 124, 125, 126, 127, 150 มา เรียงกันแล้วเลือกค่าที่อยู่กึ่งกลางนั่นก็คือ 124 ค่านี้จะเป็นค่าที่ตำแหน่ง (3,3) โดยใช้ median filter เป็นตัวกรองสัญญาณรบกวนวิธีการนี้จะนำเอาความเข้มแสงของจุดที่ตรงกันในภาพต่างๆ มาเรียงล าดับ (sort) จากน้อยไปหามาก จากนั้นจะเลือกค่าที่อยู่ตรงกลางไปใช้ หากจำนวนภาพทั้งหมดเป็นจำนวนคู่ ค่าทั้งสองที่อยู่ตรงกลางจะนำมาหาค่าเฉลี่ย วิธีการนี้จะต้องใช้การเรียงลำดับซึ่งเป็นกระบวนการที่ใช้เวลาในการคำนวณสูง แต่ข้อดีคือไม่สูญเสียความคมชัด

2.12.2.3 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม (modal filtering) วิธีการนี้คล้ายกับวิธีใช้ค่ามัธยฐาน แต่ไม่ใช้การเรียงลำดับข้อมูลระดับความเข้มแสงที่ใช้บ่อยที่สุดจะถูกเลือกไปใช้วิธีนี้เสมือนการโวตลงคะแนนเสียง ผู้ที่ได้คะแนนเสียงสูงที่สุดคือผู้ชนะวิธีนี้เหมาะสำหรับการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นไม่บ่อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.13 การกรองสัญญาณรบกวน

2.13.1 สัญญาณรบกวน (Noise) สัญญาณรบกวนที่อยู่ในภาพ เป็นส่วนที่ทำให้ภาพมีคุณภาพต่ำลง โดยทั่วไปแล้ว การเกิดสัญญาณรบกวนอาจเกิดได้จากหลายสาเหตุ เช่น เกิดระหว่างการรับภาพ เกิดระหว่างการถ่ายทอด ภาพ หรือระหว่างขั้นตอนการสร้างภาพ [14]

สัญญาณรบกวนที่เกิดระหว่างการรับภาพคือ เมื่อมีแหล่งกำเนิดแสงไปตกกระทบที่วัตถุ จากนั้นแสงจะสะท้อนไปเซ็นเซอร์รับภาพ CCD/CMOS จากนั้นพลังงานแสง (โฟตอน) จะ ถูกเปลี่ยนไปเป็นพลังงานไฟฟ้า (อิเล็กตรอน) พลังงานไฟฟ้า (แรงดัน) จะถูกเปลี่ยนไปเป็น ตัวเลขทางดิจิทัล ซึ่งโดยทั่วไปจะมีค่าอยู่ในช่วง [0,255] ดังนั้นสัญญาณรบกวนจึงเกิดขึ้นได้ ทุกขั้นตอนที่ได้กล่าวถึง โดยเฉพาะขั้นตอนการเปลี่ยนจากพลังงานแสงไปเป็นพลังงานไฟฟ้า เนื่องจาก หากเราต้องการสร้างภาพให้มีขนาดใหญ่ มีความละเอียดสูงๆ เราก็ยิ่งต้องสร้างเซ็นเซอร์รับภาพที่ประกอบด้วยหน่วยพิกเซลเล็กๆ จำนวนมากๆ เช่น ภาพมีขนาด 10 ล้าน พิกเซล นั่นแสดงว่า CCD/CMOS ที่สร้างขึ้นมา จะประกอบไปด้วยเซ็นเซอร์รับภาพของแต่ ละพิกเซล จำนวน 10 ล้านหน่วย ในพื้นที่ประมาณ 36 × 24 มิลลิเมตร สำหรับกล้องแบบ เฟรมเต็ม (Full Frame Camera) การที่จะสร้างให้เซ็นเซอร์ทั้ง 10 ล้านหน่วยมีคุณภาพ เท่ากันในพื้นที่เล็กๆ จึงเป็นไปได้ยาก ดังนั้นแต่ละพิกเซลของเซ็นเซอร์รับภาพ อาจจะให้ แรงดันไม่เท่ากัน ถึงแม้ว่า จะมีแสงในย่านความถี่เดียวกันมาตกกระทบก็ตาม แรงดันที่ได้ที่ ผิดพลาดไปจากแรงดันจริงๆ ของมัน คือค่าผิดพลาด ซึ่งค่าผิดพลาด (ที่เป็นการสุ่ม) นี้คือ สัญญาณรบกวนนั่นเอง

2.13.2 การลดสัญญาณรบกวน (Noise Reduction)

เนื่องจากบทนี้จะเน้นการกรองสัญญาณรบกวนที่ทำให้ขอบภาพไม่เบลอ ซึ่งเป็นการกรองแบบสองด้าน และต้องใช้ฟังชันเกาสเซียนในการสร้างขึ้นมา ดังนั้นในบทนี้จึงอธิบายถึงสัญญาณรบกวนแบบเกาส เซียนเพียงอย่างเดียว ซึ่งในความเป็นจริง ยังมีสัญญาณรบกวนอีกหลายแบบ เช่น สัญญาณรบกวนแบบเกลือและพริกไทย (Salt and Pepper Noise) แต่ผู้เขียนจะไม่ขอกล่าวถึง โดยผู้เขียนจะกล่าวถึงสัญญาณรบกวนที่เกี่ยวกับเกาสเซียนเท่านั้น การกรองสัญญาณรบกวนก็คือการทำให้ค่าระดับเทามีความสม่ำเสมอ ดังนั้นหากเราเปรียบเทียบกับการวาดภาพ ในกรณีที่สีไม่สม่ำเสมอหากเราต้องการให้สีบริเวณใดดูราบเรียบสม่ำเสมอเราก็เพียงแต่ใช้ภู่กันทำการเกลี่ยสี ซึ่งจะทำให้สีในบริเวณที่ถูกเกลี่ยถูกผสมเข้าด้วยกัน ผลที่ได้จะทำให้บริเวณนั้นราบเรียบมากขึ้นกว่าเดิมและยิ่งเราใช้ภู่กัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เกลี่ยสีเป็นบริเวณกว้างมากเท่าไร ก็จะยิ่งทำให้สีในบริเวณนั้นถูกผสมเข้าด้วยกันมากยิ่งขึ้นค่าสี(หรือค่าระดับเทา) ก็จะยิ่งราบเรียบมากขึ้นกว่าเดิม หากเราพิจารณาคุณสมบัติของเกาสเซียนการกำหนดค่าให้มีค่ามากๆ ก็จะยิ่งทำให้การกระจายตัวของฟังกชันก็จะยิ่งกว่างมากขึ้นซึ่งเป็นคุณสมบัติที่เราจะใช้ในการกำหนดปริมาณการลดสัญญาณรบกวน [15]

2.14 การแยกบริเวณ (Segmentation)

กระบวนการนี้เป็นการแยกบริเวณของภาพที่มีลักษณะร่วมกันออกเป็นส่วนๆ ซึ่งมุ่งเน้นว่า จะใช้วิธีใดหรือเงื่อนใดในการแยกวัตถุที่สนใจออกจากฉากหลังหรืออีกนัยหนึ่งก็คือ จะใช้เงื่อนไขใดในการพิจรณาว่าพิกเซลที่กำลังพิจรณาอยู่นั้น [16] จัดเป็นของวัตถุใดที่อยู่ในภาพ หรือบริเวณใดที่เป็นฉากหลัง นอกจากนั้น ยังต้องมีการคำนึงถึง การเก็บข้อมูลของวัตถุที่แยกออกมาให้ในรูปแบบใดจึงจะเหมาะสม สำหรับกระบวนแยกภาพที่ใช้ในงานวิจัยนี้คือ การแยกบริเวณโดยการใช้ค่า Thresholding ค่า Thresholding เป็นค่าที่เป็นจำนวนเต็มที่มีค่าระหว่าง 0-255 เช่นเดียวกับค่าความเข้มแสงของพิกเซลที่อยู่ในภาพ Gray scale สำหรับการแยกบริเวณโดยการใช้ค่า Thresholding นั้น จะเป็นการเปลี่ยนแปลงภาพ Gray scale ให้เปลี่ยนเป็นภาพที่มีเพียง2ระดับ (Binary image) โดยการใช้เงื่อนไขว่า ถ้าค่าความเข้มแสงที่พิกเซลตำแหน่งใดมีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับค่า Thresholding ให้ค่าพิกเซลในตำแหน่งนั้นมีค่าเป็น 0 หรือเปลี่ยนเป็นด้านมืดไป และถ้าพิกเซลใดมีค่าสูงกว่าค่า Thresholding แล้วให้พิกเซลนั้นมีค่าเป็นค่า 255 หรือเปลี่ยนเป็นด้านสว่างไป ซึ่งการแยกบริเวณด้วย Thresholding นี้ยังสามารถแบ่งออกเป็น2วิธีย่อยด้วยกันคือ การใช้ Threshold ค่าเดียวกันทั้งภาพ เรียกว่า Global Threshold และการแบ่งภาพออกเป็นภาพย่อยที่มีขนาดเล็กๆซึ่งแต่ละภาพย่อยจะมีค่า Threshold เป็นของตัวเอง หรือ เรียกว่า Local Threshold

2.15 Morphological Image Processing

เป็นการประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ โอเปอเรชั่นพื้นฐานโดยทั่วไปได้แก่ การ Dilation Erosion และ Skeleton โดยการ Dilation คือการขยายภาพโดยมีสัดส่วนเท่ากันทั่วทั้งภาพ (Uniform) การ Erosion คือการย่อภาพ ส่วนการทำ Skeleton เป็นการหาโครงสร้างหลักของวัตถุซึ่งจะกล่าวโดยละเอียดต่อจากนี้

คำว่า “มอรโฟโลยี” หรือ Morphology เป็นแขนงหนึ่งของชีววิทยาที่จัดการเกี่ยวกับรูปร่างและ

โครงสร้างของสัตว์และพืช เราใช้คำเดียวกันนี้ในเชิงคณิตศาสตร์(Mathematical Morphology)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางการประมวลผลภาพดิจิตอลเพื่อแยกองค์ประกอบของภาพที่จำเป็นเพื่อใช้แทน(Representation) หรือใช้อธิบาย (Description) รูปร่างของบริเวณ (Region Shape)[1-4]ตัวอย่างขององค์ประกอบของภาพเช่นเส้นขอบเขต (Boundary) เส้นโครง (Skeleton) และ Convex Hull เป็นตำแหน่งนอกจากนี้เรายังสนใจในเทคนิคด้านมอร์โฟโลยีทั้งการประมวลผลก่อน (Pre-processing) และ การประมวลผลหลัง (Post-Processing) เช่นการฟิลเตอร์ การทำให้บาง (Thinning) และการกำจัดส่วนปลาย(Pruning) แบบมอร์โฟโลยี ภาษาของขบวนการมอร์โฟโลยีเชิงคณิตศาสตร์คือทฤษฎีของเซตด้วยเหตุนี้มอร์โฟโลยีเป็น

วิธีที่มีประโยชน์และมีประสิทธิภาพมากในการจัดการปัญหาด้านการประมวลผลภาพดิจิตอล เซตในทางมอร์โฟโลยีเชิงคณิตศาสตร์คือรูปร่างของวัตถุในภาพ ตัวอย่างเช่นเซตของพิกเซลสีดำในภาพไบนารีเป็นคำอธิบาย (Descriptor) ได้อย่างครบถ้วนบริบูรณ์ในภาพไบนารีเซตที่เรากำลังพูดถึงเป็นสมาชิกของสเปซ 2 มิติ (2D Space) 2Z โดยที่แต่ละสมาชิกของเซตคือเวคเตอร์ 2 มิติซึ่งคือพิกัด (x, y) ของพิกเซลสีดำในภาพ ภาพสเกลเทา (Gray-Scale Image) อาจแทนด0วยเซตซึ่งมีองค์ประกอบอยู่ใน 3Z ในกรณีนี้ 2 สมาชิกแรกคือพิกัดของพิกเซลและสมาชิกที่สามคือค่าความเข้ม (Intensity) เซตในมิติที่สูงขึ้นอาจมีสมาชิกที่แทนคุณสมบัติของภาพอื่นๆเช่น สี องค์ประกอบที่เปลี่ยนตามเวลา ในหัวข้อต่อไปนี้เราจะสาธิตถึงแนวคิดของขบวนการมอรโฟโลยีเชิงคณิตศาสตรซึ่งหลายขบวนการที่กล่าวถึงอาจใช0ได0ถึงมิติ n แต่เราจำกัดอยู่เฉพาะกรณีภาพไบนารีซึ่งมีองคประกอบอยู่ใน 2Z

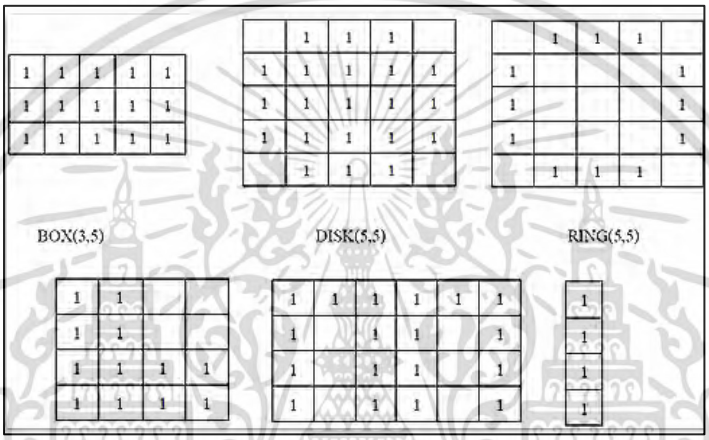
มอร์โฟโลยี(Morphology) เป็น Image processing ชนิด Non-linear ที่สำคัญในการประมวลผลโดยเฉพาะภาพ binary หรือ ภาพ Gray-scale ที่มีลักษณะมีแนวโน้มที่จะเป็น binary โดยเน้นเรื่องรูปแบบ(form) และ โครงสร้าง (Structure) เพื่อการเปลี่ยนรูปร่างของวัตถุในภาพ เช่น การแยกวัตถุต่างๆ ออกจากกันหรือเชื่อมวัตถุต่างๆ เข้าด้วยกัน การลด Noise ใน Foreground หรือ Background

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Morphological Operation and Structure Element

Morphological Operation คือ เซตของการประมวลผลทางภาพในเรื่องรูปร่างโดยการประยุกต์ Structure Element มา Operate กับ Input image และได้ผลลัพธ์หรือ Output image ที่มีขนาดเท่ากับ Input image

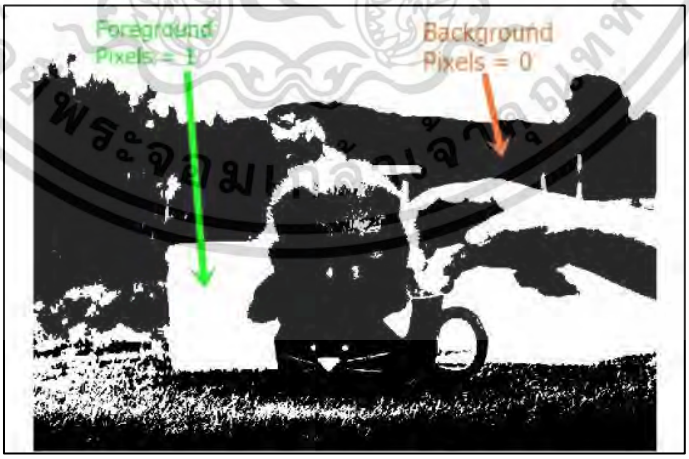
Structure Element คือ เมตริกที่ถูกนิยามให้เป็นรูปร่างและขนาดที่เป็น Neighborhood สำหรับทำMorphological Operation โดยในเมตริกจะประกอบด้วยค่า Binary 2 ค่า คือ 0 และ 1 ซึ่งสามารถมีรูปร่างตามที่เรากำหนด โดยที่ 1 จะกำหนดเป็น Neighborhood ดังรูปด้านล่าง



รูปที่ 2.38 แสดง Structure Element ในลักษณะต่างๆ

Background คือ Pixel ที่มีค่าเป็น 0 ใน image

Foreground คือ Pixel ที่มีค่าเป็น 1 ใน image



รูปที่ 2.39 Foreground และ Background ใน image

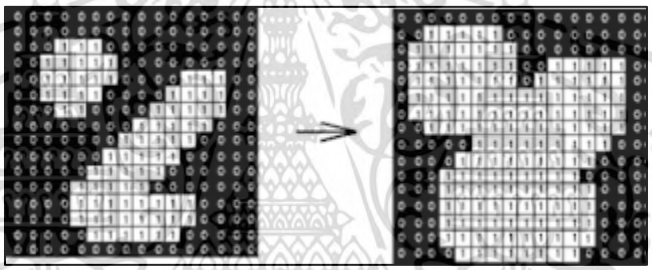
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชนิดของ Morphological Operation

Basic Operation : ในกระบวนการ Morphological Operation ประกอบด้วย Operation พื้นฐานที่สำคัญ 2 ตัว คือ Erosion และ Dilation ดังรายละเอียดต่อไปนี้

2.15.1 Dilation คือ การขยายภาพเป็นลักษณะของการเพิ่มข้อมูลภาพตามลำดับตลอดทั้งภาพ โดยจะเป็นเพิ่มส่วนสีขาวหรือขนาดของวัตถุเบื้องหน้า (Foreground) ปกติในกรณีการลด Noise นั้นจะใช้ Erosion ขยายและลดภาพสีขาวลง และจะทำให้วัตถุหดตัวลงโดยวิธีนี้เหมาะสำหรับการเพิ่มจุดที่เสียหายไป

การขยายภาพจะทำได้โดยกำหนดTemplate (ซึ่งสามารถสร้างได้จาก * และ 1 โดยมีจุดเริ่มต้นที่กำหนดโดยวงกลม) และนำ Template นี้สแกนไปบนข้อมูลภาพตามลำดับตลอดทั้งภาพซึ่งในขณะที่จุดเริ่ม (Origin)ของ Template ตรงกับตำแหน่งข้อมูลภาพที่พิกเซลมีค่าเท่ากับ 1 นั้นก็จะทำการยูเนียน Template นี้เข้ากับข้อมูลภาพดังตัวอย่าง



รูปที่ 2.40 การขยาย

ตัวอย่าง

ข้อมูลภาพ

*	*	*	*	*	*	1	*	*	1	*
*	*	*	*	*	*	1	*	*	*	1
*	*	*	*	*	1	1	*	1	1	*
*	*	*	*	1	1	1	1	1	1	1
*	*	*	*	1	1	1	1	1	*	1
*	*	*	*	1	1	1	1	1	1	1
*	*	*	*	1	1	1	1	1	1	1

Template

1	*
1	1

ข้อมูลแถวแรกของภาพเป็นดังนี้

*	*	*	*	*	*	1	*	*	1	*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการยูเนียนกับ Template ณ. ตำแหน่งข้อมูลภาพที่พิกเซลเท่ากับ 1 ในแถวแรก

* * * * * * 1 * * * *
* * * * * * 1 1 * 1 *

และเมื่อยูเนียนกับ Template เข้ากับพิกเซลที่มีค่าเท่ากับ 1 ณ. ตำแหน่งพิกเซลที่สองในแถวแรก

* * * * * * 1 * * * *
* * * * * * 1 1 * 1 1

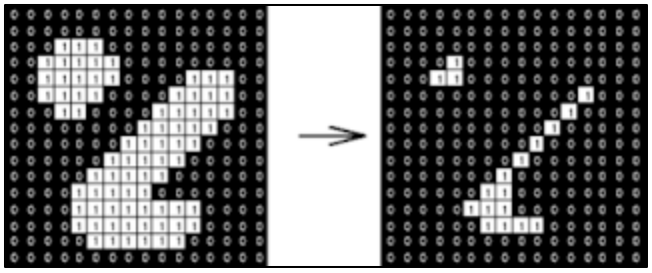
และเมื่อทำการยูเนียนทั้งภาพจะได้ภาพสุดท้ายดังนี้

* * * * * * 1 * * 1 * *
* * * * * * 1 1 * 1 1 *
* * * * * 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1 1

2.15.2. **Erosion** คือ การย่อภาพเป็นลักษณะของการลบข้อมูลภาพบริเวณขอบของภาพ โดยทั้งหมดที่อยู่ใกล้เคียงนั้นจะโดนลบออกไปตามขนาดของ kernel ดังนั้นความหนาหรือขนาดของวัตถุข้างหน้าจะลดลง(หรือพื้นที่ที่มีสีขาวก็จะลดลง) และสิ่งนั้นจะเป็นประโยชน์ด้านการลด noises ออก การย่อภาพสามารถทำได้มีลักษณะคล้ายกับการขยายภาพโดยการสร้าง Template ขึ้นแล้วนำ Template ไปสแกนตามข้อมูลภาพ

สำหรับทุกตำแหน่งที่เลื่อน Template ไปบนภาพก็จะมีการเปรียบเทียบกับข้อมูลภาพ ถ้าข้อมูลภาพมีค่าเหมือนกับ Template จะทำการกำหนดค่าข้อมูลภาพในตำแหน่งที่ตรงกับจุดเริ่มต้น(Origin)ของ Template ถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.41 การกร่อน

ตัวอย่าง

ข้อมูลภาพ

```
* * * * * * 1 * * 1 *
* * * * * * 1 * * * 1
* * * * * 1 1 * 1 1 *
* * * * 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 * 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1
* * * * 1 1 1 1 1 1 1
```

Template

```
1 *
1 1
```

ผลที่ได้จะมีเพียง 3 ตำแหน่งเท่านั้นที่มีค่าเหมือนกับ Template

```
* * * * * * * * * * *
* * * * * * * * * * *
* * * * * * * * * * *
* * * * * 1 * * 1 *
* * * * * * * * * * *
* * * * * * * * 1 * *
* * * * * * * * * * *
```

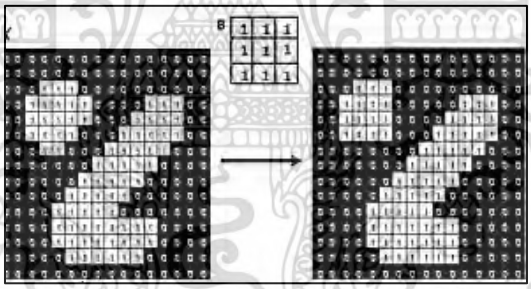
ผลที่ได้ตามรูปที่ 5.10 ข้อมูลภาพที่ผ่านการทำโอเปอเรชั่นกับ Template แล้วพบว่ามีข้อมูลของภาพเพียง 3 ตำแหน่งเท่านั้นที่เหมือนกับ Template ถ้ามีการเปลี่ยน Template เป็น $\begin{matrix}1 & 1\\ 1 & 1\end{matrix}$ ผลที่ได้มีลักษณะดังนี้คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
*	*	*	*	*	1	*	*	1	*	*
*	*	*	*	1	1	1	1	1	*	*
*	*	*	*	1	1	1	1	*	*	*
*	*	*	*	1	1	1	1	1	1	*

ผลที่ได้ตามรูปที่ 2.48 จะเห็นว่าจะเป็นการย่อขนาดของภาพแต่สามารถย่อขนาดได้น้อยกว่าเมื่อใช้ Template $\begin{matrix} 1 & * \\ 1 & 1 \end{matrix}$ ซึ่งได้ผลเป็นที่น่ายอมรับมากกว่าดังนั้นในการเลือก Template เป็นสิ่งที่สำคัญอย่างหนึ่งในการย่อและขยายภาพ

2.15.3 **Opening** นิยามของopeningง่ายๆ คือเอา image มา erode แล้วค่อย dilate ใช้ในการลบ noise (เพราะว่าnoiseหายไปตอนerodeแต่ขนาดของวัตถุเล็กลงก็เอาคืนด้วยการdilate) ใช้ในการลบขอบที่ยื่นๆของวัตถุด้วย



รูปที่ 2.42 แสดงภาพ Input และภาพ output ของวิธี Opening

โอเปอเรชั่นการ Open

กำหนดให้ OPEN ($\mathbf{I}$, $\mathbf{T}$) เป็นการกระทำ Opening ของภาพ $\mathbf{I}$ โดยใช้ Template $\mathbf{T}$ ซึ่งมีลักษณะดังสมการต่อไปนี้

$$\text{OPEN}(\mathbf{I}, \mathbf{T}) = \mathbf{D}(\mathbf{E}(\mathbf{I})) \qquad (3.0)$$

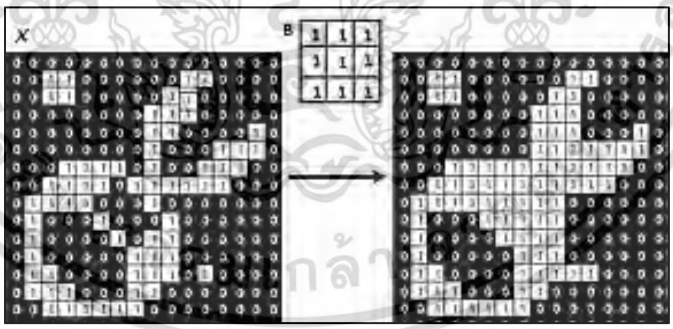
จากสมการจะได้ว่าการทำโอเปอเรชั่น OPEN คือการนำข้อมูลภาพ I ผ่านการทำขยายภาพ (Erosion) แล้วตามด้วยการย่อภาพ(Dilation) โดยใช้ Template ชุดเดียวกันคือ T

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่าง

Original								Opened With							
								1							
								1							
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	4	0	0	0	0	0	0	1	4
0	0	0	0	1	2	4	5	0	0	0	0	1	2	4	4
0	0	1	1	2	5	5	4	0	0	0	0	1	2	4	4
0	0	0	0	0	1	2	3	0	0	0	0	0	1	2	3
0	0	0	0	0	0	1	3	0	0	0	0	0	0	1	3
0	0	0	0	0	1	2	3	0	0	0	0	0	1	2	3
0	0	0	0	1	2	2	3	0	0	0	0	0	1	2	3

2.15.4 **Closing** ตรงข้างกับ opening คือการนำ image มา dilate แล้ว ค่อย erode ใช้ในการลบ small holes (หายไปตอบ dilate แล้วลดขนาดวัตถุที่บวมขึ้นมาด้วย erode) สามารถใช้ในการเชื่อมวัตถุที่แยกจากกัน (เพราะ noise)



Input output

รูปที่ 2.43 แสดงภาพ Input และภาพ output ของวิธี Closing

หมายเหตุ. จาก IMAGE RESTORATION BASED ON MORPHOLOGICAL OPERATIONS International Journal of Computer Science, Engineering and Information Technologyท (IJCSEIT), Vol. 4, No.3, June 2014

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โอเปอเรชั่นการ Close

กำหนดให้ CLOSE (I, T) เป็นการกระทำแบบClosingของภาพ I โดยใช้ Template T ซึ่งมีลักษณะดังสมการต่อไปนี้

$$\text{CLOSE}(I, T) = E(D(I)) \quad (3.1)$$

จากสมการจะได้ว่าการทำโอเปอเรชั่น CLOSE คือการนำข้อมูลภาพ I ผ่านการทำการย่อภาพ (Dilation)แล้วตามด้วยการขยายภาพ(Erosion)โดยใช้ Template ชุดเดียวกันคือ T

ตัวอย่าง

Original								Closed With 1 1							
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	4	0	0	0	0	0	0	1	4
0	0	0	0	1	2	4	5	0	0	0	0	1	2	4	5
0	0	1	1	2	5	5	4	0	0	1	1	2	5	5	4
0	0	0	0	0	1	2	3	0	0	0	0	0	1	2	3
0	0	0	0	0	0	1	3	0	0	0	0	0	1	2	3
0	0	0	0	0	1	2	3	0	0	0	0	0	1	2	3
0	0	0	0	1	2	2	3	0	0	0	0	1	2	2	3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.16 วิธีการวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis Methods)

เป็นกระบวนการหนึ่งของ image processing [18] ที่มีบทบาทสำคัญในการประยุกต์ใช้ต่าง ๆ เช่น image retrieval, inspection systems, face recognition, medical image processing เป็นต้น ซึ่งมีหลายวิธีการในการแยก extracting texture features ในระดับภาพสีเทา เช่น local binary patterns, gray level co-occurrence matrices, statistical features, skeleton, scale invariant feature transform ซึ่งประเภทของ Texture Analysis Methods สามารถแบ่งได้ เป็น 4 ประเภท ดังนี้statistical methods, structural methods ,filter-based และ model based approaches โดย Image texture จะให้ข้อมูลที่เกี่ยวกับการจัดการช่องว่างระหว่างสีหรือการเลือก region ของรูปภาพ Structured approach จะเห็น Image texture เป็นชุดดั้งเดิมในรูปแบบปกติ หรือ ในรูปแบบซ้ำและ Statistical approach จะเห็น Image texture ในเชิงปริมาณการวัดการจัดเรียงความเข้มของสีในแต่ละ region ซึ่งโดยทั่วไปวิธีนี้จะง่ายต่อการคำนวณและใช้กัน อย่างแพร่หลายเนื่องจาก natural textures ทำมาจากรูปแบบขององค์ประกอบย่อยที่ผิดปกติ

การสกัดคุณลักษณะพิเศษจากภาพ

การสกัดคุณลักษณะพิเศษจากภาพ (Feature Extraction) เป็นวิธีหาจุดเด่นของภาพ เพื่อลดขนาดข้อมูล (Dimension) ของภาพ และนำมาเป็นตัวแทนของภาพ โดยกระบวนการแปลความข้อมูลภาพ ในการวิเคราะห์ภาพใช้ข้อมูล 3 ประเภท ได้แก่

1) ข้อมูลเชิงความถี่ (Spectral) คือ ค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงของโทนสี (Tone) ในช่วงของความถี่ต่างๆ

2) ข้อมูลเชิงพื้นผิว (Textural) คือ การกระจายเชิงพื้นที่ของการเปลี่ยนแปลงโทนสีภายในช่วงความถี่ที่ต่างกัน

3) ข้อมูลเชิงเนื้อหา (Contextual) คือ ผลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพ ซึ่งความแตกต่างระหว่างข้อมูลเชิงความถี่และข้อมูลเชิงพื้นผิว คือ ข้อมูลเชิงความถี่เน้นไปที่ค่าการหาค่าสีเทาของจุดภาพ ส่วนข้อมูลเชิงพื้นผิวเน้นไปที่การหาค่าระดับเทาซ้ำๆ ที่เกิดการเปลี่ยนแปลงในโครงร่างของภาพ โดยมีการเปลี่ยนแปลงตามระยะทางอย่างรวดเร็วในโครงร่างที่ละเอียด และเปลี่ยนแปลงอย่างช้าๆ ในโครงร่างที่หยาบ สำหรับการวิเคราะห์โครงร่างของภาพจะอาศัยเมทริกซ์ที่เรียกว่า Gray-Tone Spatial-Dependence Matrices หรือ Gray-Level Co-Occurrence Matrices (GLCM)

ในการวิจัยนี้ใช้ Grey Level Co-occurrence Matrix (GLCM) Grey Level Co-occurrence Matrix (GLCM) เป็นหนึ่งในวิธีที่ใช้ใน Texture Analysis จะมีลักษณะเป็นตาราง และค่าที่ใส่ตารางนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คือค่าความแตกต่างระหว่างพิกเซล (Pixel) โดยวัดด้วยความสว่างในระดับสีเทา (Gray Level) ที่เกิดขึ้นในรูปภาพ Gray Level ใน GLCM สามารถแบ่งได้ 4 ระดับ ได้แก่ทั้งนี้การแบ่งช่วงสีสามารถทำได้มากกว่า 4 ระดับ ตามความละเอียดของลวดลาย

1. ช่วง pixel intensity 0 – 63 อยู่ในระดับที่ 0 (สีดำ)
2. ช่วง pixel intensity 64 – 127 อยู่ในระดับที่ 1 (สีเทาเข้ม)
3. ช่วง pixel intensity 128 – 191 อยู่ในระดับที่ 2 (สีเทาอ่อน)
4. ช่วง pixel intensity 192 – 255 อยู่ในระดับที่ 3 (สีขาว)

การวิเคราะห์เนื้อสัมผัส (texture analysis) เป็นวิธีหนึ่งในการศึกษาสมบัติเชิงวิศวกรรม ซึ่งหมายถึง การวัดเนื้อสัมผัส (texture measurement) และการแปลความหมายของค่าที่วัดได้ เป็นค่าสมบัติทางเนื้อสัมผัส (texture properties) ประกอบด้วยสมการสำหรับการคำนวณเนื้อภาพ (Texture Calculations) ดังนี้

2.16.1 Mean

สมการสำหรับคำนวณค่า Mean คือ

$$Mean = \sum_{i,j=0}^{n-1} P_{i,j} i \qquad (3.2)$$

โดยที่ i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง)

j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง)

n คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ

P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

Mean เป็นค่าเฉลี่ยของภาพโดยที่ P, แปรผันตรงกับเมตริกซ์แถวที่ i

2.16.2 Contrast

สมการสำหรับคำนวณค่า Contrast คือ

$$Contrast = \sum_{i,j=0}^{n-1} P_{i,j}(i-j)^2 \qquad (3.3)$$

โดยที่ i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง)

j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

n คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ

P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

Contrast เป็นการเปรียบเทียบระหว่างสีขาวที่มีค่ามากที่สุดกับสีดำที่มีค่าน้อยที่สุด Contrast ที่มีค่ามาก หมายความว่า ข้อมูลภาพที่กำลังพิจารณาอยู่นั้นมีสีขาวเป็นส่วนประกอบของภาพอยู่เยอะ ในทางกลับกัน ถ้า Contrast มีค่าน้อยแสดงว่าข้อมูลภาพที่กำลังพิจารณาอยู่มีสีดำเป็นส่วนประกอบของภาพมากกว่า

2.16.3 Homogeneity

สมการสำหรับคำนวณค่า Homogeneity คือ

$$Homogeneity = \sum_{i,j=0}^{n-1} \frac{P_{i,j}}{1+(i-j)^2} \quad (3.4)$$

โดยที่ i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง)

j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง)

n คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ

P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

ถ้าข้อมูลภาพมีค่าระดับสีเทาที่สม่ำเสมอตลอดทั้งภาพ ค่า Homogeneity จะมีค่ามาก แต่ถ้าข้อมูลภาพมีค่าระดับสีเทาที่กระจัดกระจายแตกต่างกันตลอดทั้งภาพ ค่า Homogeneity จะมีค่าต่ำ แต่ความสัมพันธ์นี้สามารถนำมาประยุกต์ใช้โดยเลือกพิจารณาเฉพาะบริเวณที่สนใจได้เป็นอย่างดี คือ ถ้าบริเวณที่สนใจมีระดับสีที่สม่ำเสมอ ค่า Homogeneity ที่ได้ก็จะมีค่ามากเช่นกัน

2.16.4 Dissimilarity

สมการสำหรับคำนวณค่า Dissimilarity คือ

$$Dissimilarity = \sum_{i,j=0}^{N-1} P\ i,j\ \ |i-j| \quad (3.5)$$

โดยที่ i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง)

j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง)

n คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

Dissimilarity เป็นค่าที่บ่งบอกความแตกต่างของภาพว่าข้อมูลภาพที่กำลังพิจารณาอยู่นั้น ในแต่ละพิกเซลมีความแตกต่างกันมากน้อยแค่ไหน ถ้า Dissimilarity มีค่ามากแสดงว่า Pi,j มีค่า ระดับสีเทาที่ซ้ำๆกันตามค่า i และ j นั่นคือภาพมีลักษณะคล้ายๆกัน ถ้า Dissimilarity มีค่าน้อยๆ แสดงว่าภาพมีลักษณะที่แตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด ทั้งนี้จะเห็นความแตกต่างที่ชัดเจนขึ้นถ้าใช้ ข้อมูลภาพหลายๆข้อมูล

2.16.5 Standard Deviation

สมการสำหรับคำนวณค่า Standard Deviation คือ

$$Standard\ Deviation = \sum_{i,j=0}^{N-1} P\ i,j\ (i - Mean)^2 \qquad (3.6)$$

โดยที่ i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง)

j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง)

n คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ

P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

Standard Deviation คือค่าความแปรปรวน เป็นการหาลักษณะการกระจายของความน่าจะเป็นซึ่งเป็นคุณสมบัติทางทฤษฎีความน่าจะเป็นโดยทั่วไปที่ต้องคำนึงถึงเมื่อมีการพิจารณาฟังก์ชัน

การกระจายความน่าจะเป็นในที่นี้เราต้องการดูลักษณะการกระจายของคู่จุดภาพที่มีระดับโทนสี (i, j) ที่เทียบจากค่าเฉลี่ย

2.16.6 Entropy

สมการสำหรับคำนวณค่า Entropy คือ

$$Entropy = \sum_{i,j=0}^{N-1} P\ i,j\ - InP_{j,i} \qquad (3.7)$$

โดยที่ i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง)

j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง)

n คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ

P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Entropy ใช้เพื่อแสดงลักษณะพื้นผิวของภาพ ซึ่ง ค่า Entropy จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับ Pi,j ถ้า Pi,j มีค่ามาก Entropyจะมีค่าน้อยลง แต่ถ้า Pi,j มีค่าน้อย ค่า Entropy จะมีค่าสูง ความสัมพันธ์นี้อธิบายได้ว่า Entropy ที่ให้ค่าออกมาสูงๆแสดงว่าภาพมีค่าระดับสีเทาที่แตกต่างกัน เป็นจำนวนมาก แต่ถ้า Entropy มีค่าน้อยๆ แสดงว่าภาพมีค่าระดับสีเทาที่ซ้ำๆกัน

2.16.7 Angular Second Moment

สมการสำหรับคำนวณค่า Angular Second Moment คือ

$$Angular\ Second\ Moment = \sum_{i,j=0}^{N-1} P_{i,j}2 \qquad (3.8)$$

Angular Second Moment (ASM) เป็นค่าที่สามารถบ่งบอกได้ว่าข้อมูลภาพที่กำลัง พิจารณาอยู่นั้นมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงของค่าระดับสีเทาเป็นไปในทิศทางใด ASM จะมีค่าสูง เมื่อ Pi,j มีค่ามากนั่นหมายความว่าภาพมีค่าระดับสีเทาที่ซ้ำๆกันตามค่า i และ j เป็นจำนวนมาก แต่ถ้าASM มีค่าน้อยแสดงว่าภาพมีค่าระดับสีเทาที่แตกต่างกันขึ้นกับค่า i และ j

2.16.8 Correlation

สมการสำหรับคำนวณค่า Correlation คือ

$$Correlation = \sum_{i,j=0}^{n-1} \frac{(i-\mu_j)(j-\mu_i)}{\sqrt{\emptyset i^2 + \emptyset j^2}} \qquad (3.9)$$

Correlation เป็นการวิเคราะห์ภาพโดยอาศัยความเป็นเชิงเส้น (Linear Dependence) ของค่าระดับสีเทาซึ่งเกิดจากการเปรียบเทียบค่าระดับสีเทาระหว่างพิกเซลอ้างอิงและพิกเซลใกล้เคียง ถ้าข้อมูลภาพที่นำมาพิจารณามีลักษณะเด่นจำนวนมากและอยู่ติดๆกัน Correlation จะมีค่าน้อย แต่ถ้าข้อมูลภาพที่นำมาพิจารณามีลักษณะเด่นที่ชัดเจน Correlation จะมีค่ามาก

เมื่อ

$$\mu_i = Mean(i) \sum_{n-1}^{n-1} P_{i,j}\ \ i \qquad (4.0)$$

$$\mu_j = Mean(j) \sum_{n-1}^{n-1} P_{i,j}\ \ j \qquad (4.1)$$

$$\emptyset_i = Standard\ Deviation(i) = \sum_{i,j=0}^{n-1} (i - Mean)^2 \qquad (4.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\emptyset_j = Standard\ Deviation(j) = \sum_{i,j=0}^{n-1}(j - Mean)^2 \qquad (4.3)$$

μ_iคือ ค่าเฉลี่ยระดับสีเทาพิกเซลอ้างอิง

μ_jคือ ค่าเฉลี่ยระดับสีเทาพิกเซลใกล้เคียง

$\emptyset_i$คือ ความเบี่ยงเบนมาตรฐานค่าระดับสีเทาพิกเซลอ้างอิง

$\emptyset_j$คือ ความเบี่ยงเบนมาตรฐานค่าระดับสีเทาพิกเซลใกล้เคียง

การสร้างเมตริกซ์ความสัมพันธ์ของระดับสีเทา จะทำการสร้างเมตริกซ์ขนาด 256 x 256 โดยค่าที่จะใส่เข้าไปในเมตริกซ์แต่ละช่องนั้นหาได้จาก การเปรียบเทียบค่าระดับสีเทาระหว่าง 2 พิกเซล ได้แก่ พิกเซลอ้างอิงและพิกเซลใกล้เคียง จากนั้นจะกำหนดให้เมตริกซ์แถวที่ i เท่ากับค่าระดับสีเทาในพิกเซลอ้างอิงและกำหนดให้เมตริกซ์หลักที่ j เท่ากับค่าระดับสีเทาในพิกเซลใกล้เคียงเมื่อทราบตำแหน่งช่องของเมตริกซ์ขนาด 256 x 256 แล้ว เมตริกซ์ตำแหน่งนั้นจะ มีค่าเพิ่มขึ้นทีละ 1 ดำเนินการเปรียบเทียบเช่นเดียวกันนี้ไปตลอดทั้งภาพ ผลรวมของค่าในเมตริกซ์ ขนาด256 x 256 จะมีค่าเท่ากับกับพื้นที่ของภาพที่กำลังพิจารณาอยู่ค่าแต่ละค่าที่อยู่ในเมตริกซ์ ขนาด 256 x 256 เรียกว่าความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i และตำแหน่งหลักที่ jหรือ Pi,j โดยที่Pi,j ที่ได้นั้นจะนำไปใช้ในสมการสำหรับการคำนวณเนื้อภาพทั้ง 8 สมการข้างต้นถ้า Pi,jมีค่ามาก แสดงว่าการเปรียบเทียบค่าระดับสีเทาระหว่าง 2 พิกเซล มีค่าระดับสีเทาที่ซ้ำๆกันตาม ค่า i และ j แต่ถ้าถ้า Pi,j มีค่าน้อยๆแสดงว่าค่าระดับสีเทาระหว่าง 2พิกเซลที่ทำการเปรียบเทียบนั้น มีค่าระดับสีเทาที่แตกต่างกันขึ้นกับค่า i และ j

<u>ตัวอย่าง</u> แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 2 ค่า ต่างพลังงานและวิเคราะห์ภาพด้วยวิธีการ Grey Level Co-occurrence Matrix รูปที่ 2.44 แสดงเทคนิค เทคนิค 120 kVp 400 mAs , รูปที่ 2.45 แสดงเทคนิค 120 kVp 350 mAs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.44 เทคนิค 120 kVp 400 mAs

รูปที่ 2.45 เทคนิค 120 kVp 350 mAs

ตารางที่ 2.1 แสดงค่า Texture Analysis ด้วยวิธีการ Grey Level Co-occurrence Matrix

Texture	เทคนิค 120 kVp 400 mAs	120 kVp 350 mAs
Mean	125.52	67.29
Homogeneity	0.2277	0.212
Contrast	116.9026	70.109

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ขั้นตอนการวิเคราะห์โรคเส้นเลือดในสมองตีบโดยการประมวลผลภาพ

3.1 ลักษณะความผิดปกติของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง

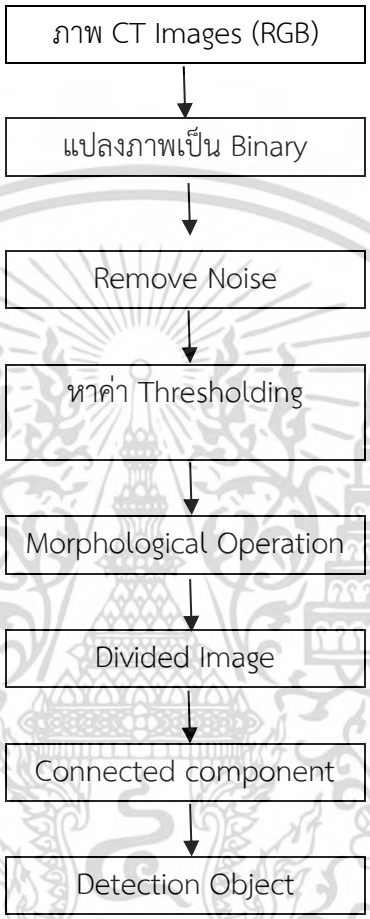
จากการศึกษารายละเอียดและลักษณะของภาพเส้นเลือดในสมองตีบของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์พบว่าในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อวัยวะในส่วนต่างๆในสมองให้สีของภาพที่แตกต่างกัน ดังที่แสดงตารางในรูป 3.1 ดังนี้

กายวิภาค	สีในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
เส้นเลือดสมองตีบ	สีเทาค่อนไปทางดำ
โพรงสมอง	สีดำ
เนื้อสมองปกติ	สีเทา
เนื้อสมองฝ่อ	สีดำ
กระดูก	สีขาว
โพรงอากาศ	สีดำ

ตารางที่ 3.1 แสดงกายวิภาคและสีของภาพที่ปรากฏในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 แสดงขั้นตอนของการทำงานการประมวลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB



รูปที่3.1 Flow Chart แสดงขั้นตอนการประมวลผลภาพตรวจหารอยโรคสมองตีบ

ภาพที่ได้จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อยู่ในภาพสีจากนั้นทำการแปลงภาพเป็นภาพสีขาวดำ ซึ่งสามรถเก็บรายละเอียดของภาพได้ 256 ระดับ จากนั้นทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยใช้ median filter และทำการหาค่าเทรสโฮลด์ซึ่งได้ค่าที่เหมาะสมในการหารอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบคือ ≤75 จากนั้นใช้กระบวนการ Morphological Operation เพื่อทำการเซาะและกร่อนวัตถุที่อยู่ในภาพและทำการแบ่งสมองออกเป็น2ด้าน ซ้ายและขวาเพื่อหาพิกเซลภาพที่ติดกันเพื่อหารอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้วิจัยขอนำเสนอวิธีการคัดกรองรอยโรคภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของโรคหลอดเลือดสมองตีบ โดยชุดข้อมูลประกอบด้วยภาพโรคหลอดเลือดสมองตีบ 120 ภาพ ที่มีความหนา 5 มิลลิเมตร นำมาวิเคราะห์รูปภาพจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยใช้ซอฟต์แวร์ MATLAB เพื่อระบุบริเวณของโรคหลอดเลือดสมองตีบ โดยทำการเลือกขอบเขตความกว้างของ CT numbers (Window width) เท่ากับ80 และระบุว่าจะให้ CT number ซึ่งเป็นค่ากลางของเฉดสีเทาเท่ากับ40 โดยผ่านกระบวนการประมวลผลภาพดิจิตอลเพื่อนำข้อมูลที่ได้จากภาพมาทำการวิเคราะห์ต่อไป

3.3 การเตรียมข้อมูลก่อนการประมวลผล

การเตรียมภาพเริ่มจากนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองแนวตัดขวาง(transverse plane) ซึ่งรายละเอียดของภาพและมีขนาดตามที่กล่าวต่อไปนี้มาเข้าโปรแกรมMATLAB โดยภาพเอกซเรย์ส่วนสมองที่นำมาใช้มีพารามิเตอร์ดังแสดงในรูปที่ 3.2

Position	Axial view
kV	120
mA	400
Slice thickness	5 mm
Window Width	80
Window Level	40
Matrix	512x512

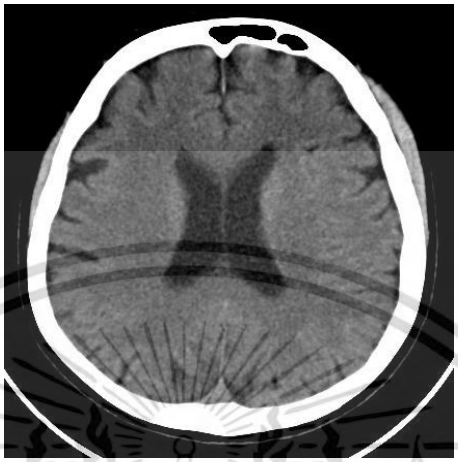
ตารางที่3.2 ตารางแสดงข้อมูลพารามิเตอร์ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

3.4 ขั้นตอนการประมวลผลภาพด้วยโปรแกรม MATLAB

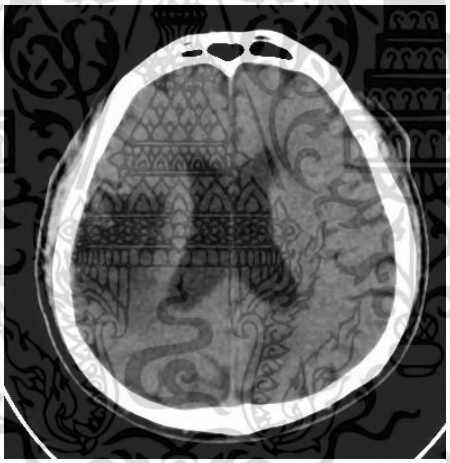
ขั้นตอนการประมวลผลภาพเริ่มต้นจากนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยที่เป็นโรคเส้นเลือดในสมองตีบและภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในผู้ป่วยสมองที่ปกตินำเข้าโปรแกรม MATLAB โดยลักษณะของภาพจะมีการกำหนดตำแหน่งเหมือนกับเมตทริกซ์ โดยที่จำนวนคอลัมน์ (Column) และจำนวนแถว (Row) จะแทนจำนวนขุดของภาพ เช่น ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาด 512x512 หมายถึง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลของภาพดังกล่าวมีขนาด 512 คอลัมน์และ512 แถว จากนั้นจะเริ่มวิธีการการแบ่งภาพต่อไปเพื่อตรวจหาบริเวณที่เกิดโรคเส้นเลือดสมองตีบ



รูปที่3.2 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองปกติ



รูปที่3.3 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โรคหลอดเลือดสมองตีบ

3.4.1 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (median filtering) ก่อนการแยกส่วนของภาพเพื่อหาความผิดปกติจะต้องผ่านการปรับปรุงคุณภาพของภาพเพื่อให้ปรากฏรายละเอียดของภาพปรากฏได้ชัดเจน วิธีการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐานยังใช้เพื่อลดสัญญาณรบกวนออกจากรูปภาพ โดยสัญญาณรบกวนในภาพมักเกิดจากการขยับศีรษะของผู้ป่วยและการให้ปริมาณรังสีเอกซเรย์ไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพียงพอก็อาจทำให้เกิดสัญญาณรบกวนได้ โดยวิธีการนี้มีประสิทธิภาพมากกว่าเพราะจะรักษารายละเอียดของรูปภาพได้ดีกว่าและสามารถลดสัญญาณรบกวนออกจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้

รูปที่3.4 ภาพที่ใช้การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน(median filtering)

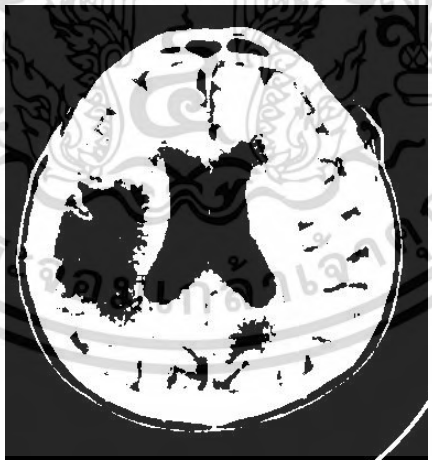
3.4.2 การเปลี่ยนภาพสีระดับสีเทาเป็นภาพขาวดำ (Binary) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่เป็นภาพสีระดับสีเทาเข้าโปรแกรม MATLAB ซึ่งส่วนใหญ่คือสีขาวและสีดำและระดับความเข้มข้นของสีขาวดำที่สามารถเก็บรายละเอียดของภาพได้หมดคือ 256 ระดับ ซึ่งภาพขาวดำนั้นแต่ละจุดภาพจะมีค่าแค่ 0 หรือ 1 เท่านั้น เพื่อให้ง่ายต่อการหารอยโรค เมื่อทำการเปลี่ยนภาพแล้วจากภาพเราจะเห็นได้ว่าในส่วนของเนื้อสมองปกติจะเป็นสีขาวในภาพขาวดำ เนื้อสมองหลอดเลือดสมองตีบ, เนื้อสมองฝ่อ, น้ำในโพรงสมองและอากาศก็เป็นสีดำเช่นเดียวกัน

รูปที่3.5 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ภาพขาวดำ (Binary)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.3 การเลือกใช้ค่าเทรชโฮลด์ การใช้เทรสโฮลด์เป็นการกำหนดขอบเขตที่ง่ายที่สุดของ การแบ่งภาพซึ่งก่อนจะทำการหาค่าเทรสโฮลด์ โดยใช้ค่าเทรสโฮลด์ ซึ่งทางผู้วิจัยได้ทำการเลือกค่า Global Thresholding คือการใช้ค่าเทรชโฮลด์ค่าเดียวกับทั้งภาพ ค่าเกณฑ์ที่เหมาะสมในการหารอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบคือ ≤75

(ก)



(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

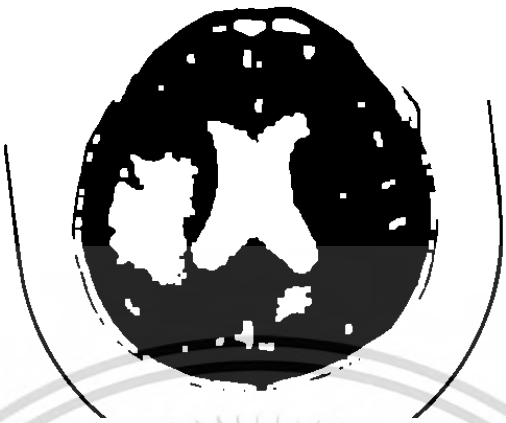
(ค)

รูปที่ 3.6 ภาพBinary โดยการเลือกใช้ Threshold ≤75: (ก) ภาพเอกซเรย์สมองปกติ ; (ข) ภาพโรคหลอดเลือดสมองตีบ; (ค) ภาพหลอดเลือดในสมองตีบ

3.4.4 ประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ วิธีการนี้เป็นวิธีการที่ใช้อย่างแพร่หลายด้วยโอเปอเรชั่น Opening โดยการกัดเซาะภาพตามด้วยการขยายพิกเซลของภาพจะช่วยแยก Object ออกจากกันได้ชัดเจนโดยสามารถแยกรอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบกับเนื้อสมองที่ฝ่อออกจากกันได้อย่างชัดเจน โดยกำหนดรูปแบบของการลบภาพด้วยโอเปอเรชั่น Opening

โดยกำหนดแบบ Template แบบ Square 3*3 การใช้วิธีการนี้ใช้ในการลบNoise เนื่องจาก Noise จะหายไปตอน erode แต่จะทำให้ขาดของวัตถุเล็กลงแต่สามารถเอาคืนด้วยการ dilate ซึ่งวิธีการนี้ยังสามารถใช้ลบขอบที่ยื่นของวัตถุได้ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 ผลของการลบภาพด้วยภาพด้วยโอเปอเรชั่น Opening

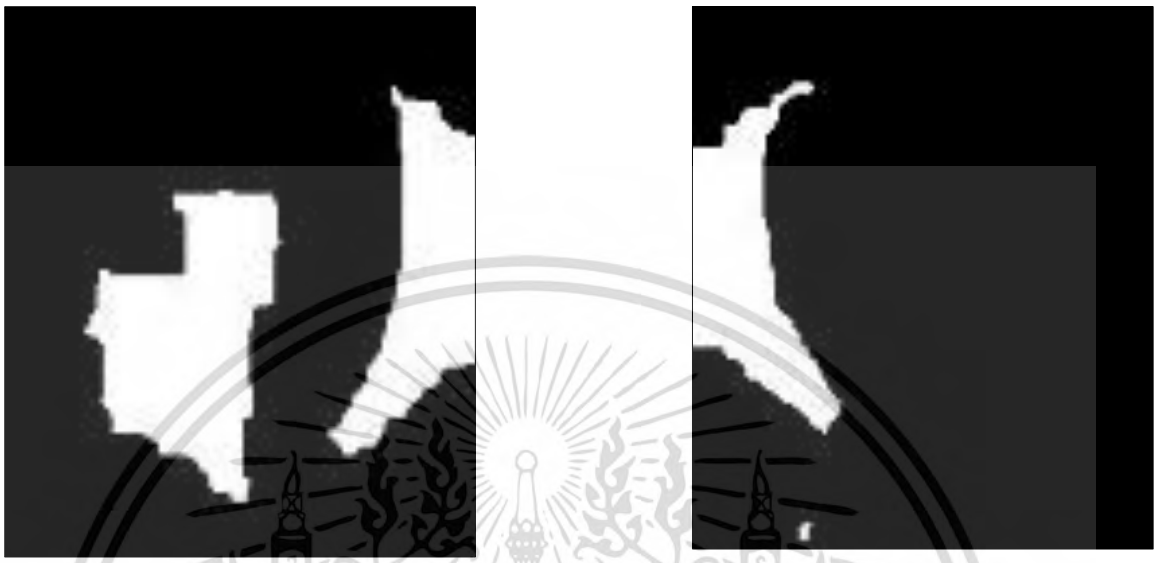
ใช้ Erosion การย่อภาพเป็นลักษณะของการลักษณะของการลบข้อมูลข้อมูลภาพบริเวณขอบของภาพโดยทั้งหมดที่อยู่ใกล้เคียงนั้นจะโดนลบออกไปตามขนาดของ kernel ดังนั้นความหนาหรือขนาดของวัตถุข้างหน้าจะลดลง(หรือพื้นที่ที่มีสีขาวก็จะลดลง) และสิ่งนั้นจะมีประโยชน์ด้านการลด Noise ออก

รูปที่ 3.8 การลบภาพข้อมูลภาพบริเวณขอบของภาพด้วย Erosion

3.4.5 การแบ่งสมองระหว่างซ้ายและขวา เนื่องจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตรงกึ่งกลางของภาพมีโพรงสมองซึ่งเห็นเป็นลักษณะสีดำคล้ายกับสมองบริเวณของเส้นเลือดสมองตีบ เราจึงแบ่งภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่างกลางแนวกลางสมอง Midline ของกลางสมองเพื่อที่แยกสมองทั้งสองข้างออกจากกัน เพื่อจะได้ทำการแบ่งภาพนำส่วนของโพรงสมองแยกออกจากบริเวณเส้นเลือดสมองตีบ

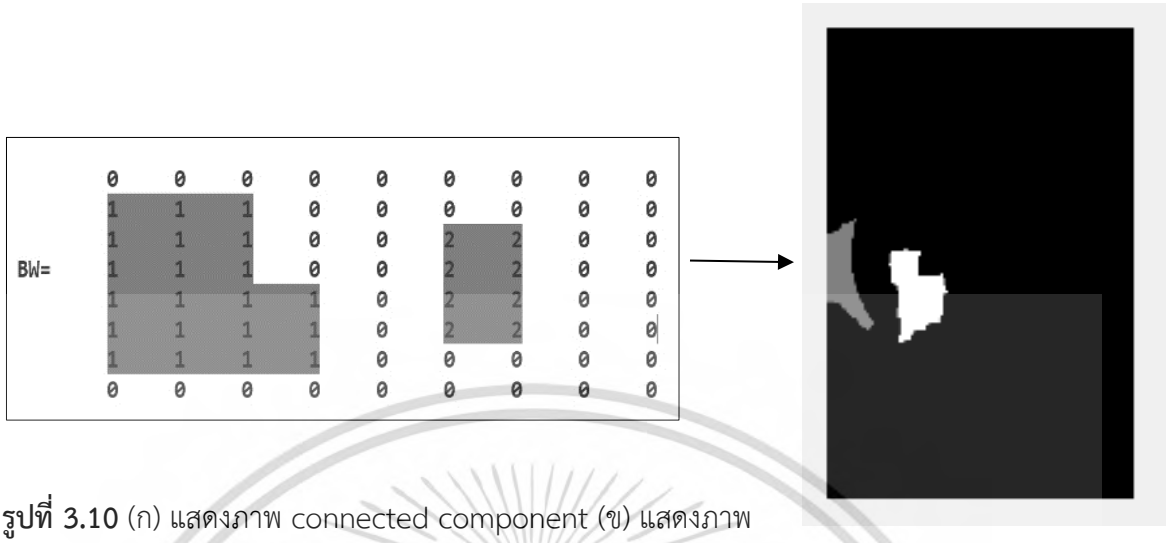


(ก) (ข)

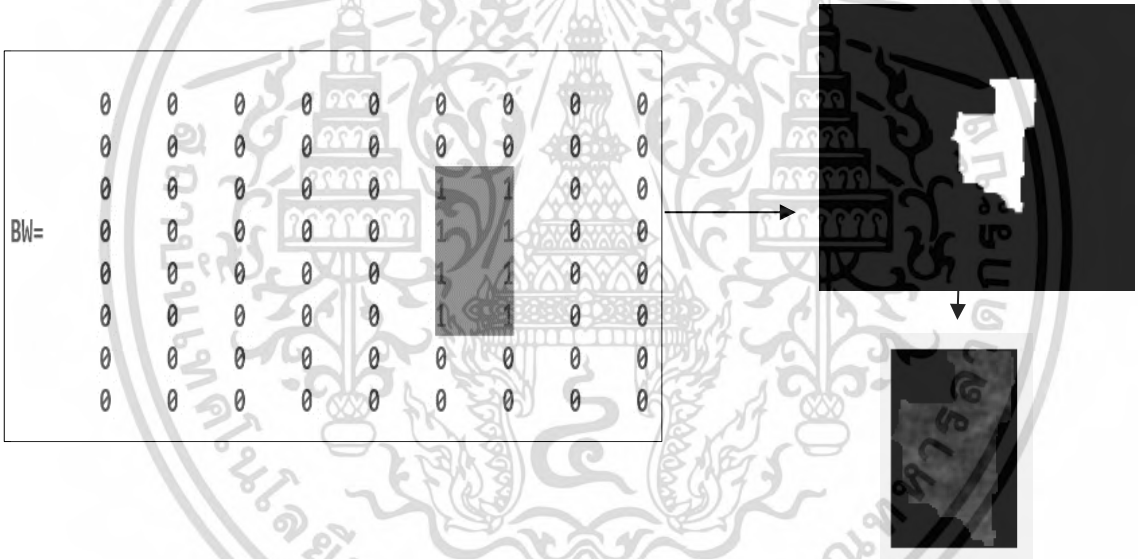
รูปที่ 3.9 (ก) แสดงภาพสมองด้านขวาซึ่งประกอบด้วยโพรงสมองและบริเวณณเส้นเลือดสมองตีบ ; (ข) แสดงภาพสมองด้านซ้ายซึ่งประกอบด้วยโพรงสมองเพียงอย่างเดียวเดียว

3.4.6 การหาพิกเซลภาพที่ติดกัน ภาพที่ผ่านการปรับแต่งนั้นมาหากลุ่มของพิกเซลที่เชื่อมโยงกัน (connected component) กลุ่มของพิกเซลเหล่านี้ก็คือ ส่วนที่เป็นลายเส้นตัวอักษรและส่วนของสัญญาณรบกวน ที่ยังเหลืออยู่ เรียกรวมๆ กันว่าวัตถุ (object) โดยใช้ฟังก์ชั่น bwconncomp ซึ่งจะคืนค่ามาเป็นสตรัคเจอร์ (structure) ที่มีเขตข้อมูล (field) อยู่ 4 เขตด้วยกัน คือ Connectivity เก็บค่ากลุ่มของพิกเซลที่ เชื่อมโยงกัน ImageSize เก็บค่าขนาดของภาพ NumObjects เก็บค่าจำนวนของวัตถุ PixelIdxList เก็บค่าการเรียงตัวของพิกเซลในตัววัตถุแต่ละชิ้น โดยกำหนดให้ Background ของภาพมีค่าเท่ากับ 0 ส่วนที่ติดอยู่ตรงกลางของขอบภาพคือโพรงสมองมีค่าเท่ากับ 1 เพื่อที่จะได้กำหนดค่าของโพรงสมองเท่ากับ 1 ซึ่งสามารถกำจัดตำแหน่งแถวหมายเลข 1 ออกไปได้เลย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 (ก) แสดงภาพ connected component (ข) แสดงภาพ Binary

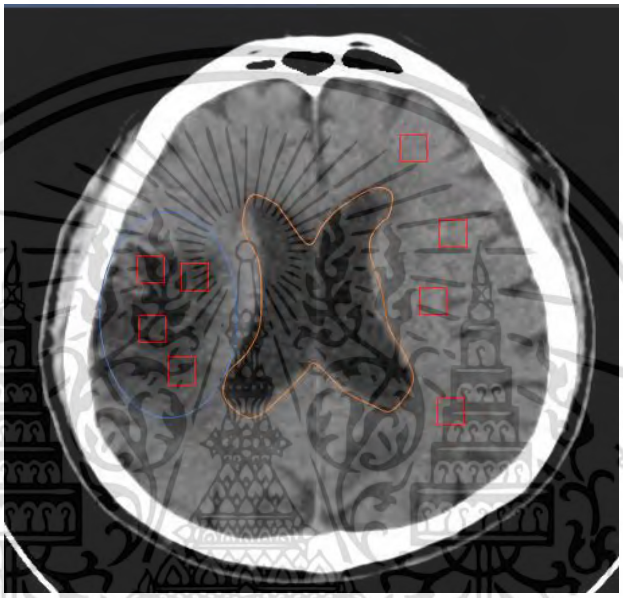


รูปที่ 3.11 (ก) แสดงภาพ connected component (ข) แสดงภาพ Binary (ค) แสดงภาพบริเวณสมองตีบ

3.4.7 ใช้เทคโนโลยีการประมวลผลภาพด้วยเทคนิคคุณลักษณะแบบวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis) ด้วยหลักการเมทริกซ์ระดับเทา GLCM ซึ่งมีการวิเคราะห์คุณลักษณะทั้งหมด 3 คุณลักษณะ คือ Mean, HomogeneityและContrastและทำการเปรียบเทียบกันระหว่างภาพสมองด้านซ้ายและสมองด้านขวาบริเวณที่เนื้อสมองปกติและเนื้อสมองผิดปกติ โดยภาพนั้นจะถูกนำไปประมวลผลและคำนวณค่าออกมาในแต่ละคุณลักษณะเพื่อตัดสินใจว่าบริเวณที่เราได้ทำการตรวจจับรอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โรคนั้นเป็นตำแหน่งเดียวกันกับการวิเคราะห์พื้นผิวหรือไม่ เมื่อเราได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองมาให้เรานำภาพเข้าโปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่าของพื้นผิว โดยการวาดพื้นที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 10x10 มิลลิเมตร เพื่อหาค่าของพื้นผิวเพื่อจะนำมาวิเคราะห์ โดยต้องทำการวิเคราะห์พื้นผิวทั้งหมด 4 จุด โดยทำการวิเคราะห์บริเวณเนื้อสมองที่ทำการตรวจจับรอยโรคได้และบริเวณเนื้อสมองปกติเพื่อนำมาเปรียบเทียบความต่างของชุดข้อมูล



รูปที่ 3.12 แสดงROIรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 10x10 มิลลิเมตร บริเวณพื้นที่สมองปกติและสมองผิดปกติจำนวนทั้งสิ้น 8 ตำแหน่ง

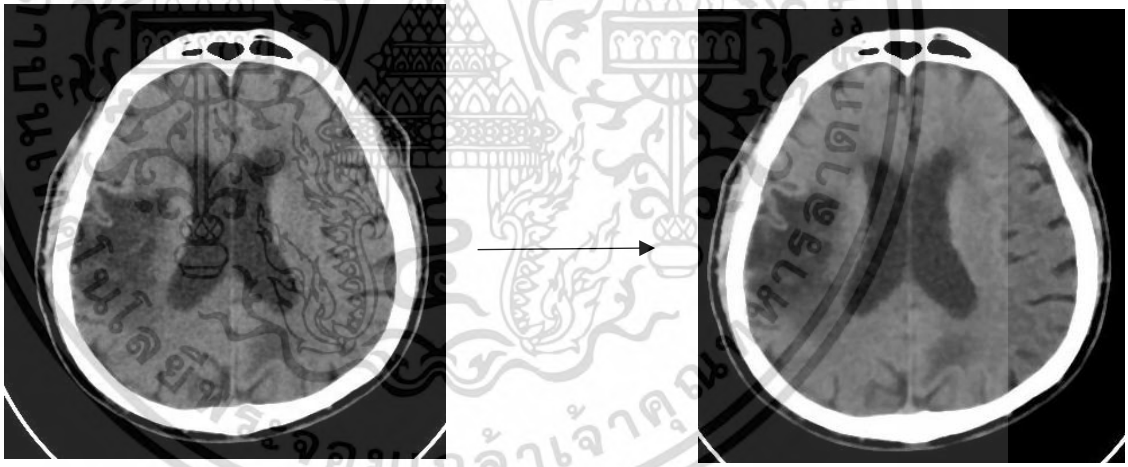
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
การวิเคราะห์ข้อมูล

จากโปรแกรม MATLAB การตรวจหาบริเวณรอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบทที่ 3 สามารถตรวจพบความผิดปกติในสมองด้วยโปรแกรม MATLAB และแสดงผลที่ได้ในขั้นตอนของการประมวลผลดังต่อไปนี้

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

4.1.ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองเมื่อใช้เมื่อใช้ median filtering หลังการปรับปรุงคุณภาพของภาพพบว่าภาพมีความเป็นเนื้อเดียวกันโดยสามารถกำจัดลบสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ทางผู้วิจัยต้องการกำจัดออกจากภาพได้เป็นอย่างดีดีและยังคงรักษารายละเอียดของภาพเอกซเรย์ส่วนสมองในส่วนที่ต้องการไว้

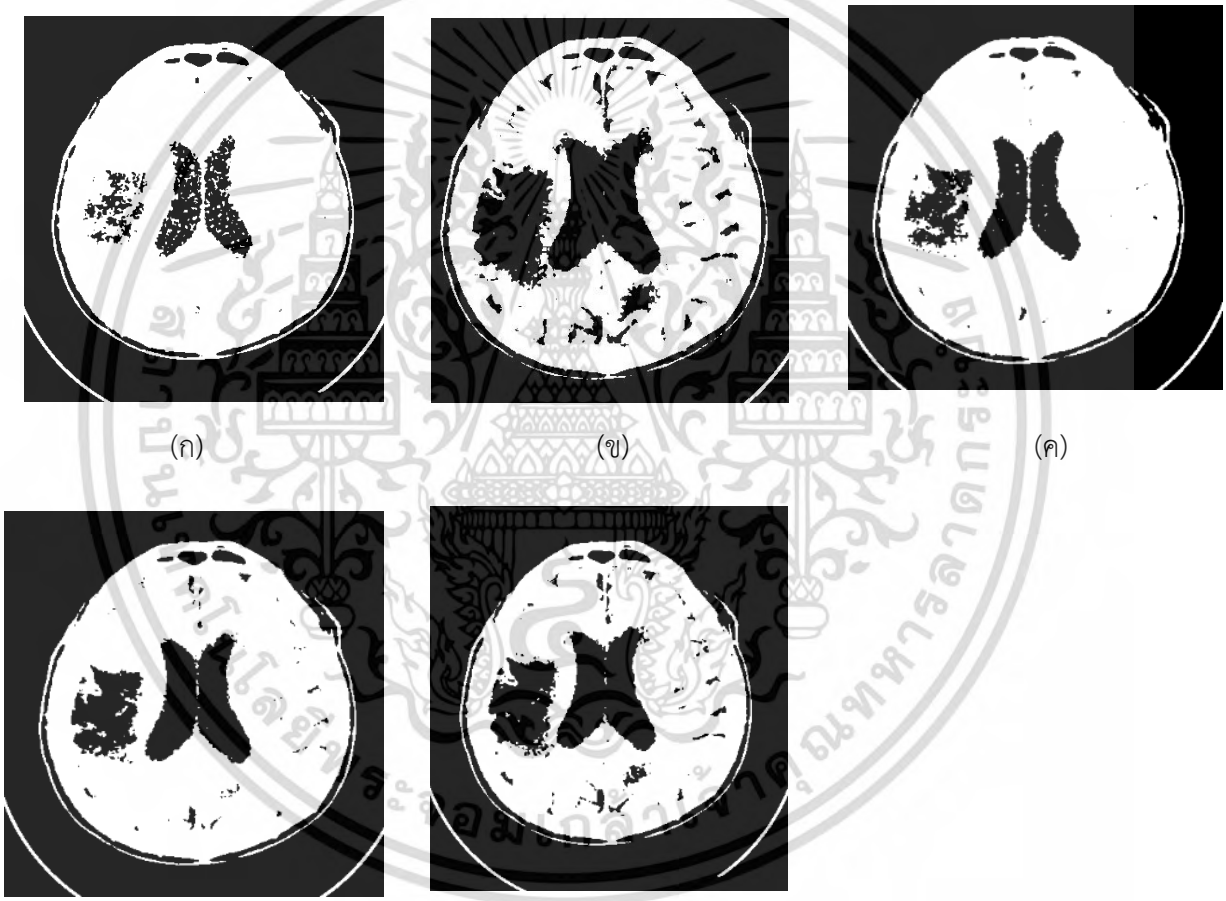


(ก) (ข)

รูปที่ 4.1 (ก) แสดงภาพก่อนการปรับปรุงคุณภาพ ; (ข) แสดงภาพที่ปรับปรุงคุณภาพด้วย Median filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การเลือกใช้ค่าเทรชโฮลด์ จากรูปที่ 4.2 แสดงค่าเทรชโฮลด์ที่แตกต่างกัน ภาพ ก แสดงเห็นถึงขนาดของรอยโรคที่หายไปมีสิ่งแปลกปลอมรบกวนในภาพอยู่ในรอยโรคและโพรงสมองเป็นจำนวนมากทำให้ไม่สามารถใช้ค่าเทรชโฮลด์นี้ในงานวิจัยได้ โดยภาพ ง และภาพ จ แสดงให้เห็นถึงขนาดของรอยโรคที่ใกล้เคียงกับภาพจริงและสิ่งแปลกปลอมที่รบกวนอยู่ในโพรงสมองไม่มีอยู่ในภาพ แต่ภาพ จ ให้ขนาดของรอยโรคที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด จึงกล่าวได้ว่าการเลือกเทรชโฮลด์ที่เหมาะสมจะทำให้งานวิจัยมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้นในการตรวจหารอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบ



จากรูป 4.2 แสดงค่าค่าเทรชโฮลด์ที่แตกต่างกัน โดยที่ภาพ (ก) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤35 ; (ข) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤45 ; (ค) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤55 ; (ง) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤65 ; (จ) แสดงค่าเทรลโฮลด์ ≤75

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การใช้กระบวนการการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ การทำ Opening operation นั้นจะช่วยแยก object ออกจากกันได้อย่างชัดเจน แต่ถ้าขนาดของตัว Structure element ที่ใส่เข้าไปมีใหญ่กว่าตัว object บางตัว อาจจะทำให้ object ขาดหายไปได้จากการ dilation

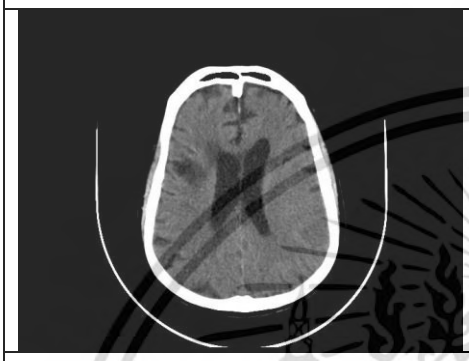
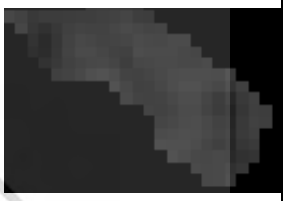
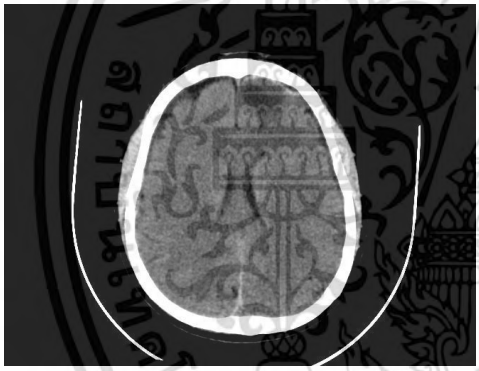
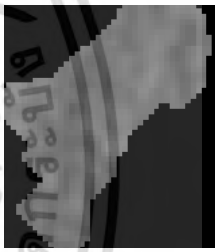
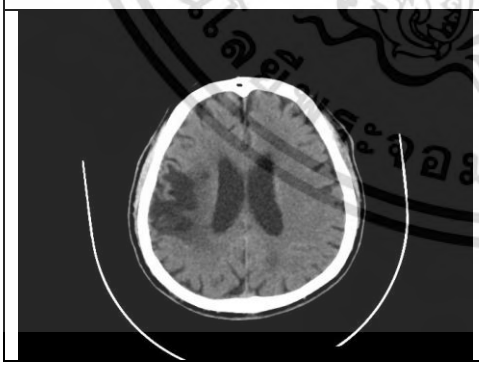
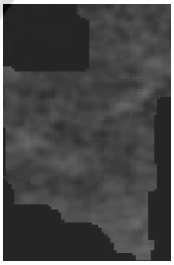
จากรูปที่ 4.3 แสดงภาพ Binary โดยการใช้เทคนิค Opening

เมื่อใช้เทคนิค Erosion อาจทำให้พื้นที่บางส่วนของภาพถูกกร่อนและลดทอนขนาดลงไปได้แต่วิธีการนี้จะช่วยลบ Noise บางส่วนออกจากภาพ แต่บริเวณที่ใกล้เคียงกับขอบของภาพจะโดนลบออกไป จากภาพที่ 4.4 จะเห็นได้ว่าพื้นที่บางส่วนของรอยโรคถูกลดขนาดลง

จากรูปที่ 4.4 แสดงภาพ Binary โดยการใช้เทคนิค Erosion

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

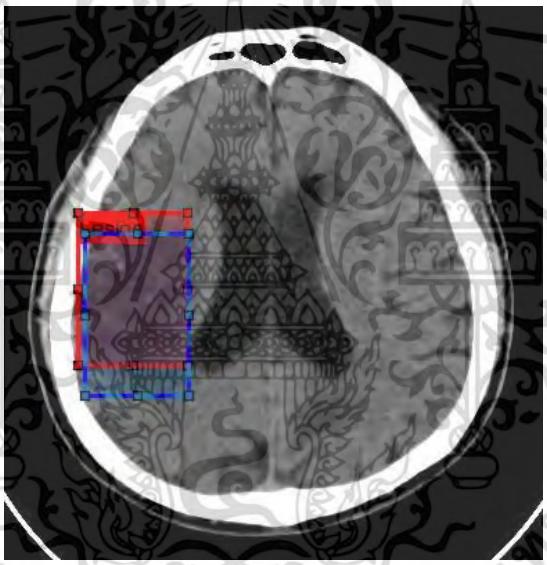
ตารางที่ 4.1 แสดงตัวอย่างการตรวจพบบริเวณรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบ

Original Image	Binary Image	Ischemic Stroke Area
		
		
		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 จากการยืนยันตำแหน่งวาด ROI แบบ Manual โดยรังสีแพทย์ เพื่อตรวจสอบว่า ROI ของอัลกอริทึมของเราตรงกันหรือใกล้เคียงกับตำแหน่งของรอยโรค ทีมวิจัยได้ทำการให้รังสีแพทย์ทำเครื่องหมายตำแหน่งของรอยโรค วิธีการแบ่งส่วนรูปภาพนี้ตรวจพบโรคหลอดเลือดสมองตีบ 116ภาพ จาก 120 ภาพ พบว่าการคัดกรองจากโปรแกรม MATLAB ทำได้ตามวัตถุประสงค์ จากรูป ROI สีน้ำเงินแสดงบริเวณตำแหน่งรอยโรคเส้นเลือดในสมองตีบจากโปรแกรมและ ROI สีแดงคือบริเวณที่รังสีแพทย์ทำการวาด ROI แบบ Manual ตัวอย่างมีดังนี้

ตัวอย่างที่ 1

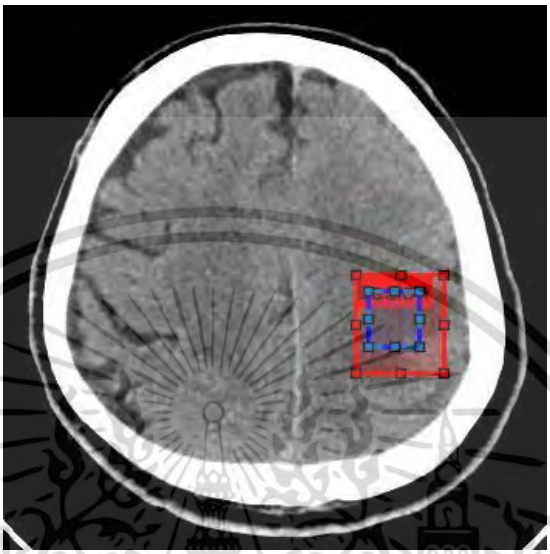


รูปที่ 4.5 (สีน้ำเงิน)แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ(สีแดง)ROI manual โดยรังสีแพทย์ตัวอย่างที่1

Red. ROI position	Blue. ROI position	Report
[192,235,83,113]	[187,215,90,135]	Infarction at right Parietal lobe

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 2



รูปที่ 4.6 (น้ำเงิน)แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอริธึมและ(สีแดง)ROI manual โดยรังสีแพทย์ตัวอย่างที่2

Red. ROI position	Blue. ROI position	Report
[352,125,42,45]	[332,102,56,83]	acute infarction left Parietal lobe

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

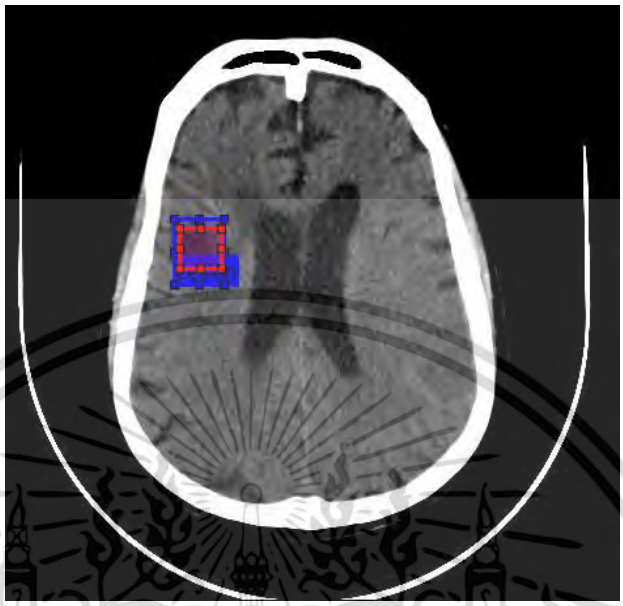
ตัวอย่างที่ 3

รูปที่ 4.6 (สีน้ำเงิน)แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ(สีแดง)ROI manual โดยรังสีแพทย์ตัวอย่างที่3

Red. ROI position	Blue. ROI position	Report
[349,118,37,45]	[341,102,58,83]	Subacute infarction left frontal lobe

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 4



รูปที่ 4.7 (สีน้ำเงิน)แสดงตัวอย่าง ROI ที่เกิดจากอัลกอรึธึมและ(สีแดง)ROI manual โดยรังสีแพทย์ตัวอย่างที่4

Red. ROI position	Blue. ROI position	Report
[240,228,32,30]	[236,221,38,49]	Subacute right Temporal lobe and brain atrophy

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าการวิเคราะห์พื้นผิวโดยใช้วิธีการGrey Level Co-occurrence Matrix (GLCM) Grey Level Co-occurrence Matrix (GLCM) สมองปกติและพื้นผิวสมองที่มีรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบ

	พื้นผิวสมองที่มีรอยโรค			**พื้นผิวสมองปกติ**		
No.	Mean	Homogeneity	Contrast	Mean	Homogeneity	Contrast
1	71.3228	0.3115	32.458	106.3571	0.2265	63.5348
2	63.4394	0.3158	22.0512	104.0663	0.278	118.5214
3	71.7115	0.2657	38.1966	99.9837	0.2424	52.8524
4	71.3444	0.2805	32.458	101.098	0.2483	51.0195
5	72.0625	0.3161	22.6196	93.2489	0.1926	114.9883
6	60.9762	0.2935	28.799	100.1736	0.2461	49.3505
7	61.4923	0.2752	33.3364	99.5574	0.2211	72.246
8	67.5948	0.2605	46.9923	97.242	0.1956	107.2472
9	60.0455	0.3302	19.2566	95.7007	0.2202	74.3322
10	62.2848	0.2764	33.2104	96.6257	0.2472	55.9957
11	44.8291	0.2471	46.5133	90.2348	0.2202	71.8465
12	48.7778	0.2788	33.6021	97.9199	0.2168	76.9458
13	49.25	0.28	32.7168	87.0193	0.1929	107.941
14	47.004	0.2477	47.6832	93.1577	0.2159	77.6596
15	44.7286	0.2901	28.0822	86.0749	0.2193	70.6136
16	49.119	0.2941	27.9775	103.0181	0.258	49.8003
17	47.5282	0.2798	33.1475	98.5846	0.2537	47.2759
18	47.7656	0.2681	37.1873	103.3384	0.2475	48.393
19	44.8333	0.319	20.5529	95.207	0.2409	52.6839
20	47.2602	0.2772	33.8448	92.778	0.2403	48.669
21	52.1833	0.3212	21.8504	83.6023	0.2371	56.8538
22	52.2583	0.3184	21.7873	86.3158	0.238	55.7195
23	44.8556	0.3526	24.7548	85.547	0.2489	47.2741
24	47.3125	0.317	21.3314	84.0625	0.2478	48.8433
25	50.3	0.3942	19.4473	86.254	0.2227	68.7565

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

26	45.5833	0.3164	20.8531	85.4211	0.2408	51.9636
27	44.825	0.3534	14.285	89.4152	0.2471	48.7363
28	44.6556	0.3508	15.3949	84.3254	0.2499	46.9775
29	48.2727	0.3158	22.732	94.3282	0.2746	34.0801
30	44.7045	0.3333	17.6246	91.7143	0.2557	44.1014
31	59.1111	0.3341	17.3107	90.3945	0.25	47.9171
32	37.6771	0.3166	20.8714	101.2157	0.2593	41.5434
33	55.4125	0.3471	15.2653	105.4344	0.2578	42.2302
34	56.9643	0.2802	34.3948	106.5068	0.2582	42.3984
35	56.2797	0.3055	24.6691	105.2381	0.2565	49.4168
36	50.8145	0.2613	39.0523	105.1958	0.2678	39.8419
37	48.7909	0.332	17.2357	104.7725	0.2566	43.6767
38	56.9592	0.4328	17.5923	101.2124	0.2419	50.7608
39	69.7685	0.3183	20.3587	96.7282	0.2478	43.3919
40	63.6533	0.2788	33.9269	104.6381	0.2496	45.1776
41	64.3333	0.3674	12.2165	99.1303	0.2231	67.1588
42	57.6923	0.2914	28.0256	103.2194	0.2318	59.4861
43	50.016	0.2666	33.5506	87.0296	0.2495	47.908
44	55.0143	0.2907	28.167	102.3924	0.2461	49.2744
45	48.0267	0.2538	33.4266	92.8872	0.2779	33.7541
46	27.202	0.3212	18.1214	107.6778	0.2032	91.0838
47	26.0076	0.3323	19.2397	117.2311	0.2026	90.8233
48	30.0317	0.2819	29.4477	97.9329	0.1868	121.2824
49	22.131	0.2982	25.596	114.2191	0.2405	53.7911
50	28.8308	0.3036	23.5013	103.7308	0.2494	46.8418
51	28.3231	0.3004	25.1537	103.5851	0.2409	54.4783
52	28.8462	0.293	33.528	104.8158	0.2176	74.3434
53	31.1116	0.2517	42.8608	98.6151	0.2387	53.6371
54	27.5	0.2827	31.1409	99.9105	0.2317	62.3453
55	23.5	0.3384	18.2877	97.6429	0.2476	48.035

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

56	28.4107	0.2847	31.5258	90.2473	0.2446	31.0634
57	23.7077	0.3101	23.5545	95.0761	0.2058	91.8575
58	24.7462	0.3058	24.0087	110.0333	0.1952	105.5607
59	27.4583	0.3111	25.1356	105.4416	0.2189	71.8584
60	26.3077	0.2666	37.9259	111.8471	0.26	42.7933
61	64.5333	0.3562	14.2683	106.2	0.2297	44.7666
62	45.9455	0.3237	19.2119	100.963	0.2138	77.7118
63	43.4505	0.3039	31.0855	106.1905	0.2166	76.921
64	44.1197	0.2495	46.4167	110.7869	0.2188	70.2132
65	43.4018	0.2536	41.3319	110.9952	0.2729	55.9072
66	59.8504	0.2495	46.7976	99.6502	0.2376	55.6587
67	62.4646	0.3361	17.3984	106.2321	0.2221	70.9297
68	65.0846	0.2568	45.0977	102.931	0.1818	128.1019
69	60.1765	0.2455	50.4261	109.3158	0.2349	60.0373
70	61.9333	0.2792	32.6814	103.28	0.2325	58.2385
71	44.3397	0.3015	26.8616	94.958	0.246	42.19
72	47.6939	0.4049	8.7625	101.744	0.2083	85.6393
73	37.75	0.3505	16.6188	102.5888	0.2028	91.7172
74	40.9515	0.2816	31.4496	96.6307	0.1834	124.2482
75	47.6162	0.3301	17.9075	104.819	0.2205	71.8127
76	51.5569	0.257	41.7223	90.5341	0.205	54.7389
77	40.5458	0.2662	39.2365	101.2341	0.2062	87.0861
78	50.141	0.2969	26.5877	98.0046	0.1926	108.8994
79	45.8403	0.3093	24.4483	92.381	0.2249	68.002
80	41.1295	0.2633	37.4556	95.2412	0.2341	60.3592
81	59.5069	0.3002	24.8722	100.6557	0.2077	84.328
82	56.3571	0.2905	31.7081	94.8561	0.2074	88.1884
83	60.9567	0.2691	36.6241	89.9091	0.2171	76.9822
84	68.5673	0.3049	25.8697	89.5126	0.2262	65.5801
85	68.1161	0.2702	37.8616	109.2608	0.2201	73.7072

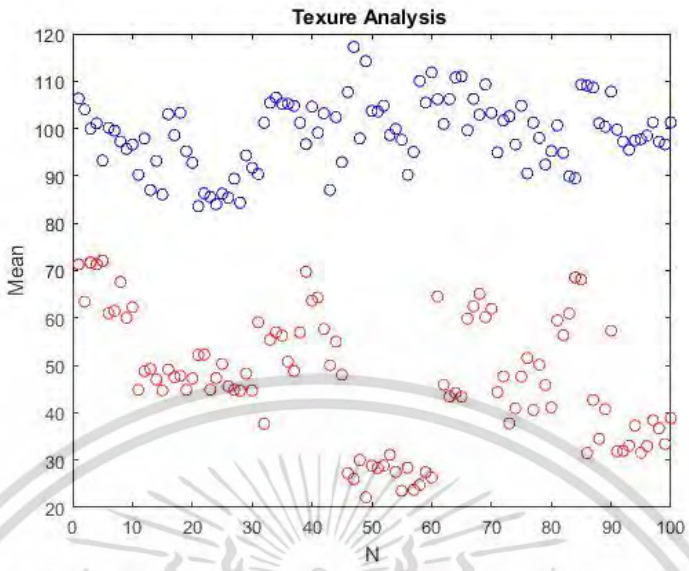
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

86	31.5	0.4672	4.982	109.0626	0.2009	94.6689
87	42.6875	0.39	9.7789	108.6614	0.2187	74.1876
88	34.5	0.3272	17.6215	101.106	0.2014	94.1281
89	40.75	0.4032	9.453	100.3837	0.2067	89.0709
90	57.3	0.3467	15.5428	107.7981	0.172	151.4661
91	31.8462	0.2554	41.6508	99.7574	0.1772	195.468
92	31.9167	0.2462	48.2317	97.25	0.2088	85.2018
93	33.0242	0.2754	33.9956	95.4943	0.2201	72.9139
94	37.2899	0.2581	43.9932	97.4896	0.2067	85.2887
95	31.5643	0.2923	27.726	97.7273	0.2164	80.8045
96	32.9514	0.2973	25.8959	98.5263	0.213	77.613
97	38.3873	0.2559	42.3864	101.3294	0.1952	102.4387
98	36.7258	0.2481	59.4159	97.2449	0.2248	64.8186
99	33.3833	0.2265	61.4506	96.6654	0.2403	52.7096
100	38.8476	0.2291	61.8799	101.3051	0.2442	45.7666

ตารางที่ 4.3 แสดงค่าสูงสุด-ต่ำสุดของการวิเคราะห์พื้นผิวสมองปกติและพื้นผิวสมองที่มีรอยโรค

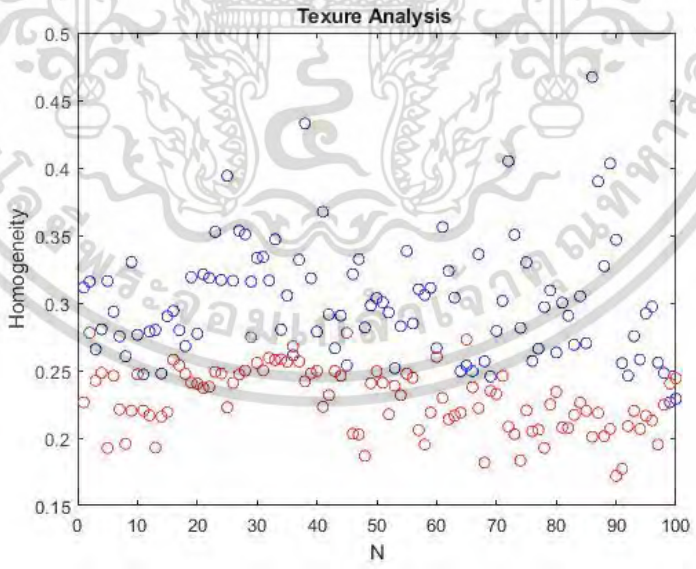
Texture feature	Non-stroke		Ischemic Stroke	
	Max	Min	Max	Min
Mean	106.50	83.60	68.56	31.84
Homogeneity	0.21	0.19	0.40	0.22
Contrast	107.24	50.27	43.99	14.28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 แสดงข้อมูลค่า Meanเปรียบเทียบระหว่าง(สีน้ำเงิน)บริเวณสมองที่ปกติ (สีแดง)บริเวณสมองที่มีรอยโรค

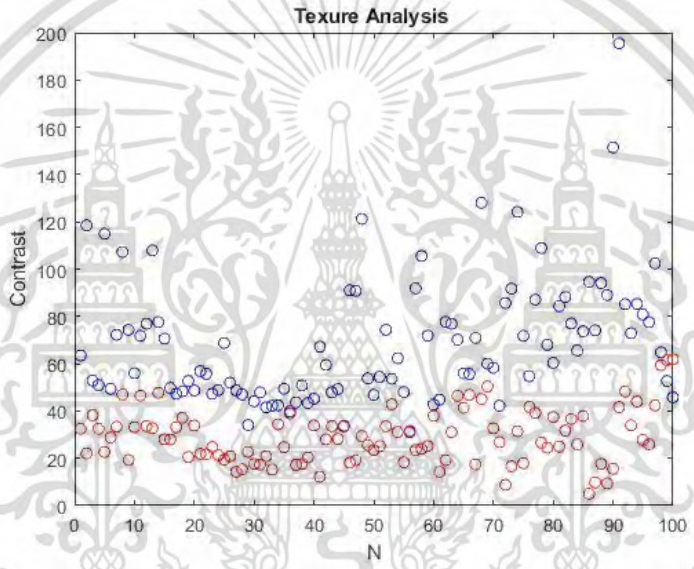
ค่าMeanหรือค่าเฉลี่ยสำหรับบริเวณสมองที่ผิดปกตินั้นต่ำกว่าเนื่องจากบริเวณที่เนื้อสมองไม่มีเลือดไปเลี้ยงนั้นดูมีสีออกไปทางสีดำกว่าเนื้อเยื่อสมองปกติ



รูปที่ 4.9 แสดงข้อมูลค่า Homogeneity เปรียบเทียบระหว่าง(สีน้ำเงิน)บริเวณสมองที่ปกติ(สีแดง)บริเวณสมองที่มีรอยโรค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

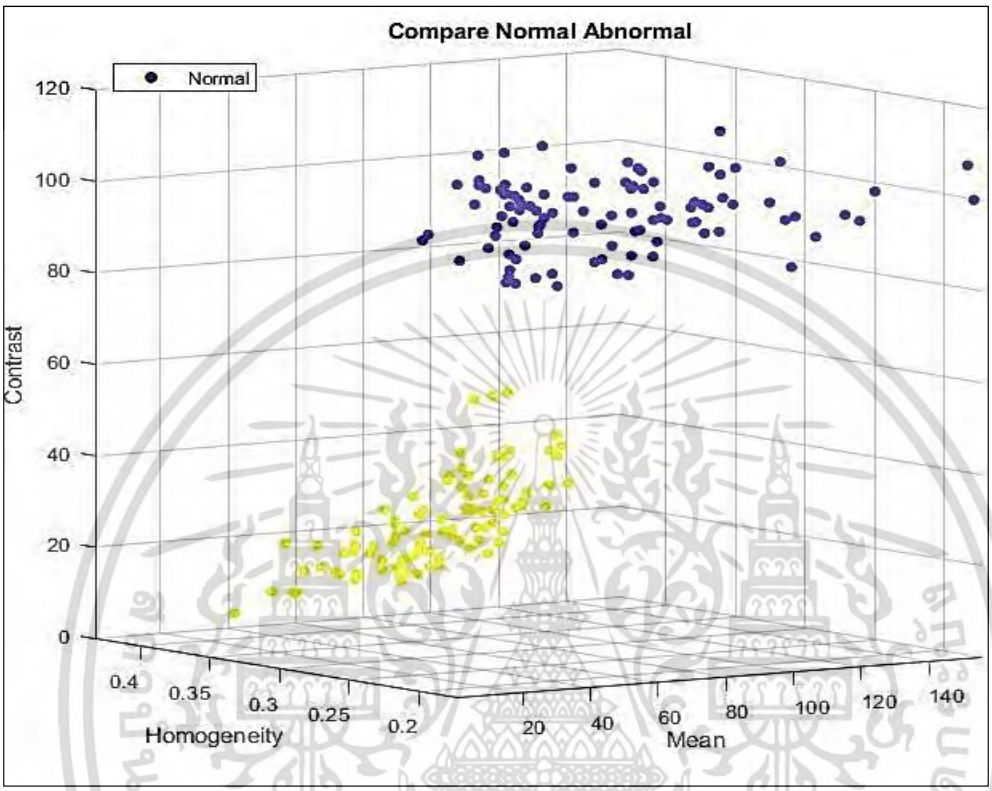
ค่า Homogeneity หรือ ค่าความเป็นเนื้อเดียวกันสำหรับส่วนที่ผิดปกตินั้นสูงกว่าส่วนที่ปกติ ซึ่งหมายความว่าจำนวนค่าระดับสีเทาในบริเวณที่มีเส้นเลือดในสมองตีบจะสูงกว่าบริเวณเส้นเลือดในสมองที่ปกติจากกราฟจะเห็นได้ว่าความเป็นเนื้อเดียวกันของเนื้อสมองที่ปกติกับเนื้อสมองที่ผิดปกติในบางรายมีความใกล้เคียงกันหรือคล้ายคลึงกันนั่นเป็นเพราะว่าเส้นเลือดในสมองตีบแบ่งออกเป็นหลายระดับเวลาจึงทำให้บริเวณที่มีเลือดไม่ไปเลี้ยงมีค่าใกล้เคียงกับสมองปกติ



รูปที่ 4.10 แสดงข้อมูลค่า Contrast เปรียบเทียบระหว่าง(สีน้ำเงิน)บริเวณสมองที่ปกติ(สีแดง)บริเวณสมองที่มีรอยโรค

Contrastหรือค่าความต่าง Contrastจะมีค่าต่ำกว่าสำหรับบริเวณที่มีเส้นเลือดในสมองตีบ เนื่องจากบริเวณเส้นเลือดสมองตีบจะปรากฏด้วยส่วนประกอบสีดำมากกว่าสีขาวในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 แสดงกราฟ 3D เปรียบเทียบข้อมูลระหว่างบริเวณสมองที่ปกติและบริเวณเส้นเลือดสมองตีบ จากกราฟ 3D จะเห็นได้ว่าเมื่อนำข้อมูลทั้ง3ค่าคือ Mean ,HomogeneityและContrastมาPlotเป็นข้อมูล3Dพบว่าข้อมูลทั้ง2ชุดมีระยะข้อมูลห่างกันอย่างชัดเจน แสดงให้เห็นว่าการวิเคราะห์พื้นผิวสามารถแยกความผิดปกติของบริเวณสมองที่ปกติและผิดปกติออกจากกันได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

วิธีการก่อนก่อนการประมวลผลมีความสำคัญอย่างยิ่งทำให้เราสามารถแบ่งส่วนภาพได้ง่ายเพื่อนำมาสู่กระบวนการประมวลผลของภาพได้อย่างรวดเร็วจากงานวิจัยซึ่งได้นำเสนอการคัดกรองโรคหลอดเลือดสมองตีบจากการแบ่งส่วนภาพและวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวของรอยโรค การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการวิเคราะห์การแบ่งส่วนภาพสามารถเป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์ในการคัดกรองโรคหลอดเลือดสมองตีบโดยใช้ภาพ CT โดยรังสีแพทย์ได้รับคัดเลือกเพื่อระบุตำแหน่งของโรคหลอดเลือดสมองตีบเพื่อตรวจสอบตำแหน่งที่ตรวจพบโดยอัตโนมัติ โดยพบว่าเมื่อนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มาทำการหลังการปรับปรุงคุณภาพของภาพพบว่าภาพมีความเป็นเนื้อเดียวกันโดยสามารถกำจัดลบสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ทางผู้วิจัยต้องการกำจัดออกจากภาพได้เป็นอย่างดีดีและยังคงรักษารายละเอียดของภาพเอกซเรย์ส่วนสมองในส่วนที่ต้องการไว้จากวิธีการแบ่งกลุ่มภาพของเรา ผลการวิจัยพบว่าอัลกอริธึมของเราตรวจพบโรคหลอดเลือดสมองตีบใน 116 จาก 120 ภาพ ซึ่งหมายความว่ามีความแม่นยำในการตรวจจับ 96.66% ดังนั้น ในอนาคต อัลกอริทึมสามารถพัฒนาให้คัดกรองโรคหลอดเลือดสมองขาดเลือดได้โดยอัตโนมัติ ซึ่งจะเป็นเครื่องมืออันทรงคุณค่าสำหรับนักรังสีวิทยา เครื่องมือดังกล่าวจะช่วยในการตรวจหาความผิดปกติได้ตั้งแต่เริ่มแรกและช่วยกำหนดแนวทางการรักษาสำหรับผู้ป่วยให้มีความรวดเร็วมากยิ่งขึ้น

ลักษณะพื้นผิวของโรคหลอดเลือดสมองตีบอาจมีประโยชน์ในการตรวจหาบริเวณสมองที่ได้รับผลกระทบจากโรคหลอดเลือดสมองตีบ ผลลัพธ์ของเราแสดงให้เห็นความแตกต่างระหว่างเนื้อสัมผัสของเนื้อเยื่อสมองขาดเลือดและเนื้อเยื่อปกติที่แสดงบนภาพ CT มีค่าสามค่าที่ใช้ในการประเมินว่าสมองปกติหรือมีโรคหลอดเลือดสมองตีบ ค่าเฉลี่ย ความเป็นเนื้อเดียวกัน และความต่างของภาพ จากการวิเคราะห์ข้อมูลสามารถสรุปได้ว่าค่าMeanหรือค่าเฉลี่ยสำหรับบริเวณสมองที่ผิดปกตินั้นต่ำกว่าเนื่องจากบริเวณที่เนื้อสมองไม่มีเลือดไปเลี้ยงนั้นดูมีสีออกไปทางสีดำกว่าเนื้อเยื่อสมองปกติ ค่า Homogeneity หรือ ค่าความเป็นเนื้อเดียวกันสำหรับส่วนที่ผิดปกตินั้นสูงกว่าส่วนที่ปกติซึ่งหมายความว่าจำนวนค่าระดับสีเทาในบริเวณที่มีเส้นเลือดในสมองตีบจะสูงกว่าบริเวณเส้นเลือดในสมองที่ปกติจากกราฟจะเห็นได้ว่าความเป็นเนื้อเดียวกันของเนื้อสมองที่ปกติกับเนื้อสมองที่ผิดปกติในบางรายมีความใกล้เคียงกันหรือคล้ายคลึงกันนั่นเป็นเพราะว่าเส้นเลือดในสมองตีบแบ่งออกเป็นหลายระดับเวลาจึงทำให้บริเวณที่มีเลือดไม่ไปเลี้ยงมีค่าใกล้เคียงกับสมองปกติ Contrastหรือค่าความต่างจะมีค่าต่ำกว่าสำหรับบริเวณที่มีเส้นเลือดในสมองตีบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากบริเวณเส้นเลือดสมองตีบจะปรากฏด้วยส่วนประกอบสีดำมากกว่าสีขาวในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ผลการวิจัยพบว่าแนวทางที่นำเสนอสามารถช่วยในการตรวจคัดกรองโรคหลอดเลือดสมองขาดเลือดได้อย่างแม่นยำ ควบคู่ไปกับการระบุการวิเคราะห์เนื้อสัมผัส ดังนั้นแนวทางที่เสนอจึงมีความสำคัญสำหรับการตรวจจับโรคหลอดเลือดสมองตีบจากภาพ CT แต่ยังต้องอาศัยความร่วมมือจากรังสีแพทย์ให้ทำการตรวจสอบหลังการประมวลผลของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เนื่องจากการเกิดโรคเส้นเลือดในสมองตีบที่มีลักษณะของขอบเขตน้อยกว่า 0.5 เซนติเมตร อัลกอรึธึมยังไม่สามารถตรวจจับได้

บทวิจารย์และข้อเสนอแนะ

1. อกอรึธึมที่ใช้ยังไม่สามารถตรวจพบรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบที่มีขนาดน้อยกว่า 0.5 เซนติเมตรได้
2. ในปัจจุบันนิยมใช้เครื่องMRI ในการตรวจพบรอยโรคเส้นเลือดสมองตีบมากขึ้น เมื่อต้องการหารอยโรคผู้ป่วยที่สมองตีบเฉียบพลัน 30-2 ชั่วโมงแรก
3. ภาพที่นำมาใช้ควรเป็นภาพที่มีการกำหนดปริมาณรังสีที่ให้เหมือนกันทั่วทั้งภาพ ซึ่งในปัจจุบันบางโรงพยาบาลต้องการลดปริมาณรังสีให้กับผู้ป่วยโดยให้ค่าปริมาณรังสีที่ต่ำลงทำให้ภาพสมองนั้นพบ Noise ในภาพเป็นจำนวนมาก
4. การวิเคราะห์พื้นผิวต้องใช้ความชำนาญในการวัดค่า ROI เป็นอย่างมาก ถ้าไม่มีความชำนาญมากพออาจจะไปวัดROIในส่วนอื่นทำให้ค่าผิดเพี้ยนต่างจากเดิมและไม่สามารถเปรียบเทียบข้อมูลของสมองทั้งสองด้านได้
5. โปรแกรมที่พัฒนามานี้ยังไม่ได้จัดทำเป็นแอปปลิเคชั่น ที่ใช้งานได้สะดวก ดังนั้นการนำไปใช้ผู้ใช้ต้องเรียนรู้และทำความเข้าใจการใช้โปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อ้างอิง

[1] Virani SS,Alonso A,Benjamin EJ,Heart disease and stroke statistics-2020 update: a report from the American Heart Association,Circulation. 2020; 141: e139-e596

[2] ดิษยา รัตนากร, ชาญพงศ์ ตังคณะกุล, สามารถ นิธินันทน์, นิจศรี ชาญณรงค์ สุวรรณเวลา, สุชาติ หาญไชยพิบูลย์กุล, ยงชัย นิลนนท์. Current Practical Guide to Stroke Management. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร: สมาคมโรคหลอดเลือด สมองไทย; 2554.

[3] Powers WJ, Rabinstein AA, Ackerson T, Adeoye OM, Bambakidis NC, Becker K, Biller J, et al. 2018 Guidelines for the Early Management of Patients With Acute Ischemic Stroke: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. Stroke 2018; 49: 46-110.

[4] David T. Head injury: Triage, assessment, investigation and early management of head injury in children, young people and adults (NICE guideline CG 176). Arch. Dis. Child. Educ. Pract. Ed. 100, 97-100 (2015).

[5] Stein SC, Fabbri A, Servadei F et al. A critical comparison of clinical decision instruments for computed tomographic scanning in mild closed traumatic brain injury in adolescents and adults. Ann. Emerg. Med. 53, 180-188 (2009).

[6] Ro YS, Shin SD, Holmes JF et al. Comparison of clinical performance of cranial computed tomography rules in patients with minor head injury: A multicenter prospective study. Acad. Emerg. Med. 18, 597-604 (2011).

[7] Anjali Sevani, et al. *International Journal of Advance Engineering and Research Development, .*2018;5:792.

[8] Tarun Kumar, Karun Kumar“A Theory Based on Conversion of RGB image to Gray image”2010

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[9] An, N.; Welch, S.M.; Markelz, R.C.; Baker, R.L.; Palmer, C.M.; Ta, J.; Maloof, J.N.; Weinig, C. Quantifying time-series of leaf morphology using 2D and 3D photogrammetry methods for high-throughput plant phenotyping. Comput. Electr. Agric. 2017, 135, 222–232.

[10]Kumar, P.; Cai, J.; Miklavcic, S.J. High-throughput 3D modelling of plants for phenotypic analysis. In Proceedings of the 27th Conference on Image and Vision Computing New Zealand; ACM: New York, NY, USA, 2012; pp. 301–306.

[11] Pruzinsky T, Cash TF. Understanding body images: Historical and contemporary perspectives. In Cash TF, Pruzinsky T, Body image: A handbook of theory, research, and clinical practice. New York: Guildford Press. 2002: 3-11.

[12] Thompson JK, van den Berg P. Measuring body image attitudes among adolescents and adults. In Cash TF, Prunzinsky T, eds. A Handbook of theory, research, and clinical practice. New York: The Guildford Press. 2002: 142-54.

[13] J. Chen, Y. Zhan, H. Cao, and X. Wu, ‘‘Adaptive probability filter for removing salt and pepper noises,’’ IET Image Process., vol. 12, no. 6, pp. 863–871, 2018.

[14] G. Pok and K. H. Ryu, ‘‘Efficient block matching for removing impulse noise,’’ IEEE Signal Process. Lett., vol. 25, no. 8, pp. 1176–1180, Aug. 2018

[15] U. Erkan, L. Gökrem, and S. Enginoglu, ‘‘Different applied median filter ˇ in salt and pepper noise,’’ Comput. Elect. Eng., vol. 70, pp. 789–798, Aug. 2018

[16] McAndrew, A., Wang, J-H. and Tseng, C-S. Introduction to Digital Image Processing with MATLAB. Asia Edition: Taiwan, Cengage Learning Asia Pte Ltd (Taiwan Branch), 2010.

[17] I. R. Terol-Villalobos, “A multiscale contrast approach on Morphological connected contrast mappings” Opt. Eng., vol. 43, no. 7, pp. 1577–1595, 2009.

[18] Gillies RJ, Kinahan PE, Hricak H. Radiomics: images are more than pictures, they are data. Radiology 2016; 278:563–577Read More: https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.18.20624

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายเสริมศักดิ์ แสงเพ็ชร
วัน เดือน ปีเกิด	8 สิงหาคม พ.ศ.2533 ที่นครสวรรค์
ที่อยู่	คอนโด เอ-สเปซ อโศกรัชดา ถนนดินแดง แขวงดินแดง เขตดินแดง กรุงเทพฯ 10310
ประวัติการศึกษา	2553 อนุปริญญาสาขารังสีเทค โรงเรียนรังสีเทคนิคโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย 2558 วิทยาศาตรบัณฑิต สาขารังสีเทคนิค มหาวิทยาลัยรามคำแหง
ความชำนาญเฉพาะด้าน	1.) เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 2.) เครื่องแม่เหล็กกำทอน
ประสบการณ์ทำงาน	2553-2554 ตำแหน่งนักรังสีเทคนิค โรงพยาบาลลาดพร้าว 2555-2556 ตำแหน่งนักรังสีเทคนิค ประชาชื่น เอ็มอาร์ไอ สำนักงานใหญ่ 2556-ปัจจุบัน ตำแหน่งนักรังสีเทคนิค โรงพยาบาลสมิติเวชศรีนครินทร์ 2558-ปัจจุบัน กรรมการบริหารสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บศ.รส.25

ใบรับรองการตรวจสอบผลงานทางวิชาการ
ด้วยโปรแกรมป้องกันการคัดลอกผลงานทางวิชาการ ระดับบัณฑิตศึกษา
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

วันที่..12 เดือน กันยายน พ.ศ. ...2565

ข้าพเจ้า ศ. / รศ. / ผศ. / ดร. ...ชูชาติ... นามสกุล ...ปิณฑวิรุจน์...
เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ของ นาย / นางสาว / นาง ...เสริมศักดิ์... นามสกุล ...แสงเพ็ชร
รหัสประจำตัว 61601085 คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
นักศึกษาระดับ ☐ ปริญญาเอก หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชา .....
☑ ปริญญาโท หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

ขอรับรองว่าผลงานทางวิชาการ

☑ วิทยานิพนธ์ ☐ การค้นคว้าอิสระ ☐ วารสาร ☐ การประชุมวิชาการ

ชื่อ (ไทย) การคัดกรองโรคเส้นเลือดในสมองโดยใช้การแยกเนื้อและวิเคราะห์พื้นผิว

ชื่อ (อังกฤษ) Screening of Ischemic Stroke in CT brain Using Image Segmentation and Texture Analysis

ได้รับการตีพิมพ์ในวารสาร / การประชุมวิชาการ
The 7th International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology 1-3 April 2021, Pattaya, THAILAND

ได้ตรวจสอบการคัดลอกผลงานทางวิชาการด้วยโปรแกรม :

☐ Turnitin (สำหรับนักศึกษาระดับดุษฎีบัณฑิต / มหาบัณฑิต)

☑ อักขราริสุทธิ์ (สำหรับนักศึกษาระดับมหาบัณฑิต)

ทั้งนี้ ตรวจสอบพบความคล้ายกันของเนื้อหา 7.75 % โดยอาจารย์ที่ปรึกษารับรองว่าไม่ได้คัดลอกผลงานหรือข้อความที่มีสาระสำคัญจากผลงานของผู้อื่น พร้อมนี้ได้แนบผลการตรวจสอบคัดลอกผลงานฯ โดยใช้โปรแกรมตรวจสอบ (ใบ Originality Report ที่พิมพ์จากระบบโปรแกรม Turnitin หรือ อักขราริสุทธิ์ ที่พิมพ์เฉพาะหน้าแรกที่ปรากฏชื่อนักศึกษาและข้อมูล Similarity Index)

ลงชื่อ.....
นักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา
(.....นายเสริมศักดิ์ แสงเพ็ชร.....)
วันที่..12....เดือน....กันยายน.....พ.ศ. ....2565...

ลงชื่อ ..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(.....รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์....)
วันที่.....12....เดือน.....กันยายน.....พ.ศ. ...2565..

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Plagiarism Checking Report

Created on Oct 6, 2022 at 7:41:39 PM

Submission Information

ID	SUBMISSION DATE	SUBMITTED BY	ORGANIZATION	FILENAME	STATUS	SIMILARITY INDEX
2775750	Oct 6, 2022 at 14:39 PM	61601085@kmitl.ac.th	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง	เล่มสมบูรณ์.pdf		

Match Overview

NO.	TITLE	AUTHOR(S)	SOURCE	SI IN
1	http://fivedots.coe.psu.ac.th/~montri/Teaching/image/chap1.pdf	fivedots.coe.psu.ac.th	fivedots.coe.psu.ac.th_butch	
2	การประยุกต์ใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเพื่อคัดกรองภาวะตัวเหลืองในทารกแรกเกิด	อาสบาดีพย์, อภิชิต	วารสารพยาบาลสำรวจ	
3	ระบบการประมวลผลแบบสอบถามที่ไม่จำกัดรูปแบบอย่างอัตโนมัติ	ราเชฐ พรมกอง	มหาวิทยาลัยอีสเทิร์นเอเชีย	
4	การแปลงรูปภาพสีเทาให้เป็นรูปภาพสีโดยวิธีการแบ่งส่วน และการจัดกลุ่มข้อมูล	สวัชชัย ชื่นเมืองปักษ์, 2525-	มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์	
5	Effect of Health Educational Program for Stroke on Knowledge and Perceived of Hypertension Patients in Chiang Kwan Hospital	พลพิมพ์, พอใจ	วารสารวิจัยและพัฒนานวัตกรรมทางสุขภาพ	
6	The Study of Risk Factors Associated with Stroke in Hypertensive Patients, Chaiyaphuam Hospital	Samloa, Pornphattra	วารสารการพยาบาลและการดูแลสุขภาพ	
7	การตรวจรูปแบบการเสียของแผ่นบันทึกข้อมูลโดยใช้การประมวลผลภาพและโครงข่ายประสาทเทียม,Detection of media defect mode by using image processing and neural network	สิริศักดิ์ เลียงวงษ์สันต์	มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี	
8	การระบุตำแหน่งของหุ่นยนต์ตรวจสอบเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดใหญ่โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ,Indicator position of generator inspected robot (GIR) using image processing technique	ภานุพันธ์ ชวัญสุด, วิทรี ศรีบุนท์ลือ	มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ	
9	การรู้จำป้ายทะเบียนจากภาพอินฟราเรดใกล้	วิรามาศ จันทร์เจริญ	มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ	
10	การจำแนกกลุ่มภาพโรคผิวหนังโดยใช้ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนแบบหลากกลุ่ม	สหรัชย์ แป้นสุข	มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้