

การแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดคนั้นตาโดยใช้การทำเทรชโฮลด์ภาพ

RETINAL BLOOD VESSEL SEGMENTATION  
BASED ON IMAGE THRESHOLDING

สุพจน์ สุขโพธารมภ์  
SUPOT SOOKPOTHAROM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิตบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดคนัยน์ตาโดยใช้การทำเทรชโฮลด์ภาพ

RETINAL BLOOD VESSEL SEGMENTATION  
BASED ON IMAGE THRESHOLDING



สุพจน์ สุขโพธารมณ

SUPOT SOOKPOTHAROM

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน.....**74598**  
วัน,เดือน,ปี.....**- 8 ต.ค. 2550**

.b. 118.28389  
.i. ....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2550

**RETINAL BLOOD VESSEL SEGMENTATION  
BASED ON IMAGE THRESHOLDING**

**SUPOT SOOKPOTHAROM**

**A THESIS SUMMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
DOCTOR OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING  
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADDRABANG**

**2007**

**COPYRIGHT 2007**

**SCHOOL OF GRADUATE STUDIES**

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

บัณฑิตวิทยาลัย  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดนัยน์ตาโดยใช้การทำเทรสโฮลด์ภาพ  
Retinal Blood Vessel Segmentation Based on Image Thresholding  
นักศึกษา นายสุพจน์ สุขโพธารมณ  
รหัสประจำตัว 44610007  
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต  
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า  
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.สุรพันธุ์	เอื้อไพฑูลย์	
ผศ.ดร.สุพจน์	ตั้งจิตกุลศลมั่น	
ดร.สุธี	ผู้เจริญชนะชัย	
ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 19 เมษายน 2550 เวลา 9.00-11.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร 12 ชั้น ชั้น 4 (ห้อง E12-403)

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว  
  
(รศ.ดร.จารุวัตร เจริญสุข)  
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่.....16.....เดือน.....พฤษภาคม.....พ.ศ.....๒๕๕๐.....

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดนัยน์ตาโดยใช้การทำเทรส โอลด์ภาพ
นักศึกษา	นายสุพจน์ สุขโพธารมณ
รหัสนักศึกษา	44610007
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ.	2550
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร. มนต์ สัจวรศิลป์

### บทคัดย่อ

การแยกแยะแบบอัตโนมัติในกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา สามารถช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับตา ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอเทคนิคใหม่ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา โดยอัลกอริทึมที่ได้นำเสนอมีส่วนประกอบ 4 ส่วนคือ Matched Filter, Discrete Curve Evolution (DCE), Fuzzy C-Means (FCM) และ Length Filter โดยวิธี FCM มีการทำงานแบบวนรอบซึ่งทำให้เสียเวลาค่อนข้างมากในการทำงาน ดังนั้นเพื่อรับมือกับปัญหานี้ เราได้เสนอวิธี DCE ซึ่งได้นำมาประยุกต์ในงานวิจัยเพื่อหาค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดที่เหมาะสม โดยจะใช้เป็นค่าเริ่มต้นให้กับวิธี FCM เพื่อช่วยลดเวลาในการประมวลผลให้น้อยลง ส่วนผลลัพธ์ของภาพจากการแยกแยะกลุ่มข้อมูลของเส้นเลือดได้เปรียบเทียบกับภาพเส้นเลือดที่วาดโดยแพทย์ ในเทอมความไว (Sensitivity) และเทอมของความแม่นยำของตำแหน่งส่วนประกอบฉากหลัง (Specificity) สุดท้ายนี้ผลวิจัยน่าจะเป็นประโยชน์ที่จะนำไปประยุกต์กับทางการแพทย์ เช่น การวัดเส้นผ่าศูนย์กลางของเส้นเลือด เพื่อการป้องกันของเส้นเลือด เป็นต้น

<b>Thesis Title</b>	Retinal Blood Vessel Segmentation Based on Image Thresholding
<b>Student</b>	Mr. Supot Sookpotharom
<b>Student ID.</b>	44610007
<b>Degree</b>	Doctor of Engineering
<b>Program</b>	Electrical Engineering
<b>Year</b>	2007
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc.Prof. Dr. Manas Sangworasil

### **ABSTRACT**

The automatic segmentation of blood vessels in the retinal images can help physicians for the purposes of diagnosing ocular diseases, patient screening, and clinical study. This research presents a new method to extract retinal blood vessels from a retinal image. The proposed algorithm is composed of four steps: matched filter, discrete curve evolution (DCE), fuzzy c-means (FCM), and length filter. Fuzzy c-means algorithm is an iterative operation, it is very time consuming which makes the algorithm impractical used in image segmentation. To cope with this problem, the discrete curve evolution technique is applied to find the actual cluster center in order to refine the initial value of the fuzzy c-means algorithm for the convergence time. The segmentation results are compared with clinically generated ground truth and evaluated in term of sensitivity and specificity. Finally, the results are encouraging and will be used for further application such as blood vessel diameter measurement.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ และคณะกรรมการสอบหัวข้อและโครงร่างวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนข้อชี้แนะ จนในที่สุดทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้

ขอขอบคุณ รศ.ดร.ทิพรัตน์ วงษ์เจริญ ที่ให้คำปรึกษาและชี้แนะมุมมองที่ดีในการทำวิจัยให้แก่ข้าพเจ้า

สุดท้ายต้องขอขอบคุณภรรยาของข้าพเจ้า คุณพีระกัญญา สุขโพธารมณีย์ ที่เป็นเสมือนคู่มือและกำลังใจที่ดีตลอดมา

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

สุพจน์ สุขโพธารมณีย์

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	II
กิตติกรรมประกาศ .....	III
สารบัญ .....	IV
สารบัญตาราง .....	VII
สารบัญรูป .....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	1
1.3 สมมุติฐานในการทำวิจัย.....	2
1.4 แนวคิดที่ใช้ในการทำวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	2
1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 จอประสาทตา.....	4
2.1 บทนำ.....	4
2.2 ส่วนต่างๆของดวงตา.....	4
2.2.1 เปลือกตา.....	5
2.2.2 ต่อมน้ำตา และท่อระบายน้ำตา.....	5
2.2.3 เยื่อตา (Conjunctive).....	5
2.2.4 ตาขาว (Sclera).....	6
2.2.5 กระจกตา (Cornea).....	6
2.2.6 ม่านตา (Iris).....	6
2.2.7 เลนส์แก้วตา หรือเลนส์ (Lens).....	6
2.2.8 น้ำวุ้นลูกตา (Vitreous).....	6
2.2.9 จอประสาทตา (Retina).....	7
2.2.10 คอโรยด์ (Choroid).....	7
2.2.11 เส้นประสาทตา (Optic nerve).....	7

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3 จอประสาทตา.....	7
2.4 โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา.....	8
2.5 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	9
2.6 สรุป.....	10
บทที่ 3 การแยกแยะข้อมูล โดยการทำเทรสโฮลด์ภาพ.....	11
3.1 บทนำ.....	11
3.2 หลักการของภาพสี.....	11
3.3 การปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter.....	14
3.4 การแยกแยะข้อมูลภาพด้วยวิธีการตัดเทรสโฮลด์.....	15
3.5 สรุป.....	17
บทที่ 4 ทฤษฎีของฟัซซี่.....	18
4.1 บทนำ.....	18
4.2 จากทฤษฎีของเซตมาสู่ฟัซซี่เซต.....	18
4.3 นิยามของฟัซซี่เซต.....	20
4.4 ตัวแปรฟัซซี่ (Fuzzy Variable), และเทอมเซต (Term set).....	21
4.5 การแทนข้อมูลในระบบฟัซซี่เซต.....	21
4.6 ฟัซซี่สมาชิกภาพ (Membership function).....	23
4.7 ฟัซซี่ซีมีน (Fuzzy C-Means).....	23
4.7.1 นิยามของ Fuzzy C-Partitions แบบกำหนดค่าเริ่มต้นจาก ค่าสมาชิกภาพ.....	24
4.7.2 อัลกอริทึมของฟัซซี่ซีมีน (FCM).....	25
4.8 สรุป.....	26
บทที่ 5 การเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง.....	27
5.1 บทนำ.....	27
5.2 ฮิสโตแกรมของภาพดิจิทัล.....	27
5.3 หลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง.....	29
5.3.1 การหาค่าความโค้งงอ.....	29

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.3.2 อัลกอริทึมของหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง.....	30
5.3.3 อัลกอริทึมสำหรับการหาจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูลจากฮิสโตแกรม.....	31
5.4 สรุป.....	32
บทที่ 6 การแยกแยะข้อมูลภาพโดยวิธีฟัซซี่มีน.....	33
6.1 บทนำ.....	33
6.2 วิธีฟัซซี่มีนแบบกำหนดค่าเริ่มต้นด้วยจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูล.....	34
6.3 การทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีฟัซซี่มีน.....	35
6.4 สรุป.....	38
บทที่ 7 การทดลองและผลการทดลอง.....	39
7.1 บทนำ.....	39
7.2 ขอบเขตการทดลอง.....	39
7.3 การเปรียบเทียบคุณภาพในการทำเทรสโฮลด์ภาพ โดยอาศัยวิธีฟัซซี่มีนทั้ง 2 แบบ.....	39
7.4 การเปรียบเทียบเวลาในการทำเทรสโฮลด์ภาพ โดยอาศัยวิธีฟัซซี่มีนทั้ง 2 แบบ.....	45
7.5 การเปรียบเทียบความถูกต้องของตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธี การทำเทรสโฮลด์ภาพ.....	46
7.6 สรุป.....	52
บทที่ 8 สรุปผลและแนวทางการพัฒนา.....	53
8.1 สรุปผลการทดลอง.....	53
8.2 แนวทางการพัฒนา.....	53
เอกสารอ้างอิง.....	55
ภาคผนวก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	57
ประวัติผู้เขียน.....	59

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
7.1 การเปรียบเทียบเวลาในการแยกแยะเส้นเลือดระหว่างขบวนการ FCM_U กับ FCM_V .....	45
7.2 แสดงประสิทธิภาพของการแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาจากวิธีที่นำเสนอ .....	52
7.3 แสดงประสิทธิภาพของการแยกแยะเส้นเลือดโดยการทำเทรส โซลด์ภาพ .....	52

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	แสดงส่วนประกอบต่างๆ ภายในลูกตา ..... 5
2.2	แสดงตำแหน่งของเส้นเลือดจอประสาทตา ..... 8
2.3	แสดงภาพจอรับภาพคนปกติและคนที่ เป็นโรคเบาหวาน ..... 9
3.1	ภาพถ่ายจอประสาทตา ..... 12
3.2	ธรรมชาติของภาพ ..... 13
3.3	ภาพจอประสาทตาในแต่ละแขนง ..... 14
3.4	ภาพจอประสาทตาหลังผ่านวิธีทำให้เส้นเลือดชัดเจน ..... 15
3.5	ฮิสโตแกรมของค่าระดับสีเทา ..... 16
4.1	การแยกแยะเขตของรถทั้งหมดใน Berkeley ..... 19
4.2	สมาชิกภาพของรถ US และ Non-US ..... 20
4.3	ค่าสมาชิกภาพของเขต A ในกรณีที่เป็นเขตธรรมดา ..... 21
4.4	ค่าสมาชิกภาพของเขต A ในกรณีที่เป็นฟิชซีเขต ..... 22
4.5	กราฟฟังก์ชันสมาชิกภาพของตัวแปร “ความสูง” ที่ประกอบด้วย 3 เทอมเขต ..... 23
4.6	การกำหนดข้อมูลให้อยู่ในกลุ่มข้อมูลแต่ละกลุ่ม ..... 24
5.1	ภาพจอประสาทตาที่มีความละเอียด 256 ระดับ ..... 28
5.2	ฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตาของรูปที่ 5.1 ..... 29
5.3	แสดงจุดของมุมยอดภายในของรูปสามเหลี่ยม ..... 30
5.4	แสดงการเปลี่ยนแปลงรูปเหลี่ยมของรูปปลาในแต่ละช่วงการวนรอบการทำงาน ..... 30
5.5	แสดงการพิจารณาการหาจุดตัด ..... 32
6.1	ขบวนการทำเทรสโฮลด์ภาพจอประสาทตาเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ..... 35
6.2	ภาพจอประสาทตาหลังผ่านการปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter ..... 36
6.3	ขบวนการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องของฮิสโตแกรมเพื่อหาค่า $v$ ..... 37
6.4	ผลการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพ ซึ่งยังปรากฏกลุ่มของเนื้อเยื่อจอประสาทตาปะปนอยู่ ..... 38
6.5	ผลการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา ..... 38
7.1	การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 1) ด้วยวิธี FCM_U และ FCM_V ..... 40

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
7.2	การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 2) ด้วยวิธี FCM_U และ FCM_V ..... 41
7.3	การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 3) ด้วยวิธี FCM_U และ FCM_V ..... 42
7.4	การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 4) ด้วยวิธี FCM_U และ FCM_V ..... 43
7.5	การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 5) ด้วยวิธี FCM_U และ FCM_V ..... 44
7.6	แสดงตัวอย่างภาพเส้นเลือดจอประสาทตาซึ่งวาดโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ..... 46
7.7	แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 1) ..... 47
7.8	แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 2) ..... 48
7.9	แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 3) ..... 49
7.10	แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 4) ..... 50
7.11	แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 5) ..... 51

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ดวงตาเป็นอวัยวะหนึ่งที่มีความสำคัญกับการดำรงชีวิตอย่างมีคุณภาพ โดยมีหน้าที่หลักในการมองเห็น ซึ่งปัญหาที่พบบ่อยๆ คือ ดวงตาของผู้ป่วยสามารถมองเห็นได้เหมือนคนปกติหรือไม่ ดังนั้นอาการบางอย่างที่เกี่ยวกับตา อาทิเช่น อาการของโรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาเป็นอาการที่ทำให้ผู้ป่วยมารับการตรวจทางด้านจักษุวิทยาเป็นจำนวนมาก โดยจักษุแพทย์จะต้องตรวจวัดสายตาเพื่อที่จะประเมินการมองเห็นของผู้ป่วย

การที่เราจะมองเห็นได้ จะเริ่มจากมีแสงจากวัตถุผ่านเข้ามาที่ตาที่ละชั้น โดยผ่านกระจกตา คำช่วงหน้าลูกตา เลนส์ตาช่วงหลังลูกตา น้ำวุ้นลูกตา จอประสาทตา และเส้นประสาทตา แล้วไปรับรู้และแปลภาพที่สมอง [1] ดังนั้นถ้ามีส่วนใดผิดปกติก็จะทำให้การรับภาพไม่ชัดเจน เป็นต้น

เราสามารถที่จะหาสาเหตุของผู้ป่วยได้อย่างง่ายๆ เช่น การวัดสายตา ถ้าในการวัดสายตาไม่ดีให้สงสัยว่าเกิดจากสายตาผิดปกติ คือ สายตาสั้น สายตายาว หรือสายตาเอียง แต่ถ้าไม่ดีขึ้นอาจเกิดจากทางผ่านแสงขุ่นหรือประสาทตาผิดปกติ ซึ่งอาจจะต้องส่องด้วยกล้องเพื่อดูรายละเอียดต่างๆ ภายในลูกตา ดังนั้นการรักษาจำเป็นต้องอาศัยวิธีการผ่าตัดเข้ามาช่วย เพื่อให้ผู้ป่วยกลับมามองเห็นได้อย่างปกติ โดยการผ่าตัดผู้ป่วยเพื่อรักษาอาการหรือวิเคราะห์โรคที่เกี่ยวกับจอประสาทตา เช่น โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา (Diabetic retinopathy) มีสิ่งหนึ่งที่จักษุแพทย์ผู้ทำการผ่าตัดจะต้องระมัดระวังเป็นอย่างมาก คือ กลุ่มของเส้นเลือดต่างๆ ภายในจอประสาทตา ดังนั้นการที่จักษุแพทย์ทราบตำแหน่งต่างๆ ของกลุ่มเส้นเลือดภายในจอประสาทตาก่อน ก็จะช่วยทำให้วิเคราะห์โรคหรือรักษาได้ง่ายขึ้น โดยจะส่งผลดีแก่ผู้ป่วยเพื่อจะสามารถกลับมามองเห็นได้เหมือนเดิม

### 1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

1. เพื่อให้ทราบความเหมาะสมของการใช้วิธีฟัซซี่ซีมีน (Fuzzy C-Means : FCM) สำหรับการทำเทรชโฮลด์ภาพ (Image thresholding) เพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา
2. เพื่อที่พัฒนากระบวนการของวิธีฟัซซี่ซีมีนให้ใช้เวลาในการประมวลผลให้น้อยลงเมื่อเปรียบเทียบกับกระบวนการของวิธีฟัซซี่ซีมีนแบบเดิมที่ใช้การกำหนดค่าสมาชิกภาพของข้อมูล (Membership value :  $u$ ) เป็นค่าเริ่มต้นในขณะที่ยังให้คุณภาพของการแยกแยะที่เหมือนเดิม

### 1.3 สมมติฐานในการทำวิจัย

เนื่องจากการแยกแยะกลุ่มข้อมูลภาพ โดยวิธีฟัซซี่ซีมีนแบบเดิมจะมีการกำหนดค่าสมาชิกภาพของข้อมูล ( $u$ ) เป็นค่าเริ่มต้น โดยค่าดังกล่าวนี้จะเป็นค่าที่มีการกำหนดขึ้นมาจากค่าที่ ซึ่งค่า  $u$  จะเป็นสาเหตุที่ทำให้กระบวนการของวิธีฟัซซี่ซีมีนแบบเดิมนั้นใช้เวลาในการประมวลผลนานขึ้น เพราะว่าเมื่อนำค่า  $u$  นี้ไปคำนวณหาค่าเริ่มต้นของจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล (Cluster center :  $v$ ) ซึ่งจะทำให้ได้ค่าที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นจึงทำให้กระบวนการดังกล่าวต้องเสียเวลานานในการหาค่า  $v$  ที่เหมาะสมกับข้อมูล จากสมมติฐานถ้าเราสามารถหาวิธีการกำหนดค่าเริ่มต้นของจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล ( $v$ ) ที่เหมาะสมได้ก็จะทำให้ลดเวลาในการประมวลผลของวิธีฟัซซี่ซีมีนสำหรับการทำเทสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา

### 1.4 แนวคิดที่ใช้ในการทำวิจัย

ในงานวิจัยนี้จึงเสนอวิธีการทำเทสโฮลด์ภาพจอประสาทตาเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยอาศัยวิธีฟัซซี่ซีมีน [2] ซึ่งใช้หลักการวัดระยะทางที่สั้นที่สุดที่ยอมรับได้ระหว่างข้อมูล ( $x$ ) กับจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล ( $v$ ) ในแต่ละกลุ่ม เป็นตัวกำหนดว่าข้อมูลจะอยู่ในกลุ่มใด จากหลักการแยกแยะโดยวิธีฟัซซี่ซีมีนที่ใช้การกำหนดค่าสมาชิกภาพ ( $u$ ) ซึ่งมีค่าคงที่มาเป็นค่าเริ่มต้น เมื่อนำค่าไปคำนวณหาค่า  $v$  เริ่มต้นก็จะได้ค่าที่ไม่เหมาะสม ซึ่งเมื่อนำไปคำนวณค่าระยะทางที่สั้นที่สุด ( $d$ ) ระหว่างข้อมูลกับจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลจะทำให้ได้ค่าของ  $d$  ที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นต้องใช้เวลาในการคำนวณนานกว่าที่จะได้ค่า  $d$  ที่เหมาะสม จึงเป็นเหตุให้กระบวนการทำเทสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาเสียเวลานานในการกำหนดข้อมูลควรจะอยู่ในกลุ่มใด

แนวความคิดของการทำวิจัยในครั้งนี้ก็คือ การหาค่า  $v$  เริ่มต้นที่เหมาะสม ก็จะทำให้กระบวนการทำเทสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดใช้เวลาน้อยลง ด้วยเหตุนี้ในงานวิจัยนี้จึงได้เสนอหลักการใหม่ในการกำหนดค่าเริ่มต้นจากค่า  $u$  มาเป็นค่า  $v$  ที่ได้จากการพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตา ดังนั้นการพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Curve Evolution : DCE) [3] มาช่วยในการพิจารณารูปร่างเพื่อหาค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล

### 1.5 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

ขอบเขตของงานวิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเสนอหลักการทำเทสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาโดยอาศัยวิธีฟัซซี่ซีมีน แบบกำหนดจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลที่ได้จากการพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตาโดยอาศัยวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องเป็นค่าเริ่มต้น โดยเปรียบเทียบกับวิธีฟัซซี่ซีมีนแบบเดิม ซึ่งภาพจอประสาทตาที่ใช้ทำ

เทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะเส้นเลือดนั้นจะใช้ภาพที่มีข้อมูลทั้งหมด 4 กลุ่ม คือ ฉากหลัง, เนื้อเยื่อจอประสาทตา, เส้นเลือดฝอย และเส้นเลือดใหญ่

## 1.6 โครงร่างของวิทยานิพนธ์

**บทที่ 1** กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ตลอดจนวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ รวมทั้งสมมติฐานที่ใช้และขอบเขตของงานวิจัย

**บทที่ 2** เป็นการกล่าวถึงจอประสาทตา และ โรคมะเร็งจอประสาทตา ร่วมทั้งงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา

**บทที่ 3** กล่าวถึงการทำเทรสโฮลด์ภาพจอประสาทตาเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ

**บทที่ 4** เป็นกล่าวถึงทฤษฎีของฟัซซี่ (Fuzzy) โดยจะกล่าวถึงนิยามของฟัซซี่เซต (Fuzzy set) และฟังก์ชันของสมาชิกภาพ เพื่อเป็นพื้นฐานในการพิจารณาแยกแยะกลุ่มข้อมูลด้วยวิธีฟัซซี่ซิมินต่อไป

**บทที่ 5** กล่าวถึงการพิจารณารูปร่างฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตาโดยอาศัยวิธีวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องเพื่อหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลเป็นค่าเริ่มต้นให้วิธีฟัซซี่ซิมิน

**บทที่ 6** เป็นการกล่าวถึงขั้นตอนการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีฟัซซี่ซิมิน โดยมีการหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลต่างๆ จากภาพจอประสาทตาจากกระบวนการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง เพื่อเป็นค่าเริ่มต้นให้กับวิธีฟัซซี่ซิมินต่อไป

**บทที่ 7** เป็นการทดลองเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาทั้ง 4 วิธี

**บทที่ 8** บทสุดท้ายจะเป็นการสรุปผลที่ได้จากการทดลอง รวมทั้งแนวทางเพื่อให้ผู้สนใจได้พัฒนาต่อไป

## บทที่ 2

# จอประสาทตา

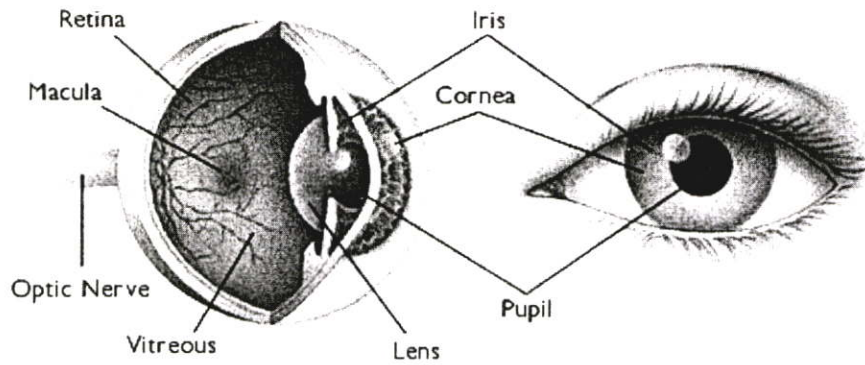
### 2.1 บทนำ

การที่เรามองเห็นได้ดีและชัดเจนนั้น ภาพที่เรามองจะต้องสามารถเดินทางผ่าน เข้าไปในลูกตา โดยผ่านส่วนประกอบต่างๆ ของตา คือ กระจกตา (Cornea) และเลนส์ตา (Lens) ไปตกที่จอประสาทตา (Retina) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีลักษณะบางใส ที่ประกอบด้วยใยประสาทและเซลล์ที่มีความไวต่อแสง บุคลุมผนังส่วนหลังด้านในลูกตา จอประสาทตาทำหน้าที่เหมือนฟิล์มในกล้องถ่ายรูป เมื่อแสงผ่านเข้าสู่ตาและโฟกัสที่จอประสาทตา เซลล์ที่ไวต่อแสงจะทำหน้าที่รับภาพและแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า ส่งต่อเข้าสู่เส้นประสาทตาและสมอง เพื่อแปลภาพที่เห็นตามลำดับ เมื่อจอประสาทตามีปัญหา เซลล์ที่ไวต่อแสงจะเริ่มเสื่อมสมรรถภาพจนไม่สามารถส่งภาพเข้าสู่เส้นประสาทตาและสมองได้ ดวงตาจึงเริ่มมีปัญหาในการรับภาพ หากมิได้รับการรักษาโดยเร็วตาจะค่อยๆ บอดลงในที่สุด

โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา (Diabetic retinopathy) ซึ่งเกิดจากเส้นเลือดที่โป่งพอง (Microaneurysms) ในจอประสาทตา เป็นสาเหตุของการตาบอดในผู้ป่วยโรคเบาหวาน เนื่องจากผู้ป่วยเบาหวานจำนวนมาก ซึ่งมีความผิดปกติเกิดขึ้นที่ตา โดยผู้ป่วยไม่รู้สึกรู้สีกตัว จะรู้สึกตัวอีกครั้ง ก็เมื่อสายตาพร่ามัวหรือใกล้ตาบอดแล้ว ดังนั้นการ ไปตรวจเช็คจอประสาทตาแต่เบื้องต้นอย่างสม่ำเสมอ จึงเป็นสิ่งสำคัญ เพราะสามารถลดการสูญเสียดวงตาได้ถึง 50 % และยังสามารถลดค่าใช้จ่ายทางการแพทย์ได้อีกด้วย [4] อย่างไรก็ตาม ปัจจุบันการวิเคราะห์ภาพถ่ายจอประสาทตาในคนที่ เป็นโรคเบาหวาน จะใช้ผู้เชี่ยวชาญในการดูภาพ ดังนั้นในงานวิจัยนี้ ได้นำเสนอวิธีการทำเรสโลลด์ภาพจอประสาทตาในการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพ เพื่อช่วยในการวินิจฉัยโดยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น

### 2.2 ส่วนต่างๆ ของดวงตา

ตาเป็นอวัยวะที่สำคัญที่สุดในการรับรู้สิ่งต่างๆ ที่อยู่รอบตัวเรา หากมีอะไรเกิดขึ้นอันทำให้สูญเสียการมองเห็น ก็จะส่งผลกระทบต่อการดำรงชีวิตของเราเป็นอย่างมากในทุกๆ ด้าน ดังนั้นการที่เรามองเห็นได้นั้น ภาพที่เรามองจะเดินทางเข้าสู่ลูกตา โดยผ่านส่วนประกอบต่างๆ ภายในลูกตาหลายส่วน ดังแสดงในรูปแบบที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงส่วนประกอบต่างๆ ภายในลูกตา

### 2.2.1 เปลือกตา

เปลือกตาทำหน้าที่เปิดปิดตา เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดกับลูกตา การกระพริบตา ช่วยทำให้น้ำตากระจายไปทั่วๆ ช่วยปกป้องเยื่อตาและกระจกตาไม่ให้แห้ง และช่วยลดการระคายเคือง โดยที่เปลือกตามีขนตา นอกจากทำให้เกิดความสวยงามแล้วยังทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้สิ่งแปลกปลอมเข้าตา ขนตาไวต่อการกระตุ้นมาก เมื่อมีสิ่งกระตุ้นที่บริเวณขนตา ตาจะกระพริบทันที

### 2.2.2 ต่อมน้ำตา และท่อระบายน้ำตา

น้ำตาของคนเราสร้างจากต่อมน้ำตา ซึ่งอยู่บริเวณหางตาของเปลือกตาบน และกระจายอยู่ทั่วๆ ไปตามเยื่อตา หลังจากเคลือบและหล่อลื่นส่วนด้านหน้าของตาแล้ว จะไหลมาที่บริเวณหัวตา ซึ่งมีรูเปิดเล็กๆ ของท่อน้ำตา 2 แห่ง คือ ที่ขอบเปลือกตาบนและล่างแล้วไหลเข้าสู่ถุงน้ำตา ซึ่งอยู่ใต้ผิวหนังด้านข้างคั้งจมูก จากถุงน้ำตาจะมีท่อต่อไปลงจมูก ดังนั้นเมื่อน้ำตาไหลมาก เช่นเวลาร้องไห้จะทำให้มีน้ำมูกไหลด้วย

### 2.2.3 เยื่อตา (Conjunctive)

เยื่อตาเป็นส่วนที่เห็นเป็นสีขาว อยู่โดยรอบตาดำ ลักษณะเป็นเนื้อเยื่อบางๆ มีเส้นเลือดเล็กๆ กระจายอยู่ทั่วไป เยื่อตาปกคลุมอยู่บนตาขาวบริเวณส่วนหน้าของลูกตา และวกออกมาที่เปลือกตาด้านในทั้งเปลือกตาบนและล่าง ทำให้ส่วนหน้าและส่วนหลังของลูกตาด้านนอกไม่มีช่องติดต่อกัน เมื่อใส่เลนส์สัมผัส หรือใส่ตาปลอมจึงไม่ต้องกลัวว่าจะเลือนหายเข้าไปด้านหลังลูกตา เยื่อตาทำหน้าที่ผลิตทั้งเมือกออกมามากมวนส่วนหน้าของลูกตาช่วยในการหล่อลื่น เมื่อมีการอักเสบของเยื่อตา เส้นเลือดนี้กระจายอยู่ทั่วไปจะขยายตัวใหญ่ขึ้น ทำให้เยื่อตาเป็นสีแดง จึงเรียกว่าโรคตาแดง

### 2.2.4 ตาขาว (Sclera)

ตาขาวคือส่วนที่เป็นเปลือกหรือผนังหุ้มลูกตา โดยลูกตาทั้งลูกประกอบด้วยส่วนของตาขาว ยกเว้นส่วนหน้าที่เป็นกระจกตาตำแหน่งนั้น ตาขาวหรือผนังลูกตามีสีขาวยืดหยุ่นได้เล็กน้อย ทางด้านหน้าจะมีเยื่อตาบางๆ สีขาวใสคลุมทับอีกชั้นหนึ่ง บางครั้งคำว่าตาขาวจึงหมายความรวมไปถึงชั้นเยื่อตาด้วย ทางด้านหลังของตาขาวจะมีเส้นประสาทยื่นออกไปเพื่อเข้าไปในสมอง

### 2.2.5 กระจกตา (Cornea)

กระจกตามีลักษณะกลม โค้งนูน อยู่ด้านหน้าตรงกลางตา รูปร่างและขนาดของกระจกตาคล้ายกับหน้าปัดนาฬิกาข้อมือขนาดเล็ก กระจกตาเป็นส่วนที่ใส ไม่มีสี แต่ที่เห็นเป็นสีต่างๆ เช่นสีดำในคนไทย สีฟ้า สีเขียวในคนต่างชาตินั้นเป็นสีของม่านตาซึ่งอยู่ด้านหลังเข้าไป

### 2.2.6 ม่านตา (Iris)

ม่านตาคือส่วนที่เห็นเป็นสีดวงตา ประกอบด้วยเม็ดสีจำนวนมากมีหลายสีตามเชื้อชาติ เช่น สีดำ สีน้ำตาล สีฟ้า สีเขียว เป็นต้น ม่านตาอยู่ด้านหลังจากกระจกตาเข้าไป ลักษณะเป็นวงกลมขนาดเท่ากับกระจกตาตรงกลางม่านตาเป็นรู เรียกว่า รูม่านตา (Pupil) ซึ่งมีหน้าที่ปรับแสงให้เข้าตาได้มากน้อยตามต้องการ เมื่อได้รับแสงจะหดเล็กลง และขยายใหญ่ขึ้นเมื่ออยู่ในที่มืด

### 2.2.7 เลนส์แก้วตา หรือเลนส์ (Lens)

เลนส์แก้วตาอยู่ด้านหลังม่านตาและรูม่านตา ลักษณะเหมือนเลนส์นูน กลมใส มีเยื่อบางๆ เป็นเปลือกหุ้มโดยรอบ และถูกยึดให้อยู่กับที่ได้ โดยเส้นใยเล็กๆ รอบเลนส์ เลนส์แก้วตาทำหน้าที่เหมือนกับกระจกตา คือให้แสงผ่านเข้าไปภายในลูกตา และหักเหแสงแบบเลนส์นูนให้ไปตกลงพอดีที่จอประสาทตา ถ้าเลนส์แก้วตาขุ่นเป็นฝ้า เรียกว่า ต้อกระจก ทำให้มีอาการตามัว ต้องรักษาโดยการผ่าตัดเอาเลนส์แก้วตาออก และใส่เลนส์แก้วตาเทียมลงไป

### 2.2.8 น้ำวุ้นลูกตา (Vitreous)

น้ำวุ้นลูกตามีลักษณะเป็นน้ำวุ้นเหนียวๆ ใส ทำให้ลูกตาคงรูปเป็นทรงกลมอยู่ได้ โดยอยู่ในช่องส่วนหลังลูกตา ด้านหลังเลนส์แก้วตา และอยู่ด้านหน้าของจอประสาทตา ถ้ามีการเสื่อมของน้ำวุ้นลูกตา ซึ่งพบได้บ่อยในคนสูงอายุ จะมีอาการเห็นจุดดำๆ เคลื่อนที่ได้ลอยไปมาในตา จุดดำเหล่านี้จะเห็นเป็นลักษณะต่างๆ เช่น เห็นเป็นใยแมงมุมเป็นเส้น เห็นเหมือนตัวแมลงหรือยุง เป็นต้น

### 2.2.9 จอประสาทตา ( Retina )

จอประสาทตาจะอยู่ด้านหลังของลูกตา เป็นเยื่อบางๆ ค่อนข้างใส อยู่ด้านในผนังลูกตา จอประสาทตาทำหน้าที่เป็นเหมือนจอร์ับภาพ แสงที่ผ่านจากด้านหน้าของลูกตาเพื่อรับภาพแล้วส่งภาพไปตามเส้นประสาทตาเข้าสู่สมองเพื่อให้สมองรับรู้และแปลภาพต่อไป โดยจอประสาทตานับส่วนที่มีความสำคัญมากของลูกตา ถ้ามีโรคเกิดขึ้นที่จอประสาทตา ก็เป็นการยากที่จะรักษาให้กลับมาดีเหมือนเดิมได้ โรคที่เกิดขึ้นที่จอประสาทตา เช่น โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา เป็นต้น

### 2.2.10 คอโรยด์ ( Choroid )

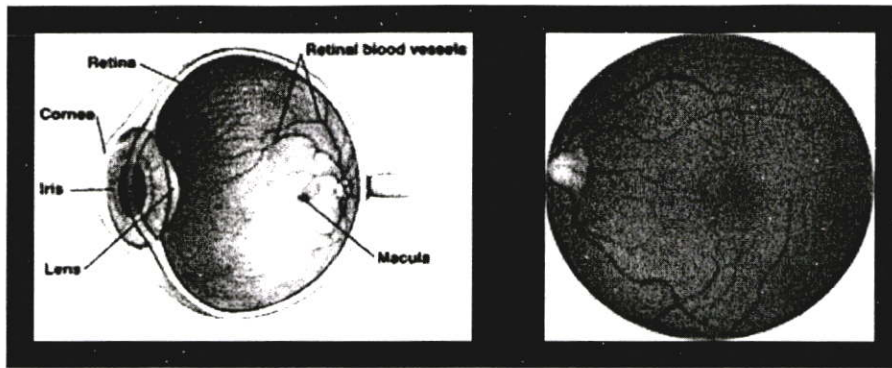
คอโรยด์เป็นชั้นที่แทรกอยู่ระหว่างจอประสาทผนังลูกตา ด้านหลังจะประกอบด้วยเส้นเลือดจำนวนมาก เพื่อหล่อเลี้ยงจอประสาทตา โรคของคอโรยด์ที่พบได้ เช่น คอโรยด์หลุดออกจนคอโรยด์อักเสบ เป็นต้น

### 2.2.11 เส้นประสาทตา ( Optic nerve)

เส้นประสาทตาอยู่ด้านหลังของลูกตา ยื่นยาวออกหาลูกตาเข้าไปสู่สมอง เส้นประสาทตาประกอบด้วยเซลล์ประสาทจากจอประสาทตามารวมตัวกันเป็นเส้นยาว ทำหน้าที่นำภาพที่เกิดที่จอประสาทตาเข้าสู่สมอง แต่ถ้าวัดเกิดอุบัติเหตุ เส้นประสาทตาได้รับการกระทบกระเทือน จนทำให้เส้นประสาทฝ่อ ซึ่งไม่สามารถรักษาให้หายได้ เพราะเส้นประสาทตานี้เป็นส่วนหนึ่งของเนื้อสมอง เมื่อเสียไปแล้วไม่กลับคืนมาดีเหมือนเดิมได้

## 2.3 จอประสาทตา

จอประสาทตาเป็นเนื้อเยื่อชั้นบางๆ ของเซลล์รับภาพที่อยู่ด้านหลังของลูกตา การที่เราจะสามารถมองเห็นภาพได้ชัดเจน จำเป็นต้องมีจอประสาทตาที่ปกติ ถ้าหากเปรียบลูกตากับกล้องถ่ายรูป จอประสาทตาจะเปรียบได้กับฟิล์มของกล้อง ซึ่งถ้าฟิล์มเกิดความเสียหาย ภาพที่ถ่ายก็จะมีคุณภาพไม่ดี เช่นเดียวกับที่มีโรคของจอประสาท การมองเห็นก็จะไม่ชัดเจน จุดสำคัญของจอประสาทตา คือเส้นเลือดของจอประสาทตา (Retina blood vessel) ซึ่งอยู่ระหว่างจอประสาทผนังลูกตาด้านหลัง เพื่อหล่อเลี้ยงจอประสาทตา ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 แสดงตำแหน่งของเส้นเลือดจอประสาทตา

ดังนั้นการที่เราสามารถหลีกเลี่ยงหรือค้นหาโรคที่จะเกิดขึ้นที่จอประสาทตา เช่น โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา ได้ตั้งแต่เริ่มแรกโดยการไปพบจักษุแพทย์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเพื่อตรวจค้นหาด้วยกล้องถ่ายภาพ ก็สามารถรักษาจอประสาทตาของเราให้ใช้งานได้นานต่อไปได้

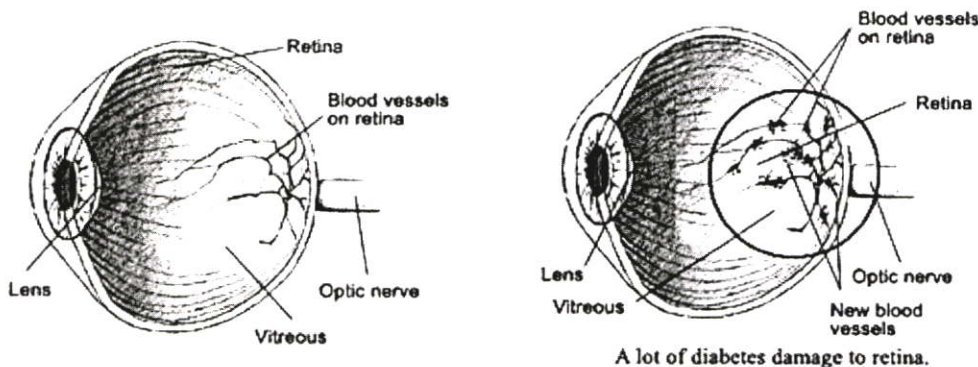
## 2.4 โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา

เบาหวานเป็นภาวะที่เกิดจากความบกพร่องของร่างกายในการเผาผลาญ และสะสมน้ำตาล เมื่อระดับน้ำตาลในเลือดสูงขึ้น จะทำให้ผู้ป่วยกระหายน้ำบ่อย ปัสสาวะมาก และในระยะยาวจะมีการเปลี่ยนแปลงของหลอดเลือดต่างๆ ทั่วร่างกาย โดยผู้ป่วยที่เป็นเบาหวานจะมีผลทำให้เกิดความผิดปกติของสายตา ซึ่งสัมพันธ์กับระดับน้ำตาลในเลือดที่สูงๆ ต่ำๆ ไม่คงที่ ทำให้ดัชนีหักเหของแสงเปลี่ยนแปลงไป จะเกิดภาวะสายตาสั้นชั่วคราว ดังนั้นถ้าผู้ป่วยเบาหวานพบว่าสายตามัวลง จะต้องลดระดับน้ำตาลในเลือด เพราะจะช่วยทำให้โรคจอประสาทตาเสื่อมจากเบาหวานได้ช้าลง

โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตา (Diabetic retinopathy) เป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้ตาบอดได้ [5] หากรักษาไม่ถูกต้องหรือรักษาช้าเกินไป ผู้ป่วยเบาหวานมีโอกาสดาบอดได้มากกว่าคนปกติ 25 เท่า ความรุนแรงที่ทำให้สูญเสียสายตาขึ้นอยู่กับระยะเวลาที่เป็นเบาหวาน และชนิดของเบาหวาน ผู้ป่วยที่ต้องใช้ยาฉีดอินซูลินเพื่อควบคุมระดับน้ำตาล จะมีความรุนแรงของเบาหวานที่ขึ้นจอประสาทตา มากกว่าผู้ป่วยเบาหวานชนิดอื่น ถ้าเป็นเบาหวานมานานกว่า 10 ปีขึ้นไปประมาณร้อยละ 70 ของผู้ป่วย จะพบว่ามีเบาหวานขึ้นจอประสาทตาได้ ถ้าเป็นมานานถึง 30 ปีจะตรวจพบว่ามีเบาหวานขึ้นจอประสาทตาถึง 90% ซึ่ง 30% ของผู้ป่วยจะสูญเสียการมองเห็นจนถึงขั้นตาบอดได้

ผู้ป่วยเบาหวานจะมีเลือดหนืดกว่าคนทั่วไป และเกล็ดเลือดซึ่งรวมตัวกันเป็นกลุ่มจะเกาะกันเหนียวแน่นมากกว่าคนปกติ มีผลกระทบต่อกรไหลเวียนในเส้นเลือดขนาดเล็ก และเส้นเลือดฝอยทำให้เกิดการอุดตันขึ้นได้ ดังนั้นเมื่อเบาหวานเริ่มขึ้นจอประสาทตา จะพบเส้นเลือดดำในจอร์ับภาพมี

ขนาดใหญ่ขึ้น ผนังของเลือดฝอยจะเริ่มโป่งพองเป็นกระเปาะ มีส่วนประกอบในเลือดรั่วซึมผ่านผนังเส้นเลือดฝอยออกมา ดังแสดงในรูปที่ 2.3



จอร์ับภาพของคนปกติ

จอร์ับภาพของผู้ป่วยเบาหวาน

รูปที่ 2.3 แสดงภาพจอร์ับภาพคนปกติและคนที่ เป็น โรคเบาหวาน

โดยจะทำให้ผู้ป่วยจะเริ่มตามัวไม่สามารถปรับภาพให้คมชัดได้ บางรายตัดแว่นใหม่แต่ไม่ดีขึ้น นอกจากจอร์ับภาพจะบวมแล้ว ยังขาดเลือดไปเลี้ยงเพราะมีการอุดตันของเส้นเลือดซึ่งเป็นอีกสาเหตุหนึ่งทำให้ตามัวลง ดังนั้นเมื่อเส้นเลือดฝอยมีการอุดตันขึ้นหลายแห่ง เส้นใยประสาทตาจะตายเป็นหย่อมและขยายมากขึ้น ถ้าจอประสาทตาขาดเลือดไปเลี้ยงมากขึ้นจะกระตุ้นให้เส้นเลือดงอกใหม่ ซึ่งผนังของเส้นเลือดพวกนี้จะเปราะ ทำให้แตกง่าย และมีเลือดออกในลูกตา ต่อไปเส้นเลือดจะงอกเพิ่มจำนวนมากขึ้นถึงขั้นมีพังผืดมาก และงอกเข้าไปในน้ำวุ้นตา เมื่อน้ำวุ้นตาเสื่อมสภาพหรือหดตัวตามวัยหรือก่อนวัย จึงกระตุ้นให้ผนังของเส้นเลือดงอกใหม่นั้นฉีกขาดออก เกิดเลือดออกกระจายในน้ำวุ้นตา ผู้ป่วยจะสังเกตเห็นว่ามีอะไรลอยไปมาในลูกตา หรือบางรายที่มีเลือดออกมากก็จะตามัวลงมากในทันที

ในการรักษาเบื้องต้นของโรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาโดยจักษุแพทย์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะต้องมีการส่งกล้องถ่ายภาพจอประสาทตา เพื่อนำภาพมาดูการอุดตันของเส้นเลือด ดังนั้นในงานวิจัยนี้เราได้นำเสนอการทำเรสโทลด์ภาพเพื่อแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา เพื่อช่วยให้จักษุแพทย์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวิเคราะห์และรักษาผู้ป่วยได้อย่างสะดวกและมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

### 2.5 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

กลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ของจอประสาทตา ซึ่งอยู่ระหว่างจอประสาทผนังลูกตาด้านหลัง มีหน้าที่ลำเลียงออกซิเจนและสารอาหารไปหล่อเลี้ยงโครงสร้างภายในตา และลำเลียงเลือดเสียออกมาสู่กระบวนการฟอกที่ปอด ดังนั้นกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ เหล่านี้ จึงมีความสำคัญเป็นอย่างมาก โดยในการ

รักษาโรคต่างๆ ที่เกี่ยวกับจอประสาทตา จักษุแพทย์หรือผู้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะต้องแยกแยะเส้นเลือดจอประสาทตา เพื่อประกอบการวินิจฉัยหรือวิเคราะห์สภาพปัจจุบันอาการของผู้ป่วยเบื้องต้น

ในอดีตที่ผ่านมา มีนักวิจัยหลายกลุ่ม ได้นำเสนอเทคนิคหรือวิธีการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาออกมาหลายวิธี อาทิเช่น Dr. Tolias และคณะ ได้นำเสนอการติดตามหาเส้นเลือดของภาพประสาทตาด้วยวิธี พีซีซีเอ็ม [6] ซึ่งมีการกำหนดจุดเริ่มต้นโดยใช้ค่าความเข้มบริเวณออฟติค ดิสก์ (Optic Disc) ผลปรากฏว่าวิธีนี้สามารถติดตามหาเส้นเลือดใหญ่ได้ดีกว่าเส้นเลือดฝอยของภาพจอประสาทตา ในเวลาต่อมา ดร.จันทรจิรา สันทนะโยธิน และคณะ ได้เสนอการหาเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา ซึ่งใช้เทคนิคโครงข่ายประสาทเทียมแบบ Multilayer perceptron [7] โดยต้องใช้จำนวนภาพถ่ายจอประสาทตามากพอสมควรสำหรับการฝึก (Training) ให้กับระบบโครงข่ายประสาทเทียม ส่วนการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะข้อมูลภาพได้มีการพัฒนาต่อมาเรื่อยๆ โดยในปี ค.ศ. 2000 มี Prof.Dr. Yang และคณะ ได้นำเสนอวิธีการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์แบบเอนโทรปี (Entropy Thresholding) [8] ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดจากภาพจอประสาทตาด้วยวิธีนี้ ปรากฏว่าภาพของเส้นเลือดที่แยกแยะออกมาได้ยังปรากฏเนื้อเยื่อของจอประสาทตาปะปนอยู่กับเส้นเลือดพอสมควร และในปีเดียวกัน Prof.Dr. Hoover และคณะ ได้นำการทำเทรสโฮลด์ภาพมาพัฒนามาเป็นวิธี Threshold Probing [9] สำหรับการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา ซึ่งยังอาศัยหลักการเบื้องต้นของการทำเทรสโฮลด์ภาพ เพื่อทำการแยกแยะกลุ่มของเส้นเลือดต่างๆ จากภาพจอประสาทตา แต่ผลที่ได้สำหรับเส้นเลือดใหญ่สามารถแยกแยะได้ดีกว่าเส้นเลือดฝอยของภาพจอประสาทตา ดังนั้นภาพข้อมูลของเส้นเลือดที่ได้ยังไม่เพียงพอหรือชัดเจนสำหรับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยโรคต่อไป

## 2.6 สรุป

ผู้ป่วยที่มาขอรับการตรวจรักษาจอประสาทตาด้วยวิธีการถ่ายภาพจอประสาทตา ซึ่งในเบื้องต้น จักษุแพทย์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะต้องแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาออกมา เพื่อดูรายละเอียดประกอบการวินิจฉัยสภาพจอประสาทตาของผู้ป่วย ดังนั้นในงานวิจัยนี้ เราได้นำวิธีการแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อช่วยให้จักษุแพทย์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวินิจฉัยอาการเบื้องต้นได้ง่าย เพื่อเป็นประโยชน์แก่ผู้ป่วยสำหรับการรักษาให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

## บทที่ 3

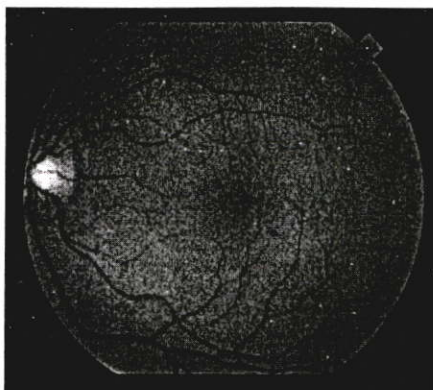
# การแยกแยะข้อมูลโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพ

### 3.1 บทนำ

ในทฤษฎีการประมวลผลภาพ (Image processing) นับว่ามีประโยชน์อย่างมหาศาล ต่อวงการอุตสาหกรรมต่างๆ หรือแม้แต่วงการแพทย์ก็ตาม ซึ่งงานวิจัยทางด้านนี้ ได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง และได้แบ่งการวิจัยไปในสาขาต่างๆ มากมาย เช่น สาขาทางการถ่ายภาพควมเทียม สาขาทางการแพทย์ รวมไปถึงงานทางด้านธนาคาร เป็นต้น จากงานวิจัยด้านต่างๆ ที่กล่าวมานั้นบางครั้งจำเป็นต้องมีการแยกแยะข้อมูลจากภาพเข้ามาเกี่ยวข้องกับงานวิจัยขึ้นมา ซึ่งการมองเห็นภาพของคนเราทุกๆ ไป เราจะมองเป็นวัตถุ เป็นสิ่งของ หรือ สิ่งมีชีวิตต่างๆ แต่สำหรับคอมพิวเตอร์แล้ว สิ่งที่คอมพิวเตอร์มองเห็นหรือรับทราบก็คือ ค่าจุดสีที่แปลงออกมาเป็นค่าตัวเลขหาได้เห็นเป็นวัตถุไม่ ดังนั้นการที่จะทำให้คอมพิวเตอร์เห็นภาพเป็นวัตถุ หรือเป็นบริเวณขึ้นมานั้น วิธีการแยกแยะข้อมูล (Segmentation) จึงเริ่มเข้ามามีบทบาทมากขึ้น โดยวิธีที่นิยมใช้กันมากและเป็นที่รู้จักกันดีในงานวิจัยก็คือ เทรสโฮลด์ (Threshold) หรือการทำภาพให้เป็นไบนารี มีเพียงค่า 0 และ 1 เท่านั้น โดยจะดูจากค่าจุดสีว่ามีความเข้มสีมากกว่าหรือน้อยกว่าค่าที่ตั้งไว้ ถ้ามากกว่าก็ให้เป็นค่า 1 แต่ถ้าน้อยกว่าก็ให้เป็นค่า 0 ตามลำดับ ดังนั้นการแยกแยะข้อมูลโดยการทำเทรสโฮลด์ถือว่าเป็นเทคนิคที่มีใช้แพร่หลายในงานวิจัย แต่การทำเทรสโฮลด์ภาพยังมีปัญหาอยู่ เนื่องจากว่าภาพโดยส่วนใหญ่เราจะไม่ทราบค่าของเทรสโฮลด์ที่ควรใช้ว่าเป็นค่าใด จึงต้องมีการปรับแล้วลองดูผลที่ได้รับหรือที่เรียกว่า Manual Threshold แต่มีการปรับปรุงให้ระบบอัตโนมัติมากขึ้น โดยใช้การคำนวณหาค่าเทรสโฮลด์ที่เหมาะสม ดังนั้นในงานวิจัยนี้ เราได้นำเสนอการแยกแยะข้อมูลกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพแบบอัตโนมัติ เพื่อช่วยแยกแยะเส้นเลือดต่างๆ ของภาพจอประสาทตาสำหรับการวิเคราะห์โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เป็นต้น

### 3.2 หลักการของภาพสี

ภาพดิจิทัลจะแทนด้วยเมทริกซ์ใน 2 มิติ โดยแต่ละหน่วยในเมทริกซ์จะเรียกว่าความเข้มของจุดภาพ หรือ พิกเซล (Pixel) ดังนั้นกระบวนการแสดงภาพให้ปรากฏขึ้นมานั้นก็คือการแสดงค่าของเมทริกซ์ โดยแต่ละพิกเซลจะมีค่าเฉพาะตัวแสดงถึงสีต่างๆ โดยปกติภาพขาวดำจะมีค่าของพิกเซลอยู่ระหว่าง 0 ถึง 255 ส่วนภาพของจอประสาทตาที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นภาพขนาด 605x700 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 3.1

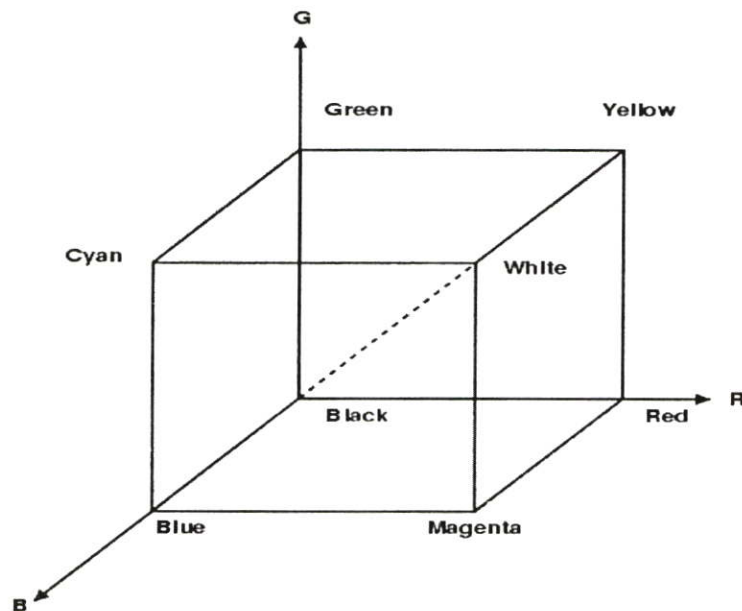


รูปที่ 3.1 ภาพถ่ายจอประสาทตา

ภาพถ่ายจอประสาทตาจะเป็นภาพสี โดยแต่ละพิกเซลประกอบไปด้วยสีแดง (Red: R) สีเขียว (Green: G) และ สีน้ำเงิน (Blue: B) ซึ่งแต่ละสีจะมีค่าของพิกเซลอยู่ระหว่าง 0 ถึง 255 ดังนั้นระบบภาพสี RGB จะแทนด้วยสัญลักษณ์ในแต่ละแกนเนล โดยการใช้อักษรเพื่อแสดงค่า (R,G,B) หรือ [R,G,B] เป็นต้น ค่าที่แสดงในวงเล็บดังกล่าวสามารถเป็นทั้งเลขทศนิยม หรือ เลขคงที่ [10] โดยสี RGB จะถูกกำหนดชนิดของข้อมูลในการคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ให้เป็นแบบเลขทศนิยม เนื่องจากต้องการความละเอียดในการคำนวณที่สูง เช่น อาจจะถูกกำหนดเป็น [0.23564f,0.56546f,0.98465f] เป็นต้น โดยค่าความเข้มในแต่ละแกนเนลจะอยู่ระหว่าง 0 ถึง 1 แต่เนื่องจากการกำหนดแหล่งกำเนิดแสงนั้น ค่าความเข้มของแหล่งกำเนิดแสงสามารถที่จะมีค่าได้มากกว่า 1 ดังนั้นภายหลังจากการคำนวณค่าความเข้มอาจจะมีค่าที่มากกว่า 1 ได้ในแต่ละแกนเนล ซึ่งค่าในแกนเนลใดๆ มีค่าเกิน 1 ก็จะถูกตัดให้มีค่าที่ไม่เกิน 1 แหล่งกำเนิดแสงสามารถที่จะถูกกำหนดให้เป็นค่าลบได้เช่นกัน และในทำนองเดียวกัน ค่าความเข้มที่น้อยกว่า 0 ก็จะถูกตัดให้มีค่าที่ไม่ต่ำกว่า 0 เช่นกัน โดยในงานที่มีการจัดการเรื่องแสงเป็นอย่างดีจะไม่นิยมที่จะให้เกิดการตัดในลักษณะนี้เพราะจะทำให้ภาพมีการไล่โทนสีของแสงไม่ถูกต้องสวยงาม และไม่สามารถที่จะแก้ไขได้ในภายหลัง เนื่องจากเราไม่สามารถทราบข้อมูลสีที่โดนตัดออกไปได้

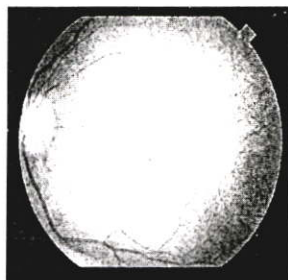
ในการเก็บข้อมูลสี RGB ให้อยู่ในรูปเลขทศนิยมนี้มีข้อดีเมื่อเราต้องการที่จะดำเนินการใด ๆ บนภาพที่เราสร้างขึ้น เนื่องจากมีความละเอียดสูงทำให้ข้อมูลมีสีการบิดเบือนที่น้อย แต่ต้องใช้เนื้อที่ในการเก็บค่อนข้างมากเกินความจำเป็น ถ้าเราที่จะเก็บภาพเพื่อทำการแสดงผลเพียงอย่างเดียว เนื่องจากจอภาพทั่วไปนั้นสามารถแสดงสีที่แตกต่างกันได้เพียง 10 ถึง 12 บิต อีกทั้งตาของคนเราสามารถที่จะแยกแยะสีต่างๆ ได้ประมาณ 10 ล้านสีและจอภาพก็ไม่สามารถที่จะแสดงสีเหล่านั้นได้ทั้งหมด ดังนั้นการใช้ข้อมูลสีที่มีขนาดเท่ากับ 8 บิต/แกนเนล หรือ 256 ระดับในแต่ละแกนเนล ที่สามารถแสดงสีที่แตกต่างกันได้ทั้งหมดประมาณ 16.7 ล้านสีนั้น ก็เพียงพอที่จะแสดงสีที่คนเรามองเห็นได้อย่างเป็นธรรมชาติ

ดังนั้นในระบบ RGB ทั่วไปจึงกำหนดค่าความเข้มเป็น 8 บิต ซึ่งเท่ากับ 256 ระดับในแต่ละแกนเนล เช่น (0,0,0) หมายถึงค่าความเข้มมีค่าเท่ากับ 0 ในทุกแกนเนล หรือสีดำ และ (255,255,255) ซึ่งเท่ากับสีขาว เมื่อเราก้าวถึงค่าที่เป็นข้อมูลสีในแต่ละแกนเนลของหลักการของสีใดๆ ในบางครั้งจะใช้คำว่าสูงสุดหรือต่ำสุดแทน เนื่องจากค่าสูงสุดนั้นอาจจะเป็นได้ทั้ง 1.0 เมื่อมีช่วงข้อมูลเท่ากับ 0 ถึง 1 หรืออาจจะเป็น 255 เมื่อมีช่วงข้อมูลเท่ากับ 0 ถึง 255 หรืออาจจะเป็น 100% เมื่อมีช่วงข้อมูลเท่ากับ 0 ถึง 100 % ดังนั้นในระบบ RGB ได้มีการกำหนดการพิจารณาเป็นกล่องสี่เหลี่ยมที่มีพิกัดแทนด้วย (R,G,B) โดยสีดำจะมีพิกัด (0,0,0) สีขาวมีพิกัด (255,255,255) สีแดงมีพิกัด (255,0,0) สีเขียวมีพิกัด (0,255,0) สีน้ำเงินมีพิกัด (0,0,255) สีเหลืองมีพิกัด (255,255,0) สีฟ้าครามมีพิกัด (0,255,255) และสีม่วงมีพิกัด (255,0,255) ซึ่งสีทั้งหมดนี้จะอยู่ตรงมุมของกล่องสี่เหลี่ยม ดังแสดงในรูปที่ 3.2

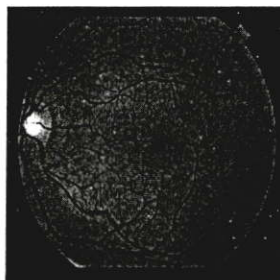


รูปที่ 3.2 ธรรมชาติของภาพ

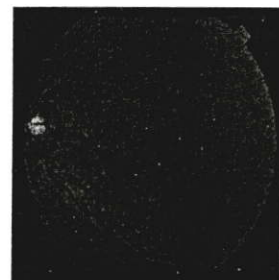
ในงานวิจัยนี้ เรานำภาพถ่ายสีแบบ RGB ของจอประสาทตามาเป็นภาพต้นแบบ โดยสามารถแยกสีของแต่ละแกนเนลของภาพ ดังแสดงในรูปที่ 3.3 ซึ่งเราพบว่าเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาของแกนเนลสีเขียวจะปรากฏเส้นเลือดที่ชัดเจนกว่าแกนเนลสีแดง หรือ สีน้ำเงิน ดังนั้นเราจึงนำภาพจอประสาทตาของแกนเนลสีเขียวมาปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter เพื่อเน้นให้กลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ในภาพชัดเจนยิ่งขึ้น



(ก) ภาพจอประสาทตา  
ของเซนเนลสีแดง



(ข) ภาพจอประสาทตา  
ของเซนเนลสีเขียว



(ค) ภาพจอประสาทตา  
ของเซนเนลสีน้ำเงิน

รูปที่ 3.3 ภาพจอประสาทตาในแต่ละเซนเนล

### 3.3 การปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter

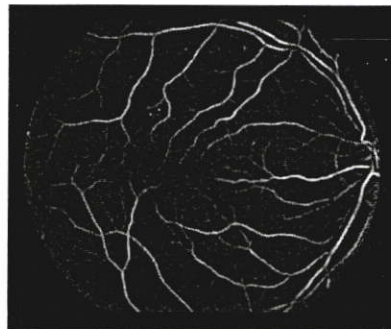
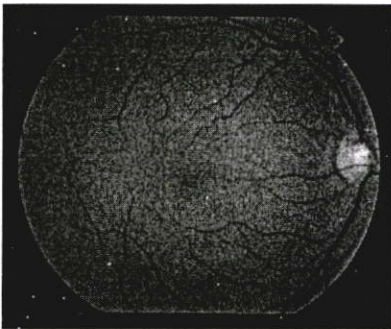
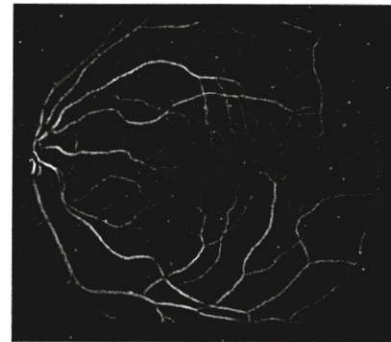
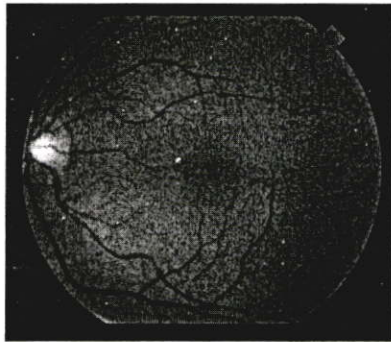
ภาพจอประสาทตาของเซนเนลสีเขียว ซึ่งเป็นภาพต้นแบบจะถูกนำมาผ่านกระบวนการปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter [11] เพื่อให้กลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ของภาพจอประสาทตาชัดเจนขึ้น ซึ่งวิธี Matched filter ได้ถูกนำเสนอโดย Prof.Dr. Chaudhuri ในปี ค.ศ. 1989 โดยนำเสนอ Matched filter kernel ดังสมการที่ 3.1

$$K_{\theta}(x, y) = -\exp\left(-\frac{u^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3.1)$$

โดยที่  $(u, v)^T$  คือ จุดพิกัดภาพใหม่ของ  $(x, y)^T$  ที่หมุนไปเป็นมุม  $\theta$  โดยมี  $R(\theta)$  เป็นเมทริกซ์ของการหมุน ดังสมการที่ 3.2

$$R(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

เมื่อ  $(u, v)^T = (x, y)^T \cdot R(\theta)$  ซึ่ง Prof.Dr. Chaudhuri ได้ใช้สมการที่ 3.1 เพื่อช่วยในการออกแบบ 2D Matched filter kernel โดยนำไปทำผลบวกการประสาน (Convolution) กับภาพต้นแบบ ในทิศทางทุกๆ 15 องศา ( $\theta = 0, 15, 30, 45, \dots, 165$ ) เพื่อช่วยทำให้กลุ่มของเส้นเลือดต่างๆ ชัดเจนขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3.4



(ก) ภาพจอประสาทตา

(ข) ภาพจอประสาทตาซึ่งผ่านวิธี

Matched filter

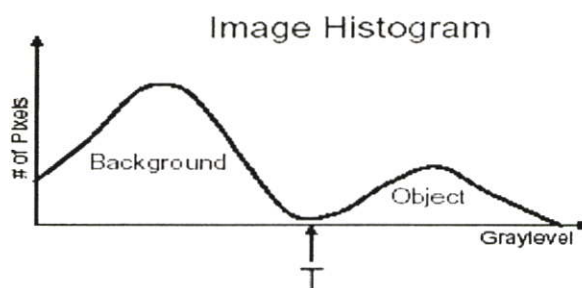
รูปที่ 3.4 ภาพจอประสาทตาลงผ่านวิธีทำให้เส้นเลือดชัดเจน

ภาพจอประสาทตาที่ผ่านวิธี Matched filter จะปรากฏกลุ่มของเส้นเลือดที่ชัดเจนขึ้น โดยจะเป็นภาพดิจิทัลแบบสีเทา ซึ่งจะมีค่าระดับสีเทายู่ระหว่าง 0 ถึง 255 ดังนั้นภาพที่ได้มาเราสามารถนำไปประมวลผลด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพแบบต่างๆ [8], [9], [12] เพื่อทำการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ของภาพจอประสาทตาต่อไป

### 3.4 การแยกแยะข้อมูลภาพด้วยวิธีการตัดเทรสโฮลด์

ในการแยกแยะภาพโดยการตัดเทรสโฮลด์นั้นอาจจะอาศัยฮิสโตแกรมของภาพมาเป็นตัวเลือกค่าเทรสโฮลด์ ซึ่งวิธีการแยกแยะภาพโดยการตัดเทรสโฮลด์นั้นจะมีอยู่หลายวิธี [13] ที่ให้คุณภาพในการแยกแยะที่สูง แต่ก็มีคามยุ่งยากมาก ดังนั้นในหัวข้อนี้จะเป็นการกล่าวถึงการแยกแยะภาพโดยอาศัยการพิจารณาฮิสโตแกรมสำหรับหาค่าเทรสโฮลด์ เพื่อเป็นการแสดงให้เห็นถึงประโยชน์ของการนำฮิสโตแกรมมาใช้งาน

สมมติว่าเรามีฮิสโตแกรมดังในรูปที่ 3.5 ซึ่งมีค่าระดับสีเทาของภาพ ( $f(x,y)$ ) ที่ประกอบไปด้วย ส่วนที่สว่างและส่วนที่มืด การแบ่งสองส่วนนี้ออกจากกันจำเป็นต้องมีการกำหนดค่าระดับสีเทาค่าหนึ่ง ซึ่งสมมติให้เป็นตัวแปร  $T$  (ค่าเทรสโฮลด์)



รูปที่ 3.5 ฮิสโตแกรมของค่าระดับสีเทา

สำหรับทุกๆ จุด  $(x,y)$  ของ  $f(x,y) > T$  จะเรียกจุดเหล่านี้ว่าเป็นวัตถุ (Object) แต่ถ้า  $f(x,y) < T$  ก็จะถูกเรียกว่าฉากหลัง (Background) ดังนั้นสมการที่ใช้ในการแยกแยะวัตถุโดยวิธีการนี้สามารถกำหนดได้ดังสมการที่ 3.3

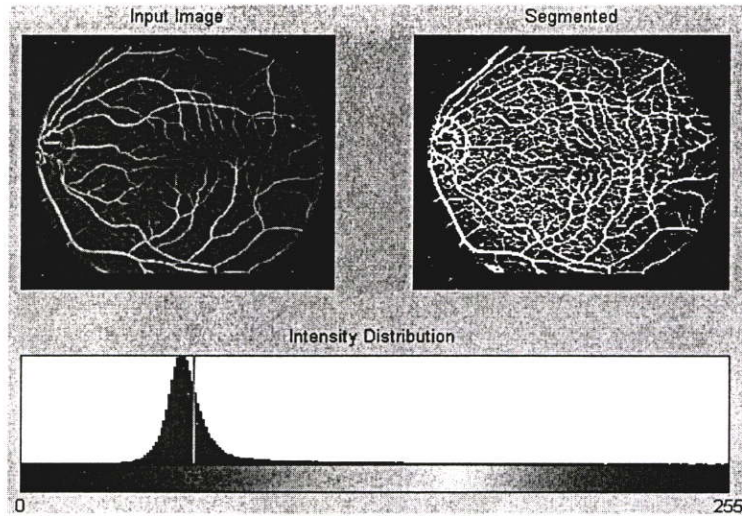
$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x,y) > T \\ 0 & \text{if } f(x,y) \leq T \end{cases} \quad (3.3)$$

เมื่อ  $g(x,y)$  คือ ภาพที่ได้รับการแยกแยะ

$f(x,y)$  คือ ภาพที่จะทำการแยกแยะ

$T$  คือ ค่าเทรสโฮลด์

จากสมการที่ 3.3 พบว่าจุด  $(x,y)$  ใดที่ถูกแปลงให้เป็น 1 จะเป็นส่วนของวัตถุ แต่ถ้าจุด  $(x,y)$  ใดที่ถูกแปลงให้เป็น 0 จะเป็นส่วนของฉากหลัง จากที่กล่าวมาสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 การแยกแยะภาพ โดยวิธีของเทรสโฮลด์ (  $T = 63$  )

จากรูปที่ 3.6 จะเห็นว่าการแยกแยะภาพ โดยวิธีนี้จะเป็นวิธีที่รวดเร็วแต่ความถูกต้องของภาพที่ได้รับการแยกแยะอาจจะไม่ดีนักเพราะการเลือกค่าเทรสโฮลด์จากฮิสโตแกรม ดังนั้นค่าเทรสโฮลด์ที่ควรใช้ค่าใดนั้น ต้องมีการปรับแก้ตลอดจนผลที่ได้รับหรือที่เรียกว่า Manual Threshold แต่ก็มีมีการปรับปรุงให้ระบบอัตโนมัติมากขึ้น โดยใช้การคำนวณหาค่าเทรสโฮลด์ที่เหมาะสมสำหรับการแยกแยะข้อมูลภาพออกเป็นวัตถุ และฉากหลังต่อไป

### 3.5 สรุป

จากวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะข้อมูลภาพเป็นวิธีที่สะดวกรวดเร็วและมีประสิทธิภาพ โดยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพจะแบ่งภาพออกเป็น 2 พื้นที่ คือ วัตถุ และฉากหลัง หรือ โบนารี เท่านั้น แต่หากเราต้องการให้มีการแบ่งพื้นที่สำหรับการแยกแยะข้อมูลภาพให้มากกว่านี้ เช่น ภาพจอประสาทตา ซึ่งวิธีการทำเทรสโฮลด์จะต้องมีการพัฒนาปรับปรุงให้สามารถแยกแยะข้อมูลเส้นเลือดฝอยและเส้นเลือดใหญ่ออกจากเนื้อเยื่อและฉากหลังของภาพจอประสาทตาให้ดีกว่านี้ ดังนั้นในงานวิจัยนี้ เราได้นำเสนอวิธีพีซีซีมีนส์มาช่วยในการเทรสโฮลด์ภาพจอประสาทตา เพื่อแยกแยะเส้นเลือดต่างๆ ออกมาให้ชัดเจนสำหรับช่วยจักษุแพทย์หรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการพิจารณาประกอบการวินิจฉัยอาการเบื้องต้นต่อไป

## บทที่ 4

# ทฤษฎีของฟัซซี

### 4.1 บทนำ

ฟัซซีเซตได้ถูกนำเสนอโดย Lotfi zadeh ในปี ค.ศ. 1965 ซึ่งเขาได้ชี้ให้เห็นถึงทางเลือกใหม่ในการอธิบายถึงสิ่งที่มีความคลุมเครือ โดยใช้ระบบฟัซซีแทนระบบของเซต ซึ่งที่มาของฟัซซีเซตนั้นมาจากพื้นฐานของทฤษฎีเซต จากทฤษฎีของฟัซซีเซต [14] ได้ถูกพัฒนาไปใช้งานทางด้านวิศวกรรมศาสตร์มากมาย เช่น ทางด้านระบบควบคุม (Control system), ทางด้านการประมวลผลภาพ (Image processing), ทางด้านการรู้จำรูปภาพ (Pattern recognition) หรือแม้แต่ทางด้านการแยกแยะ (Segmentation) ของกลุ่มข้อมูล เป็นต้น

### 4.2 จากทฤษฎีของเซตมาสู่ฟัซซีเซต

ถ้ากำหนดให้  $\hat{U}$  เป็นเซตเอกภพสัมพัทธ์ (Universal set) ซึ่งก็คือเซตที่บรรจุสมาชิก (Elements) ทั้งหมดที่เป็นไปได้ของสิ่งแวดล้อมที่เราสนใจ สมมติว่าเซต A อยู่ใน  $\hat{U}$  จะสามารถนิยามได้ว่า สมาชิกของเซต A ทั้งหมดจะเป็นสมาชิกของ  $\hat{U}$  ซึ่งสามารถแสดงเป็นสัญลักษณ์ทางคณิตศาสตร์ได้โดยสมการที่ 4.1

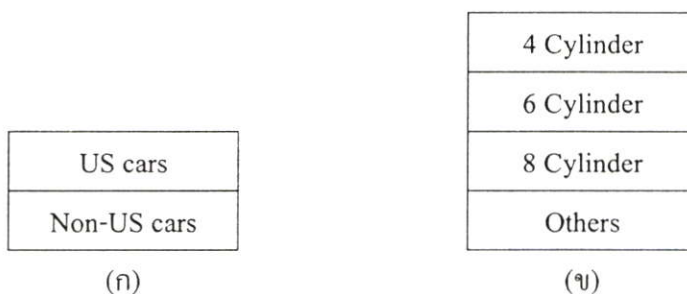
$$A = \left\{ x \in \hat{U} / x \text{ มีเงื่อนไขที่ถูกต้องที่กำหนด} \right\} \quad (4.1)$$

นอกจากนี้ยังมีวิธีอื่นที่นิยามคำว่าเซต A ซึ่งจะอาศัยวิธีของฟังก์ชันของสมาชิกภาพ (Membership function) มาเป็นตัวอธิบายความเป็นสมาชิกของข้อมูลในเซต A โดยสามารถเขียนเป็นสัญลักษณ์ทางคณิตศาสตร์ได้เป็น  $u_A(x)$  ซึ่งจะมีนิยามดังสมการที่ 4.2

$$u_A(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x \in A \\ 0 & \text{if } x \notin A \end{cases} \quad (4.2)$$

จากสมการที่ 4.2 จะเห็นว่าค่าของสมาชิกภาพที่จะบอกความเป็นสมาชิกของเซต A นั้นมีค่า 2 ค่าคือ 0 หรือ 1 (เป็นสมาชิกหรือไม่เป็นสมาชิก)

ตัวอย่างที่ 4.1 พิจารณาเซตของรถทั้งหมดใน Berkeley (ซึ่งกำหนดให้เป็นเซตเอกภพสัมพัทธ์) เราจะสามารถให้คำนิยามของเซตต่างๆ ใน  $\hat{U}$  ที่สอดคล้องกับคุณสมบัติของรถในรูปที่ 4.1 ได้อย่างไร



#### รูปที่ 4.1 การแยกแยะเซตของรถทั้งหมดใน Berkeley

(ก) จะเป็น subset ของรถ US cars หรือ Non-US cars (ข) จะเป็น subset ของจำนวนลูกสูบ

จากรูปที่ 4.1 จะแสดงให้เห็นคุณสมบัติ 2 ชนิดที่สามารถใช้ในการกำหนดนิยามเซตใน  $\hat{U}$  คือ (ก) เป็นรถสหรัฐอเมริกา (US) หรือไม่เป็นรถสหรัฐอเมริกา (Non-US) และ (ข) นิยามตามจำนวนของลูกสูบ สำหรับในตัวอย่างเราสามารถนิยามเซต A เป็นเซตของรถใน  $\hat{U}$  ที่มี 4 สูบ ซึ่งสามารถเขียนในลักษณะของสมการที่ 4.1 หรือ 4.2 ได้ดังนี้

$$A = \left\{ x \in \hat{U} / x \text{ เป็นรถที่มี 4 สูบ} \right\} \quad (4.3)$$

หรือ

$$u_A(x) = \begin{cases} 1 & \text{ถ้า } x \in \hat{U} \text{ และ } x \text{ เป็นรถ 4 สูบ} \\ 0 & \text{ถ้า } x \notin \hat{U} \text{ และ } x \text{ ไม่เป็นรถ 4 สูบ} \end{cases} \quad (4.4)$$

ถ้าเราต้องการที่จะนิยามเซตใน  $\hat{U}$  ที่จะสอดคล้องกับรถที่เป็นรถ US หรือไม่เป็นรถ US นั้น เราอาจมีความยากลำบากอยู่บ้างถ้าไม่มีการคิดห้อย เช่น Ford, Chryslers, GM's เป็นต้น โดยผลิตจากสหรัฐอเมริกา ซึ่งนั่นก็หมายความว่าถ้ารถที่ไม่ได้คิดห้อยที่มาจากสหรัฐอเมริกา ก็ไม่ใช่รถ US แต่ในความเป็นจริงแล้วจะมาแบ่งแยกแบบนี้ไม่ได้ เพราะมีส่วนประกอบของรถยนต์มากมายที่อยู่ในรถ US นั้นถูกผลิตจากภายนอกสหรัฐอเมริกา ดังนั้นเราจะไม่สามารถนำทฤษฎีเซตมาอธิบายการแบ่งแยกรถที่เป็นรถ US หรือไม่เป็นรถ US ได้ (แต่ในการนิยามเซตใน  $\hat{U}$  ที่สอดคล้องกับรถที่ใช้จำนวน

ถูกสรุปเป็นตัวพิจารณาสามารถใช้ทฤษฎีของเซตอธิบายได้) ซึ่งเป็นปัญหาที่ดูยุ่งยากเพราะนิยามของเซตจะไม่สามารถแบ่งขอบเขตได้แน่นอน ดังนั้นทฤษฎีของฟังก์ชันเซตจึงได้ถูกนำมาอธิบายปัญหานี้ เพราะทฤษฎีของฟังก์ชันเซตจะมีความยืดหยุ่นในการแบ่งแยกได้มากกว่า

### 4.3 นิยามของฟังก์ชันเซต

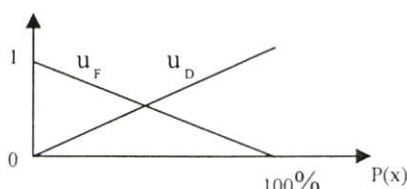
ฟังก์ชันเซตที่เป็นสมาชิกของเซตเอกภพสัมพัทธ์จะมีคุณสมบัติของสมาชิกภาพ ( $u$ ) ที่มีค่าอยู่ในช่วงศูนย์ถึงหนึ่ง  $[0,1]$  จากนิยามของฟังก์ชันเซตจะเห็นได้ว่าฟังก์ชันสมาชิกภาพมีความแตกต่างจากฟังก์ชันสมาชิกภาพในเรื่องของเซต ที่มีค่า 0 กับ 1 เท่านั้น จากที่กล่าวมาเราจะพบว่านิยามของฟังก์ชันที่เกี่ยวข้องกับฟังก์ชันเซตจะมีลักษณะคล้ายกับนิยามของเซต แต่ต่างกันตรงความต่อเนื่องของฟังก์ชันสมาชิกภาพ จากตัวอย่างที่ 4.1 เราสามารถนิยามเซตของรัฐ US ใน Berkeley โดยการกำหนดให้  $D$  เป็นฟังก์ชันที่เป็นตัวบอกถึงเปอร์เซ็นต์ของส่วนประกอบรถที่ถูกผลิตในสหรัฐอเมริกา ดังนั้นถ้ามีการกำหนดให้  $D$  ซึ่งถูกนิยามของฟังก์ชันสมาชิกภาพ จะสามารถเขียนเป็นสัญลักษณ์ทางคณิตศาสตร์ได้ดังสมการที่ 4.5

$$u_D(x) = P(x) \quad (4.5)$$

เมื่อ  $P(x)$  เป็นเปอร์เซ็นต์ของส่วนประกอบรถ  $x$  ที่ผลิตในสหรัฐอเมริกาและมีค่าจาก 0% ถึง 100% จากตัวอย่างถ้าสมมติให้ส่วนประกอบของรถ  $x_0$  มีค่า 60% ของส่วนประกอบทั้งหมดที่ผลิตในสหรัฐอเมริกา ดังนั้นเราจะพูดได้ว่าส่วนประกอบของรถ  $x_0$  ที่เกี่ยวข้องกับเรื่องของฟังก์ชันเซต  $D$  จะมีระดับองศาเท่ากับ 0.6 ในลักษณะเดียวกันเมื่อเราให้นิยามเซตของรัฐที่ไม่ใช่รัฐ US ใน Berkeley ซึ่งกำหนดให้  $F$  เป็นฟังก์ชันเซตที่ถูกนิยามโดยฟังก์ชันสมาชิกภาพจะเป็นดังสมการที่ 4.6

$$u_F(x) = 1 - P(x) \quad (4.6)$$

ดังนั้นถ้าส่วนประกอบของรถ  $x_0$  มีค่า 60% ที่ผลิตจากสหรัฐอเมริกา เราจะพูดได้ว่าส่วนประกอบของรถ  $x_0$  ที่เกี่ยวข้องกับฟังก์ชันเซต  $F$  จะมีระดับองศาเท่ากับ  $1 - 0.6 = 0.4$  จากที่กล่าวมาทั้งสมการที่ 4.3 และ 4.6 เราสามารถแสดงกราฟความสัมพันธ์ได้ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 สมาชิกภาพของรัฐ US และ Non-US

#### 4.4 ตัวแปรฟัซซี่ (Fuzzy Variable), และเทอมเซต (Term set)

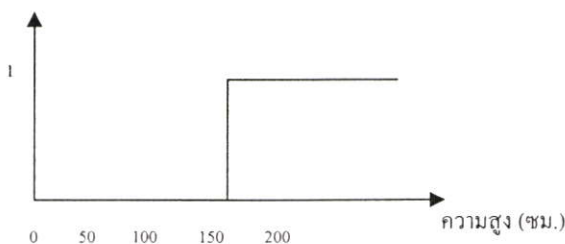
ถ้าเราพูดว่า ขณะนี้อุณหภูมิมีค่าเท่ากับ 37 องศา ถ้ามองในทางคณิตศาสตร์จะเห็นว่าอุณหภูมิก็คือตัวแปร ส่วน 37 คือค่าของตัวแปร ซึ่งในทางฟัซซี่ก็มีลักษณะเดียวกัน ตัวอย่างเช่น ถ้าเรากำหนดให้อุณหภูมิเป็นตัวแปรฟัซซี่และกำหนดเซตของตัวแปรเป็น สูง, ปานกลาง, และต่ำ ซึ่งเราจะเรียกเซตของค่าตัวแปรเหล่านี้ว่าค่าตัวแปรฟัซซี่หรือเทอมเซต และนอกจากนี้ตัวแปรฟัซซี่แต่ละตัวอาจจะมีส่วนขยาย (Hedges) เพื่อปรับค่าตัวแปรฟัซซี่ให้มีความยืดหยุ่นมากยิ่งขึ้น เช่น จากค่าของตัวแปรอุณหภูมิ “ต่ำ – ต่ำมาก” หรือ “สูง – สูงมาก” เป็นต้น คำว่า “มาก” หรือ “ค่อนข้างมาก” ในที่นี้ก็คือส่วนขยายของตัวแปรฟัซซี่นั่นเอง

#### 4.5 การแทนข้อมูลในระบบฟัซซี่เซต

ในการแทนข้อมูลในระบบฟัซซี่ที่จะให้มีความเข้าใจมากขึ้นจะมีการเปรียบเทียบกับระบบเซตธรรมดา ตัวอย่างเช่น ความสูงของคนไทย (“ความสูง” ในระบบฟัซซี่เซตก็คือตัวแปรฟัซซี่เซต) โดยเราสมมติให้ความสูงอยู่ในช่วง 140-180 ซม. (โดเมนของเซตเอกภพสัมพัทธ์) แต่ในที่นี้เราสนใจเฉพาะคนที่สูง ถ้ามีการกำหนดให้ A เป็นเซตของคนสูง (“สูง” ในระบบฟัซซี่เซตจะเป็นเทอมเซตหรือค่าของตัวแปรฟัซซี่) ดังนั้นเซต A ในกรณีของระบบเซตธรรมดาจะต้องมีการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนหรือค่าเทรชโฮลด์ (Threshold) เพื่อเป็นตัวชี้ถึงข้อมูล (สมาชิกตัวใดในเซตเอกภพสัมพัทธ์) จะเป็นสมาชิกของเซตใด (กลุ่มใด) ที่เราได้กำหนดไว้ ซึ่งในที่นี้ถ้าสมมติให้ค่าเทรชโฮลด์มีค่าเท่ากับ 170 ซม. นั้นหมายความว่า คนใดที่มีความสูงมากกว่าหรือเท่ากับ 170 ซม. จะถือว่าคนนั้นเป็นคนสูง (เป็นสมาชิกของเซต A) ซึ่งสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันสมาชิกภาพได้ดังสมการที่ 4.7

$$u_A(x_i) = \begin{cases} 1; & x_i \geq 170 \\ 0; & \text{Others} \end{cases} \quad (4.7)$$

โดยที่  $x$  คือความสูงของที่  $i$  ดังนั้นจากสมการที่ 4.7 สามารถนำมาเขียนเป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างสมาชิกกับค่าสมาชิกภาพได้ดังรูปที่ 4.3

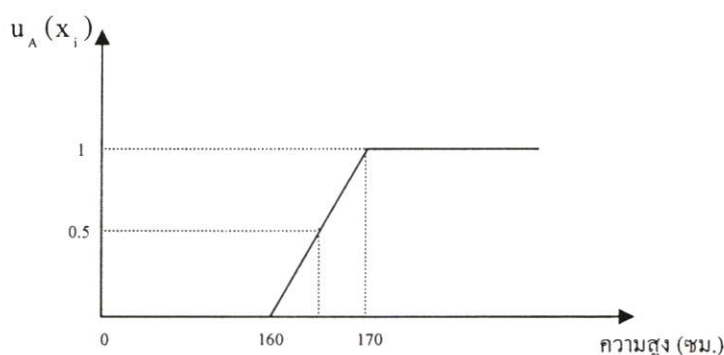


รูปที่ 4.3 ค่าสมาชิกภาพของเซต A ในกรณีที่เป็นเซตธรรมดา

จากรูปจะพบว่าคนที่มีความสูงมากกว่า 170 ซม. (ค่าเทรส โยลด์) เท่านั้นจึงจะถือว่าเป็นคนนั้นเป็นคนสูง (มีระดับความเป็นสมาชิกภาพเท่ากับ 1 หรือเป็นสมาชิกของเซต A) นอกนั้นจะถือว่าเป็นคนเตี้ยทั้งหมด ซึ่งในความเป็นจริงแล้วจะไม่ถูกต้องเสมอไป เพราะคนที่มีความสูง 169.9 ซม. ก็มี ความสูงพอๆ กับคนที่สูง 170 ซม. จากปัญหานี้เมื่อนำฟuzzy มาอธิบายจะให้ความเป็นจริงได้มากกว่าเซตธรรมดาเพราะฟังก์ชันสมาชิกภาพในระบบฟuzzy เซตจะมีความยืดหยุ่นกว่า ถ้าสมมติให้ฟังก์ชันสมาชิกภาพเป็นดังในสมการที่ 4.8

$$u_A(x_i) = \begin{cases} \frac{1}{(170 - 160)}(x_i - 160) & \text{ถ้า } 160 \leq x_i \leq 170 \\ 1 & \text{ถ้า } x_i > 170 \\ 0 & \text{ถ้า Others} \end{cases} \quad (4.8)$$

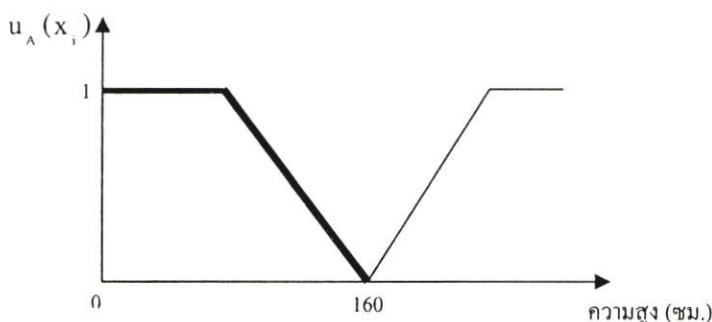
จากสมการที่ 4.8 สามารถนำมาเขียนเป็นกราฟได้ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ค่าสมาชิกภาพของเซต A ในกรณีที่เป็นฟuzzy เซต

จากรูปที่ 4.4 เมื่อทำการเปรียบเทียบกับรูปที่ 4.3 จะพบว่ากราฟของระดับความเป็นสมาชิกภาพจากรูปที่ 4.4 จะมีความต่อเนื่องในช่วง  $[0, 1]$  เช่น คนที่มีความสูง 165 ซม. ก็จะถือว่าเป็นคนสูงเช่นกัน แต่เขาจะมีระดับความเป็นสมาชิกภาพของเซตคนสูงเท่ากับ 0.5 ถ้าเปรียบเทียบกับเซตธรรมดาจะพบว่าคนนี้จะไม่เป็นสมาชิกของเซตคนสูง (เซต A) เลย หรือแม้แต่คนที่มีความสูง 169 ซม. ซึ่งมีความสูงต่างจากคนที่ถือว่าเป็นสูงเพียง 1 ซม. เท่านั้น แต่ในเซตธรรมดาจะถือว่าเป็นคนเตี้ยทันที ซึ่งจะไม่ตรงกับความเป็นจริง แต่สำหรับการแทนข้อมูลโดยฟuzzy เซตจะถือว่าเป็นเซตของคนสูงด้วยค่าระดับความเป็นสมาชิกภาพเท่ากับ 0.9 (คือเกือบจะเป็นคนสูงเลยทีเดียว)

จากรูปดังกล่าวจะเป็นกราฟที่แสดงเฉพาะเทอมเซตเพียงเทอมเดียว ซึ่งก็คือเทอมเซต “สูง” นั้นเอง แต่ในความเป็นจริงจะมีเทอมเซต “เตี้ย” และ “ปานกลาง” ซึ่งเมื่อเรารวมเทอมเซตทั้งสามแล้ว จะสามารถเขียนกราฟเพื่อให้ครอบคลุมประชากรทั้งหมดที่ทำการศึกษาได้ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 กราฟฟังก์ชันสมาชิกภาพของตัวแปร “ความสูง” ที่ประกอบด้วย 3 เทอมเซต

#### 4.6 ฟังก์ชันสมาชิกภาพ (Membership function)

จากรูปที่ 5.5 จะเป็นกราฟของฟังก์ชันสมาชิกภาพซึ่งรูปร่างของกราฟจะขึ้นอยู่กับผู้ออกแบบระบบว่าต้องการแบบใด แต่ในระบบของพีชคณิตเซตยังมีกราฟของฟังก์ชันสมาชิกภาพมากมายซึ่งสามารถสรุปเป็นฟังก์ชันสมาชิกภาพในแบบต่างๆ ได้ดังนี้ สมการเชิงเส้นดังสมการที่ 4.8, รูปสี่เหลี่ยมคางหมู, เส้นโค้งรูปตัวเอส, รูปประฆังคว่ำ และอื่นๆ ซึ่งแต่ละแบบนั้นจะมีวัตถุประสงค์ในการใช้งานที่แตกต่างกัน เช่น ในแบบรูปสามเหลี่ยมและรูปสี่เหลี่ยมคางหมู นิยมใช้ในระบบควบคุม เป็นต้น ส่วนในการใช้งานด้านอื่นๆ เช่น การประมวลผลภาพ อาจจะต้องมีการออกแบบฟังก์ชันสมาชิกภาพเพื่อให้เหมาะสมกับงานนั้นๆ ซึ่งค่าสมาชิกภาพของฟังก์ชันจะเป็นพารามิเตอร์ตัวสำคัญที่จำเป็นต่อกระบวนการแยกแยะภาพทางการแพทย์เป็นอย่างมาก

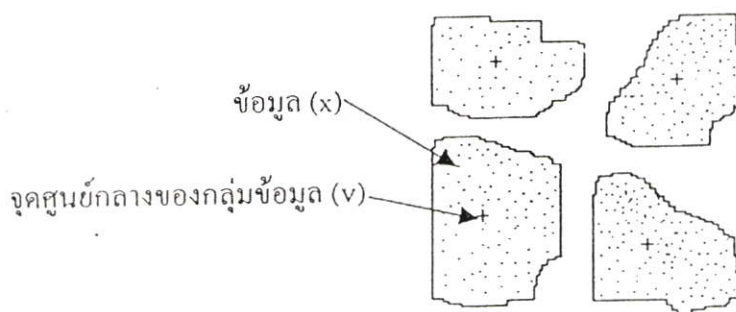
#### 4.7 ฟัชซีซีมีน ( Fuzzy C-Means )

ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลโดยวิธีของฟัชซีซีมีนนั้น มีสิ่งที่เป็นหัวใจในการกำหนดว่าข้อมูลจะอยู่ในกลุ่มใดนั้นก็คือ การวัดระยะทางที่สั้นที่สุดระหว่าง ข้อมูล และ จุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล โดยที่ระยะทางดังกล่าวจะเรียกว่า ระยะทางยูคลิเดียน (Euclidean distance) [15] ส่วนสมการที่ใช้หาระยะทางยูคลิเดียนสามารถกำหนดได้ดังสมการที่ 4.9

$$d_{ik}^2 = \|x_k - v_i\|^2 \quad (4.9)$$

โดยที่  $d_{ik}$  เป็นระยะทางยูคลิดีเนียนระหว่างข้อมูลและจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล  
 $x_k$  เป็นข้อมูลตัวที่  $k$   
 $v_i$  เป็นจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลตัวที่  $i$   
 $1 \leq k \leq n$  เมื่อ  $n$  คือจำนวนของข้อมูลทั้งหมด  
 $1 \leq i \leq c$  เมื่อ  $c$  คือจำนวนของกลุ่มที่ต้องการแยกแยะ

จากสมการที่ 4.9 การกำหนดว่าข้อมูลตัวใดควรอยู่ในกลุ่มไหนนั้น จะต้องมีการคำนวณระยะทางจากข้อมูล ( $x$ ) ทุกตัวไปยังจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล ( $v$ ) ทุกๆ กลุ่มดังแสดงในรูปที่ 4.6 ถ้าระยะทางจาก  $x$  ไปถึง  $v$  กลุ่มใดสั้นที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับ  $v$  กลุ่มอื่นก็แสดงว่าข้อมูลตัวดังกล่าวจะเป็นสมาชิกของกลุ่มนั้น



รูปที่ 4.6 การกำหนดข้อมูลให้อยู่ในกลุ่มข้อมูลแต่ละกลุ่ม

#### 4.7.1 นิยามของ Fuzzy C-Partitions แบบกำหนดค่าเริ่มต้นจากค่าสมาชิกภาพ ( $u$ )

ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลโดยวิธีของ Fuzzy c-partition คือ การกำหนดค่าเริ่มต้นของ  $u$  ให้แก่ระบบก่อน โดยค่าของ  $u$  มีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 1  $[0,1]$  และมีคุณสมบัติอื่นๆ ดังต่อไปนี้

$$u_{ik} \in [0,1] \quad ; 1 \leq i \leq c, 1 \leq k \leq n \quad (4.10)$$

$$\sum_{i=1}^c u_{ik} = 1 \quad ; \forall k \in \{1,2,3,\dots, n\} \quad (4.11)$$

$$0 < \sum_{k=1}^n u_{ik} < n \quad ; \forall i \in \{1,2,3,\dots, c\} \quad (4.12)$$

เพราะฉะนั้นจากสมการที่ 4.10 จะเห็นว่าค่าของ  $u$  นั้นจะมีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 1 ซึ่งจะทำให้มีความยืดหยุ่นได้มากกว่าระบบที่ไม่เป็นฟัซซีนั่นเอง

#### 4.7.2 อัลกอริทึมของฟัซซีซีมีน (FCM) [2]

**ขั้นที่ 1** กำหนดค่าเริ่มต้นของ  $u^{(0)}$  และจำนวนกลุ่ม ( $c$ ) ที่ต้องการจะแยกแยะกลุ่มข้อมูล โดยที่  $2 \leq c \leq n$

**ขั้นที่ 2** คำนวณจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล ( $v_i$ ) โดยใช้สมการที่ 4.13

$$v_i = \frac{\sum_{k=1}^n x_k (u_{ik})^m}{\sum_{k=1}^n (u_{ik})^m}; 1 \leq i \leq c \quad (4.13)$$

เมื่อ  $m$  เป็นค่า Weight constant ที่กำหนดขึ้นและอยู่ในช่วง  $(1, \infty)$

**ขั้นที่ 3** คำนวณค่าสมาชิกภาพในลำดับต่อไป ( $u^{(L+1)}$ ) จากสมการที่ 4.14

$$u_{ik}^{(L+1)} = \frac{\left( \frac{1}{\|x_k - v_i\|^2} \right)^{\frac{1}{(m-1)}}}{\sum_{j=1}^c \left( \frac{1}{\|x_k - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{(m-1)}}}; 1 \leq i \leq c, 1 \leq k \leq n \quad (4.14)$$

**ขั้นที่ 4** คำนวณ  $\Delta = \|u^{(L+1)} - u^{(L)}\|$  ถ้า  $\Delta > \epsilon$  ( $\epsilon$  คือ ค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้) และให้  $L = L + 1$  และกลับไปขั้นตอนที่ 2 แต่ถ้า  $\Delta \leq \epsilon$  ให้สิ้นสุดกระบวนการ

จากอัลกอริทึมของวิธีฟัซซีซีมีนจะพบว่าในสมการที่ใช้หาค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล จะมีค่าพารามิเตอร์เพิ่มอีก 1 ตัว คือ  $m$  (Weight constant) ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วง  $1 \leq m \leq \infty$  โดยที่ค่า  $m$  จะเป็นตัวควบคุมความคลุมเคลือ (Fuzziness) ของการประมวลผลทั้งหมด หรือก็คือทำให้ค่าสมาชิกภาพ ( $u$ ) ของข้อมูลมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 1 โดยเมื่อค่า  $m$  มีค่าสูงขึ้นจะทำให้การกำหนดค่า  $u$  ในแต่ละกลุ่มมีความละเอียดมากขึ้นแต่ก็ต้องใช้เวลานานในการประมวลผล ซึ่งในปัจจุบันยังไม่มีทฤษฎีใดมาเป็นตัวกำหนดค่า  $m$  ที่เหมาะสม แต่อย่างไรก็ตามมีบทความวิจัยหลายบทความใช้ค่า  $m$  เท่ากับ 2 [16], [17] ในงานที่เกี่ยวข้องกับการแยกแยะของกลุ่มข้อมูลภาพทางการแพทย์ เป็นต้น

## 4.8 สรุป

ทฤษฎีของฟิชเชอร์ได้ถูกพัฒนามาจากทฤษฎีของเซต ดังนั้นจึงมีคุณสมบัติหลายประการที่มีลักษณะคล้ายๆ กัน แต่ก็มีสิ่งที่แตกต่างกันตรงที่ฟิชเชอร์นั้นจะมีค่าสมาชิกภาพของข้อมูลอยู่ในช่วงศูนย์ถึงหนึ่ง ในขณะที่ค่าสมาชิกภาพของเซตนั้นจะมีค่า 0 กับ 1 เท่านั้น ซึ่งก็เป็นเหตุผลหนึ่งที่ทำให้ระบบฟิชเชอร์ถูกนำมาใช้ในงานด้านวิศวกรรมศาสตร์มากกว่าระบบเซต เนื่องจากค่าของสมาชิกภาพในระบบฟิชเชอร์มีความยืดหยุ่นได้มากกว่านั่นเอง

## บทที่ 5

# การเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง

### 5.1 บทนำ

ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลสำหรับการทำเทสโฮสต์ภาพโดยอาศัยหลักการของพีชชีมีนแบบเดิมนั้น สิ่งที่สำคัญก็คือการกำหนดค่าสมาชิกภาพ ( $u$ ) เริ่มต้นให้แก่ระบบ เพราะถ้ากำหนดค่าที่เหมาะสมก็จะทำให้กระบวนการสามารถแบ่งกลุ่มข้อมูลได้โดยเร็วขึ้น ซึ่งในหลักการของพีชชีมีนแบบเดิมจะมีการกำหนดค่าสมาชิกภาพเริ่มต้นโดยการสุ่ม ซึ่งค่า  $u$  ดังกล่าว เมื่อนำไปคำนวณหาค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล ( $v$ ) จะทำให้ได้ค่าของ  $v$  ไม่เข้าใกล้ค่าของ  $v$  ที่แท้จริงของภาพ ดังนั้นจะทำให้กระบวนการแยกแยะกลุ่มข้อมูลใช้เวลานานขึ้น จากปัญหาดังกล่าวในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จึงได้เสนอวิธีปรับปรุงกระบวนการของพีชชีมีนจากกำหนดค่า  $u$  เป็นค่าเริ่มต้นมาเป็นการกำหนดค่า  $v$  แทน ซึ่งในการหาค่าเริ่มต้นของ  $v$  นั้นจะอาศัยการพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมของค่าระดับสีเทา (Gray level) โดยใช้หลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Curve Evolution: DCE) จากภาพจอประสาทตาเพื่อที่จะหาค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลภาพจอประสาทตาเพื่อเป็นค่าเริ่มให้วิธีพีชชีมีนสำหรับการทำเทสโฮสต์ภาพในการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ของภาพจอประสาทตา

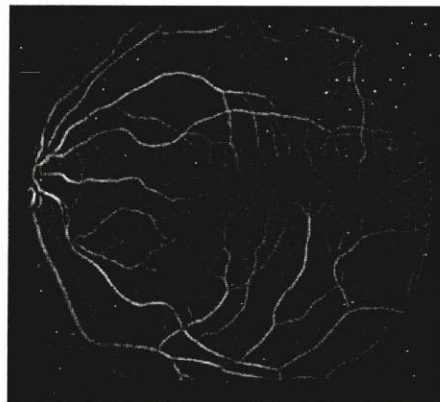
### 5.2 ฮิสโตแกรมของภาพดิจิทัล

โดยปกติภาพที่เราเห็นโดยทั่วไป เช่น ภาพที่แสดงอยู่ในโทรทัศน์จะเป็นสัญญาณต่อเนื่อง (Analog signal) แต่ภาพที่เรานำมาประมวลผลในทางคอมพิวเตอร์นั้น จำเป็นต้องเป็นภาพเชิงตัวเลข หรือที่เรียกว่าภาพดิจิทัล (Digital image) ซึ่งในปัจจุบันถ้าเราต้องการที่จะนำภาพที่ไม่ใช่ภาพดิจิทัล มาประมวลผลผ่านทางคอมพิวเตอร์ก็มีอยู่มากมาย เช่น ถ้าภาพเป็นสัญญาณต่อเนื่องก็อาจจะใช้การ์ดดิจิทัลแปลงเป็นข้อมูลภาพดิจิทัล หรือไม่ถ้าเป็นภาพทั่วไปเราก็อาจใช้กล้องดิจิทัลถ่ายภาพซึ่งก็จะได้ข้อมูลที่เป็นภาพดิจิทัลออกมาเลยก็ได้ นอกจากนี้เรามีภาพถ่ายอยู่แล้ว อาจนำภาพดังกล่าวไปผ่านเครื่อง สแกนเนอร์ ก็จะได้ข้อมูลภาพดิจิทัลเช่นกัน

สำหรับลักษณะของข้อมูลภาพดิจิทัลที่จะนำมาประมวลผลในคอมพิวเตอร์นั้นจะถูกแทนด้วยตัวเลขที่มีลักษณะเป็นเลขจำนวนเต็ม ไม่มีค่าเป็นลบที่อยู่ในรูปของเมตริกซ์ ซึ่งเราลองสมมติให้ภาพดิจิทัลที่มีขนาด  $256 \times 256$  ถูกแทนด้วยฟังก์ชัน  $f(x,y)$  โดยมีองค์ประกอบ (element) ถูกแทนด้วยเมตริกซ์ของภาพดังในสมการที่ 5.1

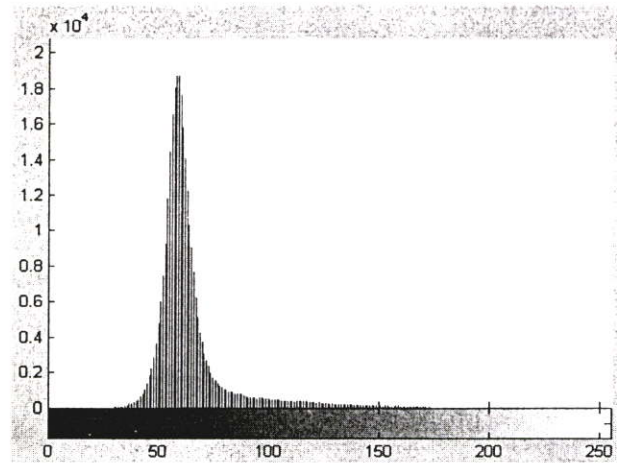
$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(1,1) & f(1,2) & \cdots & f(1,256) \\ f(2,1) & f(2,2) & \cdots & f(2,256) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ f(256,1) & f(256,2) & \cdots & f(256,256) \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

จากสมการที่ 5.1 สมาชิกของฟังก์ชัน  $f(x,y)$  เช่น  $f(1,1)$  ในทางภาพดิจิทัลจะกำหนดให้เป็นค่าความเข้มของจุดภาพ (Pixel) ซึ่งเป็นตัวเลขจำนวนเต็มที่ไม่มีค่าติดลบ และมักนิยมเรียกเป็นค่าระดับสีเทาของภาพ ซึ่งค่าดังกล่าวนี้จะเป็นตัวบ่งชี้ถึงระดับความละเอียดของภาพดิจิทัล และโดยทั่วไป ค่าระดับสีเทามักจะกำหนดให้มีค่า 256 ระดับ [18] ซึ่งจะทำให้ค่าของ  $f(x,y)$  มีค่าอยู่ในช่วง  $[0,255]$  หรือที่เรียกว่าเป็นภาพ 8 บิต ( $2^8 = 256$ ) นอกจากภาพ 8 บิตแล้ว อาจมีการใช้ภาพ 16 บิต หรือ 24 บิต ซึ่งก็จะทำให้ภาพมีค่าระดับสีเทาเป็น 512 หรือ 1024 ระดับตามลำดับ ซึ่งนั่นก็หมายความว่า ภาพดังกล่าวจะมีความละเอียดมากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 5.1



รูปที่ 5.1 ภาพจอประสาทตาที่มีความละเอียด 256 ระดับ

ดังนั้นฮิสโตแกรมในความหมายของภาพดิจิทัลก็คือ กราฟที่แสดงถึงความถี่หรือความหนาแน่นของค่าระดับสีเทาที่อยู่ในช่วง  $[0,L-1]$  ของภาพนั้นๆ เมื่อ  $L$  ก็คือค่าระดับสีเทาสูงสุด โดยที่กราฟดังกล่าวจะมีลักษณะเป็นกราฟแบบแท่ง ที่มีแกน  $x$  แทนค่าระดับสีเทา ในช่วง  $[0,L-1]$  ส่วนแกน  $y$  แทนค่าความถี่ หรือ ความหนาแน่นของค่าระดับสีเทา ตัวอย่างเช่น ในรูปที่ 5.2 ซึ่งเป็นตัวอย่างฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตา ขนาด 8 บิต



รูปที่ 5.2 ฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตาของรูปที่ 5.1

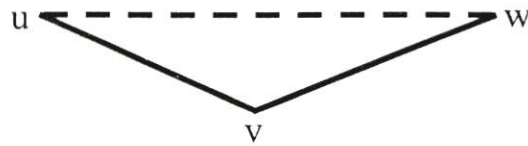
ฮิสโตแกรมของภาพนับว่าเป็นเครื่องมือที่สำคัญในกระบวนการแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีฟัซซี่ซิมิน เนื่องมาจากการค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลเพื่อกำหนดเป็นค่าเริ่มต้นให้แก่ฟัซซี่ซิมินนั้น เราจะพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมโดยใช้หลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง [19] เพื่อหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลสำหรับเป็นค่าเริ่มต้นให้วิธีฟัซซี่ซิมินต่อไป

### 5.3 หลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง

ในงานวิจัยที่ผ่านมา ได้มีการนำเสนอวิธีการหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลที่เหมาะสมเพื่อเป็นค่าเริ่มต้นสำหรับวิธีฟัซซี่ซิมิน ซึ่งวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย คือ การหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลจากฮิสโตแกรม [16] โดยจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลที่หาได้ยังไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากการหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลด้วยวิธีดังกล่าว ไม่ได้พิจารณารูปร่างการกระจายตัวของฮิสโตแกรมเลย ดังนั้นเราจึงเสนอหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Curve Evolution) มาช่วยในการพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรม เพื่อหาจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูลสำหรับเป็นค่าเริ่มต้นให้วิธีฟัซซี่ซิมินเพื่อการทำเทรสโฮลด์ภาพในการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ของภาพจอประสาทตา โดยหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 5.3.1 การหาค่าความโค้งงอ

กำหนดให้  $u$ ,  $v$  และ  $w$  เป็นจุดใดๆ บนระนาบ  $XY$  ซึ่งเมื่อเราลากเส้นเชื่อมจุดทั้งสามเข้าด้วยกันจะกลายเป็นรูปสามเหลี่ยม โดยมีจุด  $u$ ,  $v$  และ  $w$  เป็นจุดของมุมยอด (Vertex) ภายในรูปสามเหลี่ยม ดังแสดงในรูปที่ 5.3



รูปที่ 5.3 แสดงจุดของมุมยอดภายในของรูปสามเหลี่ยม

เมื่อเราพิจารณาที่จุด  $v$  ซึ่งเป็นจุดของมุมยอดภายในของรูปสามเหลี่ยมเป็นจุดอ้างอิง ดังนั้นเราสามารถหาค่าความโค้งงอที่จุด  $v$  ได้ดังสมการที่ 5.2

$$K(u, v, w) = |d(u, v) + d(v, w) - d(u, w)| \quad (5.2)$$

โดยที่  $d$  เป็นระยะทางยูคลีเดียนระหว่างจุดสองจุด และจุด  $u, w$  เป็นจุดของมุมยอดข้างเคียงของ  $v$  และ  $K$  เป็นฟังก์ชันการหาความโค้งงอที่มีจุดของมุมยอด  $v$  เป็นจุดอ้างอิง ซึ่งเมื่อค่าของฟังก์ชัน  $K$  มีค่าเท่ากับศูนย์ หมายความว่า จุด  $u, v$  และ  $w$  อยู่บนเส้นตรงเดียวกัน

### 5.3.2 อัลกอริทึมของหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง

ขั้นที่ 1 กำหนดหาจำนวนจุดต่างๆ ( $m$ ) บนระนาบ  $XY$

ขั้นที่ 2 กำหนด  $i = 1, 2, 3, \dots, m-1$

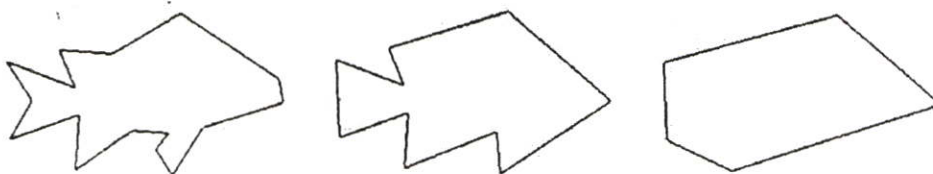
ขั้นที่ 3 กำหนดหาค่าความโค้งงอ ( $K$ ) ที่จุดของมุมยอด  $v_{xy}$  เป็นจุดอ้างอิง โดยมีจุด  $u_{xy}$  และ  $w_{xy}$  เป็นจุดข้างเคียง ด้วยสมการที่ 5.2

ขั้นที่ 4 เรียงลำดับค่าความโค้งงอที่จุดของมุมยอด  $v_{xy}$  จากค่าน้อยไปหาค่ามาก

ขั้นที่ 5 ลบจุดของมุมยอด  $v_{xy}$  ที่ให้ค่าความโค้งงอน้อยที่สุดออก

ขั้นที่ 6 ถ้า  $i < m-1$  ให้  $i = i+1$  และกลับไปขั้นที่ 3 แต่ถ้า  $i \geq m-1$  ให้สิ้นสุดขั้นตอน

จากกระบวนการของหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง จะมีการทำงานแบบการวนรอบ โดยแต่ละรอบการทำงานจะมีการปรับเปลี่ยนรูปเหลี่ยมในแต่ละด้าน ดังตัวอย่างรูปปลาในรูปที่ 5.4



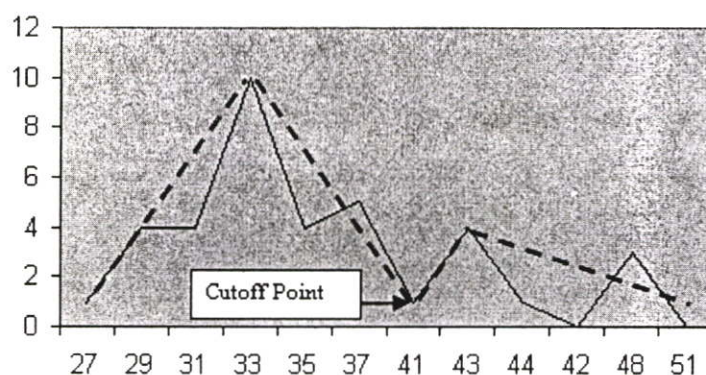
รูปที่ 5.4 แสดงการเปลี่ยนแปลงรูปเหลี่ยมของรูปปลาในแต่ละช่วงการวนรอบการทำงาน

จากหลักการพื้นฐานของวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง โดยเราได้นำวิธีดังกล่าว มาประยุกต์ใช้ในงานวิจัยนี้ สำหรับการหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลต่างๆ จากฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตา เพื่อเป็นค่าเริ่มต้นให้แก่วิธีฟuzzy clustering ดังมีรายละเอียดขั้นตอนต่อไปนี้

### 5.3.3 อัลกอริทึมสำหรับการหาจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูลจากฮิสโตแกรม

- ขั้นที่ 1 กำหนดจำนวนกลุ่มของข้อมูล ( $c$ ) และ กำหนดตัวนับสำหรับการวนรอบ ( $t = 1$ ) และกำหนดข้อมูลที่จะหาจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูล ( $X$ )
- ขั้นที่ 2 คำนวณหาฮิสโตแกรมของ  $X$
- ขั้นที่ 3 ใช้กระบวนการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องกับฮิสโตแกรมในขั้นที่ 2 เพื่อหาจุดตัด (Cutoff point) สำหรับการแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ส่วน
- ขั้นที่ 4 ทำการแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ส่วน ( $child_L, child_R$ ) ตามจุดตัดที่หาได้ โดยสอดคล้องกับฮิสโตแกรมในขั้นที่ 2
- ขั้นที่ 5 ถ้า  $c = t + 1$  ให้ไปขั้นที่ 9
- ขั้นที่ 6 ถ้าจำนวนข้อมูลใน  $child_R$  มีจำนวนน้อยกว่าหรือเท่ากับจำนวนข้อมูลใน  $child_L$  ให้กำหนด  $X = child_L$  และกำหนดข้อมูลใน  $child_R$  เป็นกลุ่มของข้อมูล ( $cluster_t$ ) นอกจากนั้นให้  $X = child_R$  และกำหนดให้ข้อมูลใน  $child_L$  เป็นกลุ่มของข้อมูล ( $cluster_t$ )
- ขั้นที่ 7  $t = t + 1$
- ขั้นที่ 8 ให้กลับไปขั้นที่ 2
- ขั้นที่ 9 กำหนดให้ข้อมูลใน  $child_L$  เป็นกลุ่มของข้อมูล ( $cluster_t$ ) และกำหนดให้ข้อมูลใน  $child_R$  เป็นกลุ่มของข้อมูล ( $cluster_{t+1}$ )
- ขั้นที่ 10 คำนวณหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลในแต่ละกลุ่ม เพื่อจะเป็นค่าเริ่มต้นให้กับวิธีฟuzzy clustering ต่อไป

จากหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องเพื่อพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมในการหาจุดตัด (Cutoff point) นั้น โดยเราจะนำภาพจอประสาทตาที่ผ่านกระบวนการทำให้เส้นเลือดชัดเจนขึ้นด้วยวิธี Matched Filter มาหาฮิสโตแกรมเพื่อใช้ในกระบวนการหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลด้วยหลักการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง ซึ่งจะมีการปรับรูปร่างหลายเหลี่ยมของฮิสโตแกรมให้เหลือมุมยอด (Vertices) ตามจำนวนที่เราต้องการ ซึ่งในงานวิจัยนี้เราใช้จำนวน 5 มุมยอด โดยการพิจารณาหาจุดตัดจากค่าที่มีค่าต่ำสุดแรกที่พบในรูปร่างหลายเหลี่ยมของฮิสโตแกรม ดังแสดงในรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 แสดงการพิจารณาการหาจุดตัด

ในการพิจารณาฮิสโตแกรมสำหรับหาจุดตัด โดยจะสามารถแบ่งกลุ่มข้อมูลออกเป็น 2 กลุ่ม คือ  $child_L$  และ  $child_R$  เพื่อหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลต่างๆ จากภาพจอประสาทตา ซึ่งจะ เป็นค่าเริ่มต้นให้กับวิธีพีชชีซีมีนในการแยกแยะกลุ่มของข้อมูลเส้นเลือดจากภาพจอประสาทตา สำหรับการทำเทรสโฮลด์ภาพต่อไป

#### 5.4 สรุป

การทำงานของวิธีพีชชีซีมีนสำหรับการทำเทรสโฮลด์ภาพ เพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดจาก ภาพจอประสาทตานั้น มีสิ่งที่จะต้องคำนึงเป็นสิ่งแรก คือ การกำหนดค่าเริ่มต้นให้กับวิธีพีชชีซีมีน ซึ่ง ในงานวิจัยนี้ เราจะกำหนดจุดศูนย์กลางของกลุ่มของข้อมูลต่างๆ จากภาพจอประสาทตาเป็นค่า เริ่มต้น ดังนั้นในงานวิจัยเราได้นำเสนอการหาจุดศูนย์กลางกลุ่มของข้อมูลจากหลักการเปลี่ยนแปลง เส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องเป็นค่าเริ่มต้นให้กับวิธีพีชชีซีมีน โดยจะสามารถทำให้การทำเทรสโฮลด์ ภาพสำหรับการแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดจากภาพจอประสาทตามีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น โดยเรา จะกล่าวในบทต่อไป

## บทที่ 6

# การแยกแยะข้อมูลภาพโดยวิธีฟัซซีซีมีน

### 6.1 บทนำ

วิธีที่ใช้ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลมีมากมายหลายวิธี ทั้งในกลุ่มของโครงข่ายประสาทเทียม (Neural network), ฟัซซีลอจิก (Fuzzy logic) และวิธีเชิงพันธุกรรม (Genetic algorithm) หรือจะเป็นการรวมลักษณะเด่นของแต่ละกลุ่ม ไม่ว่าจะเป็นโครงข่ายประสาทเทียมกับฟัซซีลอจิก, ฟัซซีลอจิกกับวิธีเชิงพันธุกรรม และโครงข่ายประสาทเทียมกับวิธีเชิงพันธุกรรม แต่อย่างไรก็ตามเราสามารถแบ่งกลุ่มของวิธีเหล่านี้ออกเป็นสองกลุ่มใหญ่ๆ คือ การแยกแยะกลุ่มข้อมูลแบบที่มีการสอนและการเรียนรู้ (Supervised clustering) และการแยกแยะกลุ่มข้อมูลแบบที่ไม่มีการสอนและการเรียนรู้ (Unsupervised clustering) โดยการแยกแยะกลุ่มข้อมูลทั้งสองแบบก็จะมีแตกต่างกันอย่างชัดเจน

ตัวอย่างของการแยกแยะกลุ่มข้อมูลแบบที่มีการสอนและการเรียนรู้ เช่น Maximum likelihood algorithm และ Back propagation algorithm โดยการแยกแยะกลุ่มข้อมูลแบบนี้จะต้องมีการเรียนรู้การแยกแยะกลุ่มข้อมูลที่ถูกตั้งก่อน แล้วจึงจะนำมาใช้ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลจริงได้ ซึ่งจะต้องมีข้อมูลการแยกแยะกลุ่มข้อมูลที่ถูกตั้งให้กับระบบ และการเรียนรู้ก็จะใช้เวลานาน แต่ในการใช้งานจริงหลังการที่ได้เรียนรู้แล้วจะทำให้รวดเร็ว ส่วนตัวอย่างของการแยกแยะกลุ่มข้อมูลแบบที่ไม่มีการสอนและการเรียนรู้ เช่น K-mean algorithm, Fuzzy c-mean algorithm และ Self organization algorithm วิธีนี้ไม่ต้องมีการเรียนรู้แต่จะมีข้อกำหนดโดยการแยกแยะกลุ่มข้อมูลก่อนข้างซับซ้อน ซึ่งจะทำให้การแยกแยะกลุ่มข้อมูลในแต่ละรอบทำได้ช้า

ในการแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาเพื่อช่วยในการทำเทสโฮลด์ภาพ โดยภาพจอประสาทตาเป็นภาพที่มีข้อมูลที่ซับซ้อนและยากที่จะให้ได้ผลการแยกแยะกลุ่มข้อมูลที่ต้องการ แม้แต่การแยกแยะกลุ่มข้อมูลโดยผู้เชี่ยวชาญก็ยังขึ้นอยู่กับความสามารถและประสบการณ์ของผู้นั้น ดังนั้นเราจึงไม่มีตัวอย่างการแยกแยะกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาที่ถือว่าถูกต้องที่สุดได้ จึงไม่สามารถที่จะใช้อัลกอริทึมในกลุ่มการการแยกแยะกลุ่มข้อมูลที่มีการสอนและการเรียนรู้ได้ ดังนั้นเราจึงต้องใช้อัลกอริทึมในกลุ่มของการแยกแยะกลุ่มข้อมูลที่ไม่มีการสอนและการเรียนรู้แทน และในบรรดาอัลกอริทึมในกลุ่มนี้ที่ได้รับความนิยมและเป็นที่ยอมรับกันดี คือ ฟัซซีซีมีน (Fuzzy C-Means: FCM) [2] ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงใช้ฟัซซีซีมีนเป็นตัวอ้างอิงในการพัฒนาวิธีการทำเทสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา แต่อย่างไรก็ดีวิธีฟัซซีซีมีนนี้ยังมีข้อบกพร่องที่สำคัญเนื่องจากการแยกแยะกลุ่มข้อมูลภาพโดยวิธีฟัซซีซีมีนแบบเดิมจะมีการกำหนดค่าสมาชิกภาพของข้อมูล ( $u$ ) เป็นค่าเริ่มต้น โดยค่าดังกล่าวนี้จะเป็นค่าที่มีการกำหนดขึ้นมาจาก

ค่าคงที่ ซึ่งค่า  $u$  จะเป็นสาเหตุที่ทำให้กระบวนการของวิธีฟัซซี่มีนแบบเดิมนั้นใช้เวลาในการประมวลผลนานขึ้น เพราะว่าเมื่อนำค่า  $u$  นี้ไปคำนวณหาค่าเริ่มต้นของจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล (Cluster center :  $v$ ) ซึ่งจะทำให้ได้ค่าที่ไม่เหมาะสม ดังนั้นจึงทำให้กระบวนการดังกล่าวต้องเสียเวลานานในการหาค่า  $v$  ที่เหมาะสมกับข้อมูล ดังนั้นถ้าเราสามารถหาวิธีการกำหนดค่าเริ่มต้นของจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล ( $v$ ) ที่เหมาะสมได้ก็จะทำให้ลดเวลาในการประมวลผลของวิธีฟัซซี่มีนสำหรับการทำเทรสโลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาท

## 6.2 วิธีฟัซซี่มีนแบบกำหนดค่าเริ่มต้นด้วยจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูล

ในกระบวนการของวิธีฟัซซี่มีนแบบกำหนดค่าเริ่มต้นด้วย  $v$  นี้จะเป็นการปรับปรุงวิธีการกำหนดค่าเริ่มต้นจากค่าของ  $u$  ในวิธีเก่ามาเป็นการกำหนดค่า  $v$  โดยการพิจารณารูปร่างฮิสโตแกรมเพื่อหาจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลต่างๆ ในภาพจอประสาทตาด้วยวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง ส่วนกระบวนการต่างๆ ยังคงเหมือนเดิมซึ่งเคยกล่าวไว้ในบทที่ 4 เพียงแต่สลับกระบวนการบางขั้นตอนและเปลี่ยนแปลงตัวแปรบางตัวเท่านั้น โดยที่ยังให้ผลการแยกแยะกลุ่มข้อมูลในการทำเทรสโลด์ภาพได้เหมือนเดิม ดังมีรายละเอียดต่อไปนี้

กำหนดให้กลุ่มข้อมูลที่ต้องการจัดกลุ่มเป็น  $X = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_N\}$  และต้องการที่จะแบ่งออกเป็น  $c$  กลุ่ม วิธีฟัซซี่มีนจะต้องทำให้สมการวัตถุประสงค์ ( $J_m$ ) ดังในสมการที่ (6.1) มีค่าน้อยที่สุด ซึ่งถ้าหากสมการวัตถุประสงค์มีค่าน้อยที่สุดแล้ว ก็หมายความว่ามีการจัดกลุ่มได้ดีที่สุดเท่าที่จะทำได้ด้วยวิธีฟัซซี่มีนแล้ว

$$J_m(U, V) = \sum_{i=1}^c \sum_{j=1}^N (u_{ij})^m \|x_j - v_i\|^2, \quad (6.1)$$

เมื่อ  $U$  คือ Fuzzy  $c$ -partition ของ  $X$  ( $u_{ij} \in [0,1]$ ),  $x_j$  คือข้อมูลตัวที่  $j$ ,  $v_i$  คือจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลที่  $i$  และ  $\|x_j - v_i\|^2$  เมื่อ  $\|\cdot\|$  คือ Inner Product Norm,  $n$  คือ จำนวนข้อมูลใน  $X$  และ  $m$  คือ Weighting หรือ Fuzzy exponent การที่จะทำให้  $J_m$  มีค่าน้อยที่สุด นั้นต้องหาอนุพันธ์ของ  $J_m$  เทียบกับ  $U$  (โดยให้  $v$  คงที่) และหาอนุพันธ์ของ  $J_m$  เทียบกับ  $v$  (โดยที่  $U$  คงที่) ซึ่งจะได้สมการใหม่ออกมา 2 สมการ คือ สมการที่ (6.2) และสมการที่ (6.3) ดังข้างล่างนี้

$$u_{ij} = \left( \sum_{i=1}^c \left( \frac{\|x_j - v_i\|}{\|x_j - v_1\|} \right)^{\frac{2}{m-1}} \right)^{-1}, \quad (6.2)$$

$$v_i = \frac{\sum_{j=1}^N (u_{ij})^m x_j}{\sum_{j=1}^N (u_{ij})^m}, \quad (6.3)$$

สมการทั้งสองนี้ไม่สามารถแก้สมการคำตอบได้ แต่จะต้องทำการคำนวณและแทนค่า  $U$  และ  $v$  สลับกันหลายๆ รอบเพื่อให้ได้  $J_m$  ที่น้อยที่สุด ซึ่งหมายความว่าเราได้ตำแหน่งจุดศูนย์กลาง  $v$  เป็นจุดศูนย์กลางที่ดีที่สุดของกลุ่ม

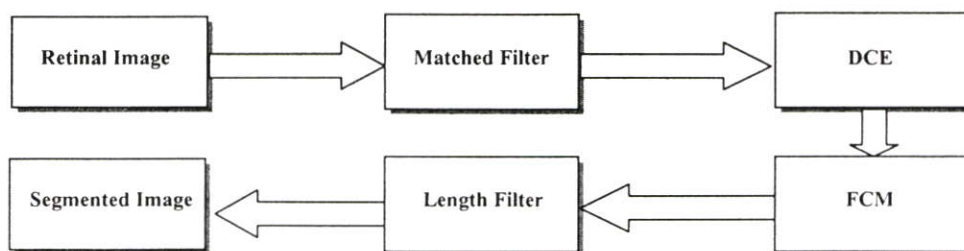
### ขั้นตอนการทำงานของฟัซซี่ซีมีน

1. เลือกจำนวนกลุ่มที่ต้องการแบ่ง ( $c; 2 \leq c \leq n$ ) และกำหนดค่า Weighting exponent ( $m; 1 \leq m \leq \infty$ ) เลือกค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล  $v^{(0)}$  จากผลลัพธ์โดยวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง กำหนดค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้ ( $\epsilon$ ) และกำหนดตัวบอกจำนวนรอบเป็นศูนย์ ( $l = 0$ )
2. คำนวณหาค่า  $U^{(l)}$  โดยใช้  $v^{(l)}$  และสมการที่ (6.2)
3. คำนวณหาค่า  $v^{(l+1)}$  โดยใช้  $U^{(l)}$  และสมการที่ (6.3)
4. คำนวณหาค่า  $\Delta = \|v^{(l+1)} - v^{(l)}\|$  ถ้า  $\Delta > \epsilon$  กำหนดให้  $l = l + 1$  และไปที่ขั้นตอนที่ 2 แต่ถ้า  $\Delta \leq \epsilon$  หยุดการทำงาน

ในการแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา เราจะกำหนดจำนวนกลุ่มของข้อมูลเป็น 4 กลุ่ม คือ ส่วนประกอบจากหลัง, ส่วนเนื้อเยื่อและเส้นประสาท, ส่วนเส้นเลือดฝอย, และส่วนเส้นเลือดใหญ่ ตามลำดับ ดังนั้นเราจะนำจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูลของเส้นเลือดฝอยมาเป็นค่าเทรสโฮลด์ เพื่อไปทำการแยกแยะเส้นเลือดออกจากภาพจอประสาทตาต่อไป

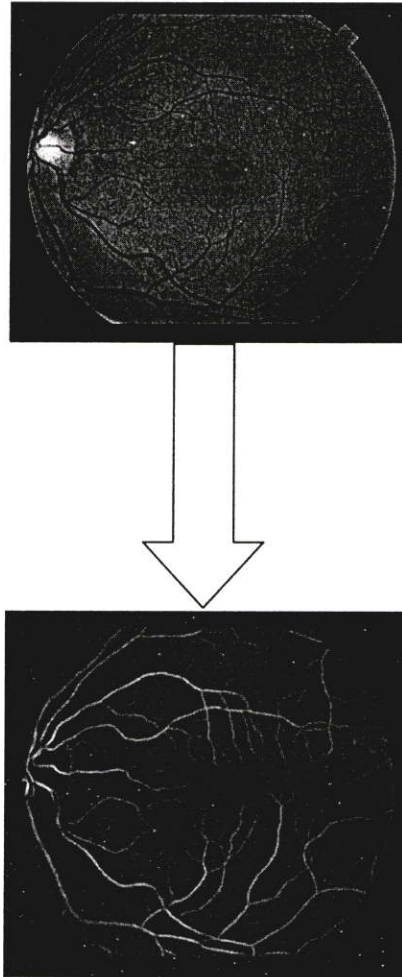
### 6.3 การทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีฟัซซี่ซีมีน

ในการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ โดยอาศัยกระบวนการของฟัซซี่ซีมีนที่ทำการปรับปรุงสามารถแสดงได้ดังโฟลว์ชาร์ตในรูปที่ 6.1



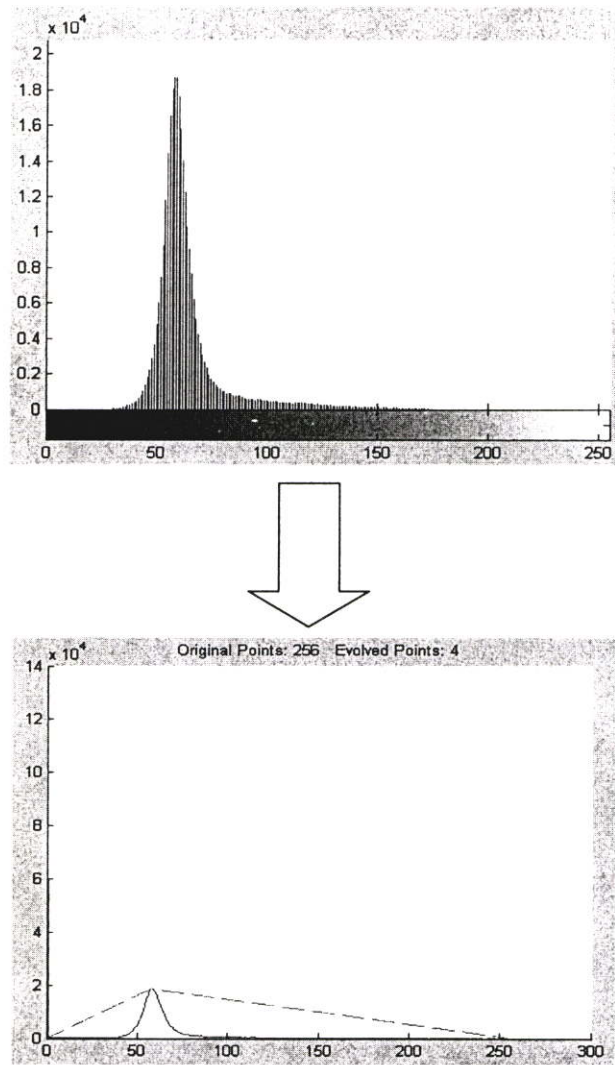
รูปที่ 6.1 กระบวนการทำเทรสโฮลด์ภาพจอประสาทตาเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ

จากรูปที่ 6.1 ในขั้นตอนแรกเราจะนำภาพถ่ายสีแบบ RGB ของจอประสาทตา โดยเฉพาะแชนเนลสีเขียว ซึ่งจะเห็นกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ชัดเจน มาปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter เพื่อให้เห็นกลุ่มของเส้นเลือดชัดเจนที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 6.2



**รูปที่ 6.2** ภาพจอประสาทตาหลังผ่านการปรับปรุงภาพด้วยวิธี Matched filter

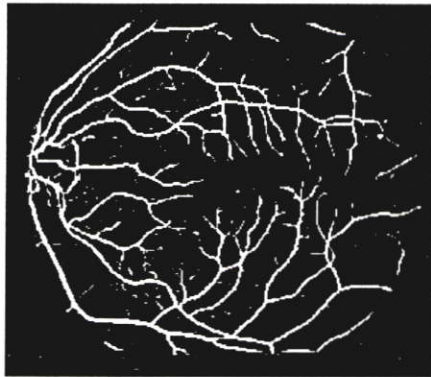
ภาพจอประสาทตาที่ผ่านวิธี Matched filter จะปรากฏกลุ่มของเส้นเลือดที่ชัดเจนขึ้น โดยจะเป็นภาพดิจิทัลแบบสีเทา ซึ่งจะมีค่าระดับสีเทายู่ระหว่าง 0 ถึง 255 โดยหลังจากนั้น เราจะนำภาพดังกล่าว มาหาฮิสโตแกรมเพื่อใช้ในกระบวนการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete curve evolution: DCE) ดังแสดงในรูปที่ 6.3 เพื่อหาจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูลของภาพจอประสาทตา ซึ่งจะเป็นค่าเริ่มต้นให้แก่กระบวนการฟัซซีซึมีนต่อไป



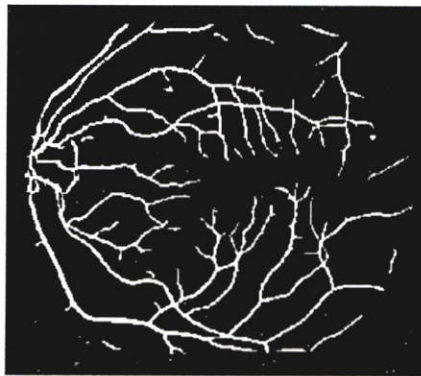
รูปที่ 6.3 กระบวนการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่องของฮิสโตแกรมเพื่อหาค่า  $v$

เมื่อเราได้ค่าเริ่มต้นของจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูล ( $v$ ) ทั้ง 4 กลุ่มของภาพจอประสาทตาแล้ว เราจะนำค่า  $v$  ไปเป็นค่าเริ่มต้นให้แก่กระบวนการฟิชชันที่มีนที่ทำการปรับปรุงจากหัวข้อ 6.2 โดยผลลัพธ์การแยกแยะกลุ่มของเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยกระบวนการฟิชชันที่มีนสำหรับการทำเทรสโพลด์ภาพ เราจะใช้ค่าจุดศูนย์กลางกลุ่มข้อมูลเส้นเลือดฝอยเป็นค่าเทรสโพลด์ เพื่อแสดงภาพแยกแยะกลุ่มของเส้นเลือดต่างๆ สำหรับภาพจอประสาทตา ดังแสดงในรูปที่ 6.4

จากรูปที่ 6.4 เราจะเห็นว่าภาพแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของจอประสาทตาด้วยวิธีการทำเทรสโพลด์ภาพ ยังปรากฏกลุ่มของเนื้อเยื่อ (Choroids) ของจอประสาทตาปะปนอยู่ ดังนั้นเราจึงเสนอวิธี Length filter (Connected component) [13] เพื่อกำจัดส่วนที่ไม่ใช่เส้นเลือดออกจากภาพ ดังแสดงในรูปที่ 6.5



**รูปที่ 6.4** ผลการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพ  
ซึ่งยังปรากฏกลุ่มของเนื้อเยื่อจอประสาทตาปะปนอยู่



**รูปที่ 6.5** ผลการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา

#### 6.4 สรุป

ในการทำเทรสโฮลด์ภาพจากกระบวนการฟัซซี่ซีมินที่ได้รับการปรับปรุงจากการเริ่มต้นด้วย  $u$  มาเป็น  $v$  ซึ่งได้จากการพิจารณารูปร่างของฮิสโตแกรมด้วยวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง สำหรับการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดต่างๆ ของภาพจอประสาทตา จะพบว่าสามารถลดเวลาในการคำนวณลงได้เมื่อเปรียบเทียบกับกระบวนการฟัซซี่ซีมินแบบเดิม แต่ในขณะเดียวกันยังคงให้คุณภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดดีกว่าวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพแบบอื่นๆ

## บทที่ 7

### การทดลองและผลการทดลอง

#### 7.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการนำเสนอผลการทดลองเกี่ยวกับการทำเทรสต์โฮลด์ภาพโดยอาศัยกระบวนการฟิชชีซึมินแบบเดิมและแบบที่ได้รับการปรับปรุง เพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา ซึ่งมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพในการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาและเวลาที่ใช้ในการประมวลผล นอกจากนี้ในการทดลองยังมีการเปรียบเทียบระหว่างการทำเทรสต์โฮลด์ภาพโดยอาศัยกระบวนการฟิชชีซึมินแบบวิธีการทำเทรสต์โฮลด์แบบอื่น

#### 7.2 ขอบเขตการทดลอง

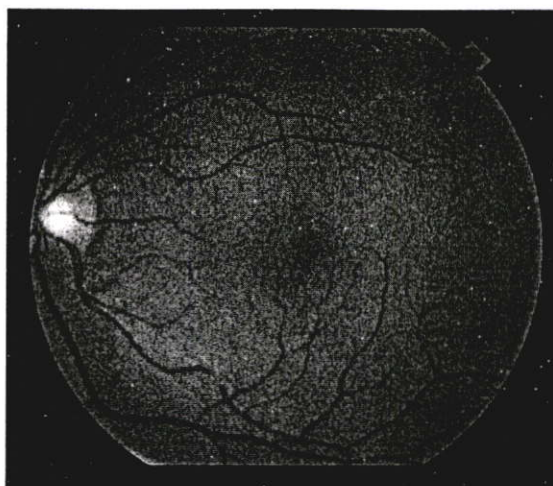
ในการทดลองเพื่อทำเทรสต์โฮลด์ภาพจอประสาทตาจะแบ่งเป็น 3 ส่วนใหญ่ๆ คือ ส่วนแรก จะเป็นการเปรียบเทียบระหว่างวิธีฟิชชีซึมินแบบเดิมกับวิธีฟิชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุง สำหรับการทำเทรสต์โฮลด์ภาพจอประสาทตา ว่าจะให้คุณภาพของการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดที่เหมือนกันหรือไม่ ส่วนที่สอง จะเป็นการทดลองเปรียบเทียบเวลาที่ใช้ในการประมวลผลระหว่างวิธีฟิชชีซึมินแบบเดิมกับวิธีฟิชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุง โดยข้อมูลที่ใช้ในการทดลองจะเป็นภาพจอประสาทตาขนาด 605x700 พิกเซล ที่มีค่าความเข้มของระดับสีเทา 256 ระดับ ส่วนที่สาม จะเป็นการเปรียบเทียบความถูกต้องในทอมของความไว (Sensitivity) และความแม่นยำ (Specificity) ของกลุ่มเส้นเลือดระหว่างวิธีการทำเทรสต์โฮลด์ภาพโดยอาศัยวิธีฟิชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุงกับวิธี Threshold probing และ วิธี Entropy thresholding เป็นต้น

#### 7.3 การเปรียบเทียบคุณภาพในการทำเทรสต์โฮลด์ภาพโดยอาศัยวิธีฟิชชีซึมินทั้ง 2 แบบ

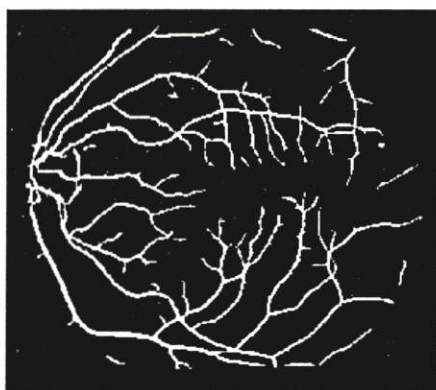
ในการทดลองของหัวข้อนี้จะเป็นการนำภาพถ่ายจอประสาทตามาทำการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือด โดยการทำเทรสต์โฮลด์ภาพซึ่งอาศัยวิธีฟิชชีซึมินทั้ง 2 แบบ เพื่อเปรียบเทียบความสามารถของการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา ว่าวิธีใดจะให้คุณภาพดีกว่ากัน โดยภาพที่ใช้ในการทดสอบจะเป็นภาพถ่ายจอประสาทตาจำนวน 5 ภาพ ดังแสดงในรูปที่ 7.1-7.5 ซึ่งสัญลักษณ์ที่ใช้แทนของวิธีทั้ง 2 จะกำหนดได้ดังนี้

FCM\_U แทน วิธีของฟิชชีซึมินแบบกำหนดค่าเริ่มต้นด้วยค่า  $u$  (แบบเดิม)

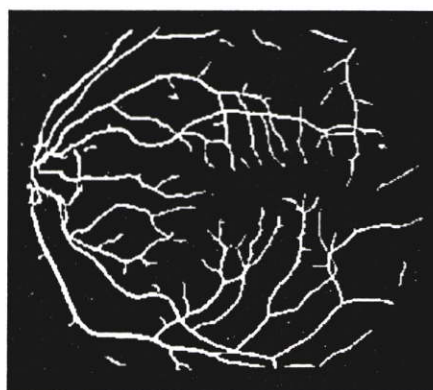
FCM\_V แทน วิธีของฟิชชีซึมินแบบกำหนดค่าเริ่มต้นด้วยค่า  $v$  (แบบที่ได้รับการปรับปรุง)



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา

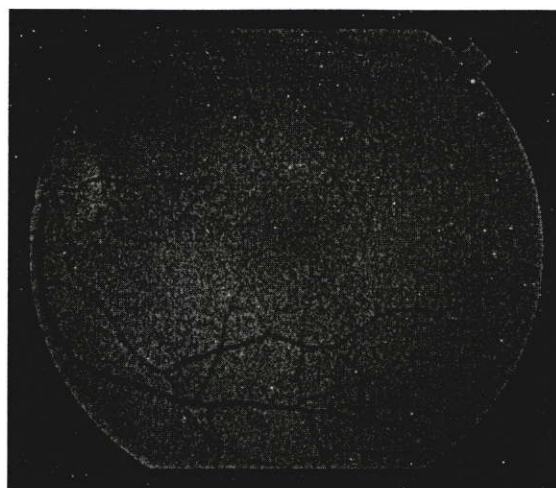


(ข) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_U



(ค) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_V

**รูปที่ 7.1** การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 1)  
ด้วยวิธี FCM\_U และ FCM\_V



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา

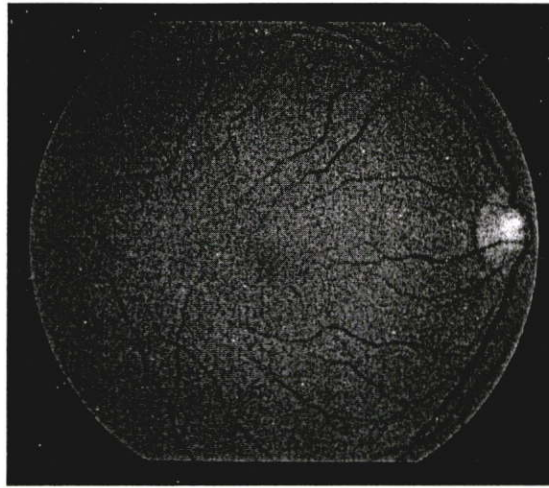


(ข) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_U

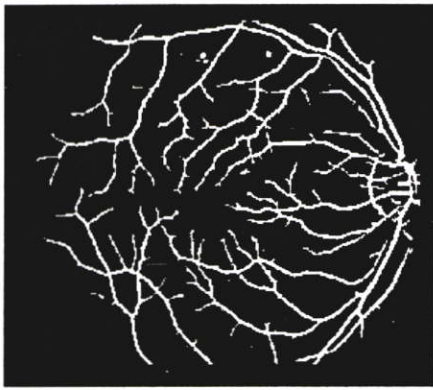


(ค) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_V

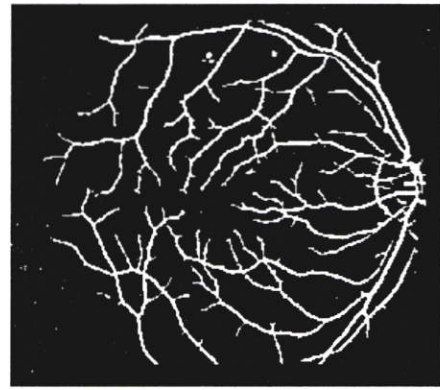
**รูปที่ 7.2** การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 2)  
ด้วยวิธี FCM\_U และ FCM\_V



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา

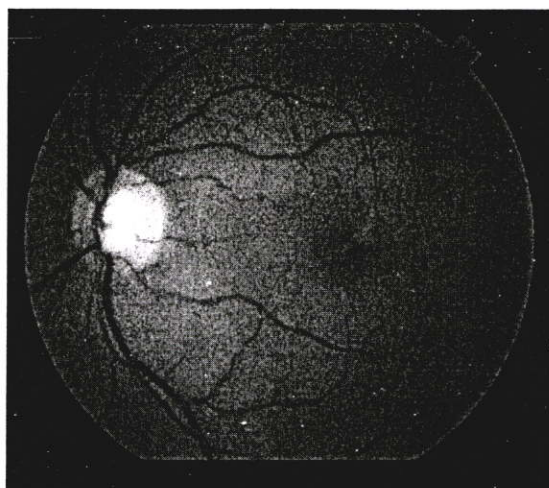


(ข) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำ  
เทอร์สโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_U

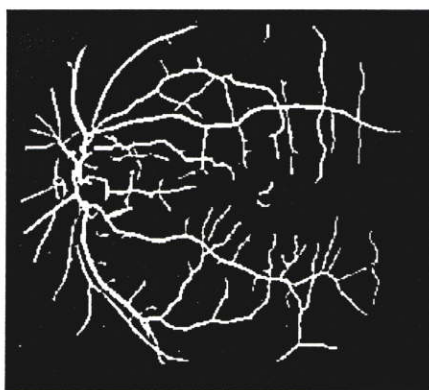


(ค) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำ  
เทอร์สโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_V

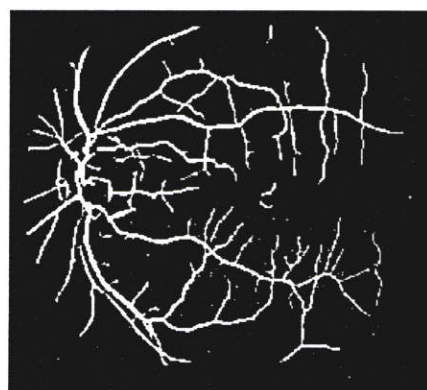
**รูปที่ 7.3** การทำเทอร์สโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 3)  
ด้วยวิธี FCM\_U และ FCM\_V



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา

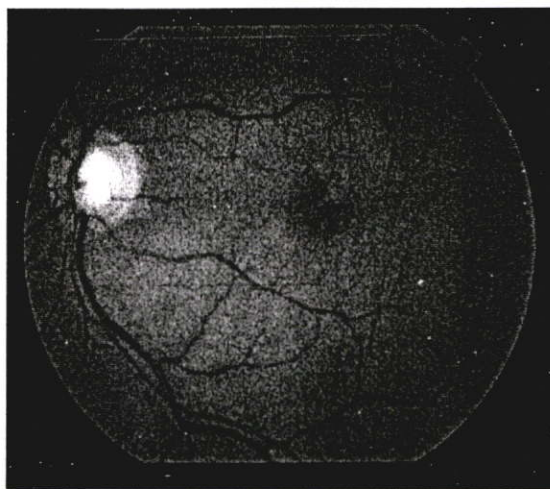


(ข) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือด โดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_U

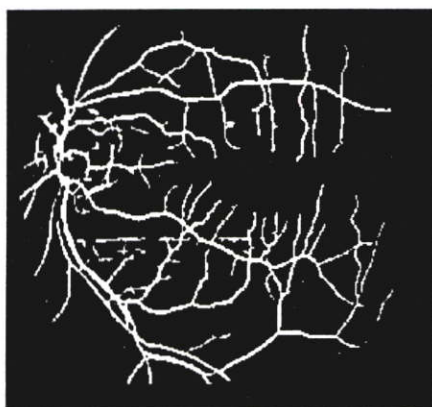


(ค) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือด โดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_V

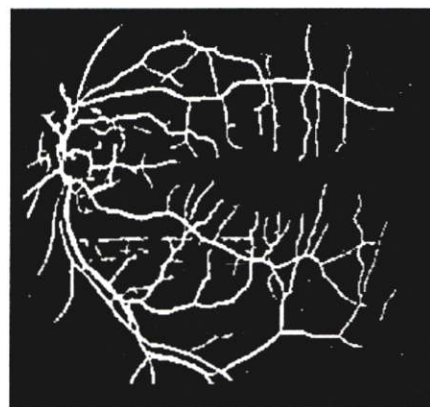
**รูปที่ 7.4** การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 4)  
ด้วยวิธี FCM\_U และ FCM\_V



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา



(ข) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือด โดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_U



(ค) ภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือด โดยการทำ  
เทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_V

รูปที่ 7.5 การทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา (ภาพที่ 5)  
ด้วยวิธี FCM\_U และ FCM\_V

จากรูปที่ 7.1-7.5 จะพบว่าภาพการแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี ฟิชชีซึมินแบบเดิม (FCM\_U) และแบบที่ได้รับการปรับปรุง (FCM\_V) จะสามารถแยกเส้นเลือดของ ภาพจอประสาทตาได้ดีเหมือนกัน เพราะว่าสมการต่างๆ ที่ใช้ในทั้ง 2 วิธี จากบทที่ 4 และบทที่ 6 ยัง ไม่สมการเดียวกัน โดยมีส่วนแตกต่างกันที่ขั้นตอนบางขั้นตอนที่สลับกันเท่านั้น ดังนั้นภาพที่ได้จาก การทำเทรสโฮลด์โดยทั้ง 2 วิธี เพื่อแยกแยะเส้นเลือดได้เหมือนกัน แต่สิ่งที่ต่างกันของวิธีทั้ง 2 คือ เวลาที่ใช้ในการคำนวณจะเห็นได้ว่ากระบวนการของฟิชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุง ใช้เวลาน้อยกว่ากระบวนการฟิชชีซึมินแบบเดิม ทั้งนี้ก็เนื่องจากค่า  $v$  ที่เป็นค่าเริ่มต้นสำหรับกระบวนการ ฟิชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุง ได้มาจากการพิจารณารูปร่างฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตา ด้วยวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง (DCE) ซึ่งมีการกระจายตัวเข้าใกล้ค่า  $v$  ที่เหมาะสม มากกว่าค่า  $v$  ที่ได้มาจากกระบวนการฟิชชีซึมินแบบกำหนดค่าเริ่มต้นด้วยค่า  $u$  (แบบเดิม) เพราะค่า  $u$  ที่เป็นค่าเริ่มต้นนั้น หาได้มาจากการสุ่มตัวเลข นั้นเอง

#### 7.4 การเปรียบเทียบเวลาในการทำเทรสโฮลด์ภาพโดยอาศัยวิธีฟิชชีซึมินทั้ง 2 แบบ

ในหัวข้อนี้จะเป็นการนำเสนอการเปรียบเทียบเวลาที่ใช้ในการคำนวณระหว่างกระบวนการ ของฟิชชีซึมินทั้งสองแบบ โดยมีข้อมูลและพารามิเตอร์ คือ ภาพถ่ายจอประสาทตาเป็นภาพขนาด 605x700 พิกเซล ที่มีค่าความเข้มของระดับสีเทา 256 ระดับ และ ค่า  $m$  (weight constant) = 2 [17] และ ค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้ ( $\epsilon$ ) = 0.1 และ จำนวนกลุ่มข้อมูล  $c = 4$  ดังนั้นผลข้อมูลของเวลาที่ใช้ในการ คำนวณเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดระหว่างกระบวนการทั้งสองสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 7.1

ตารางที่ 7.1 การเปรียบเทียบเวลาในการแยกแยะเส้นเลือดระหว่างกระบวนการ FCM\_U กับ FCM\_V

ภาพที่	เวลาของกระบวนการ FCM_U (วินาที)	เวลาของกระบวนการ FCM_V (วินาที)
1	111.43	54.56
2	87.58	42.06
3	90.19	51.26
4	121.67	43.17
5	104.69	42.15
เวลาเฉลี่ย	85.92	38.86

จากตารางที่ 7.1 จะเห็นว่าการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดด้วยวิธี FCM\_V จะใช้เวลาน้อยกว่าการคำนวณด้วยวิธี FCM\_U ทุกภาพ ก็เนื่องมาจากค่า  $v$  ซึ่งเป็นค่าเริ่มต้นให้กับวิธี

FCM\_V หามาได้จากการพิจารณารูปร่างฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตาด้วยวิธี DCE ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับค่า  $v$  ที่เหมาะสม จึงทำให้เวลาในการคำนวณน้อยกว่าวิธี FCM\_U

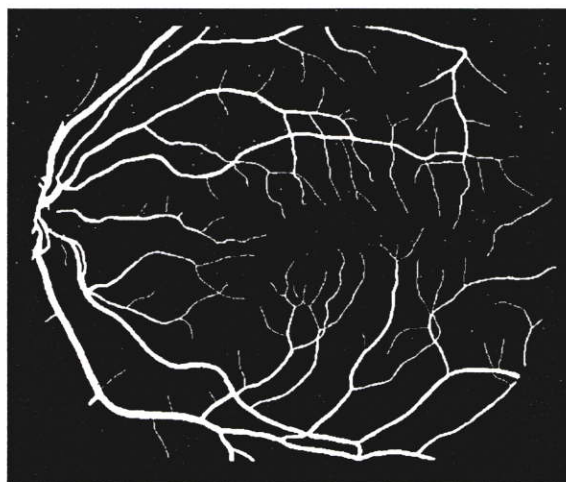
## 7.5 การเปรียบเทียบความถูกต้องของตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ

การทดสอบประสิทธิภาพกรรมวิธีการระบุตำแหน่งเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีที่กล่าวมาในงานวิจัยนี้ จะต้องคำนึงถึงความไว (Sensitivity) และความแม่นยำ (Specificity) ดังแสดงในสมการที่ 7.1 และ 7.2

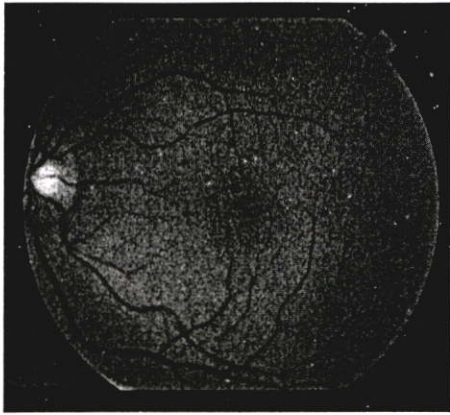
$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{Total number of positives correctly identified}}{\text{Total number of positives}} \times 100 \quad (7.1)$$

$$\text{Specificity} = \frac{\text{Total number of negatives correctly identified}}{\text{Total number of negatives}} \times 100 \quad (7.2)$$

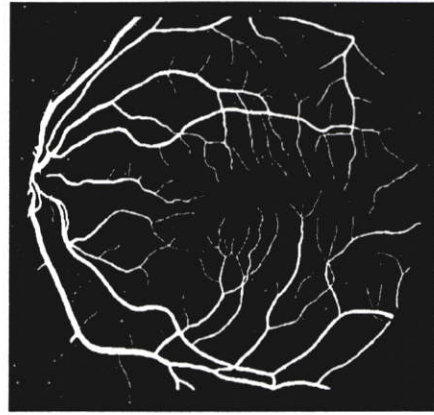
ในการคำนวณหาค่าความไวและความแม่นยำ เราจำเป็นต้องใช้ภาพที่แสดงตำแหน่งเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาที่ถือว่าถูกต้อง ซึ่งวาดโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญก่อนสำหรับใช้ในสมการที่ 7.1 และ 7.2 เพื่อหาประสิทธิภาพของระบบ ดังแสดงตัวอย่างของภาพเส้นเลือดที่วาดโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในรูปที่ 7.6 สำหรับการเปรียบเทียบความถูกต้องในเทอมของความไว (Sensitivity) และความแม่นยำ (Specificity) ของกลุ่มเส้นเลือดระหว่างวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพโดยอาศัยวิธีฟัซซีซีมีนแบบที่ได้รับการปรับปรุงกับวิธี Threshold probing [9] และ วิธี Entropy thresholding [8] ดังแสดงในรูปที่ 7.7-7.11 และตารางที่ 7.2-7.3



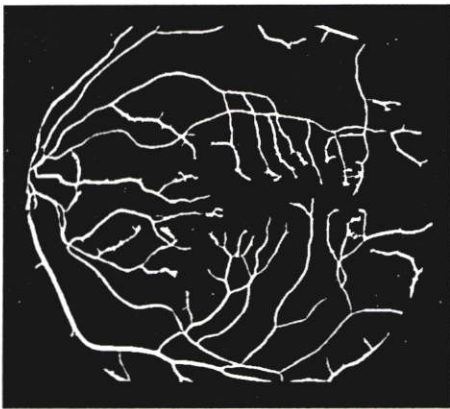
รูปที่ 7.6 แสดงตัวอย่างภาพเส้นเลือดจอประสาทตาซึ่งวาดโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา

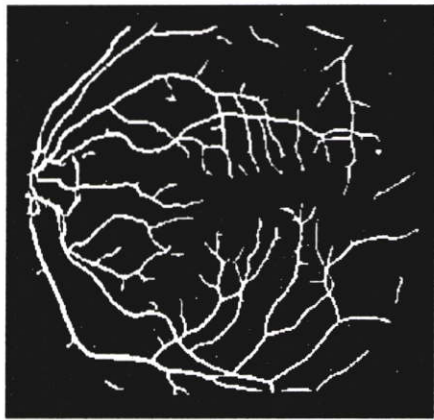


(ข) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดซึ่งวาดโดยแพทช์



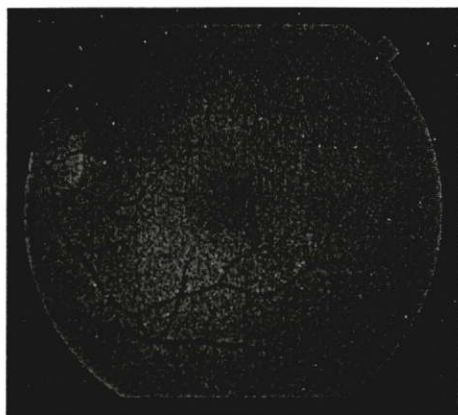
(ค) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธี

Threshold probing [9]



(ง) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธีที่นำเสนอ

รูปที่ 7.7 แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 1)



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา



(ข) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดซึ่งวาดโดยแพทย์



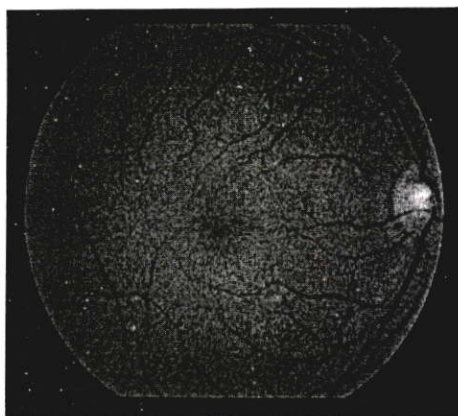
(ค) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธี

Threshold probing [9]

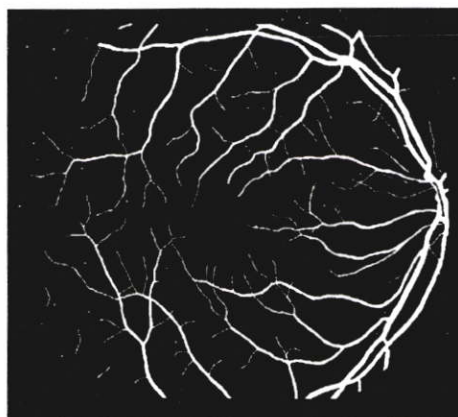


(ง) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธีที่นำเสนอ

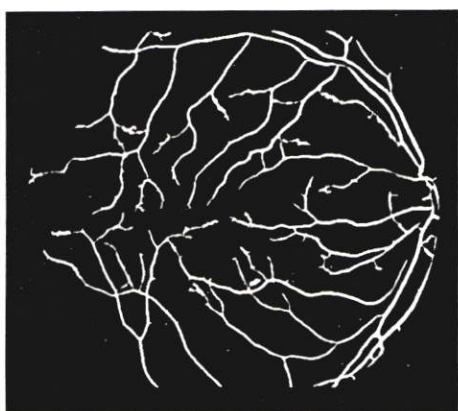
รูปที่ 7.8 แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรชโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 2)



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา

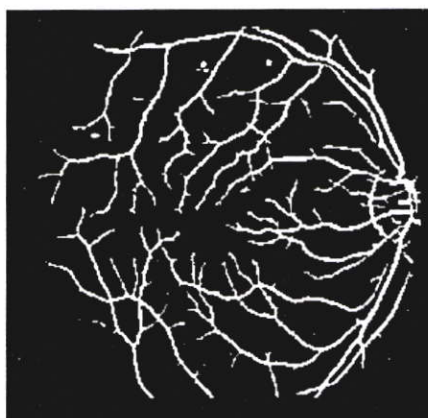


(ข) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดซึ่งวาดโดยแพทย์



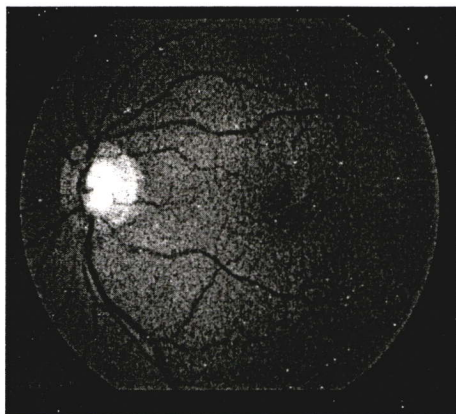
(ค) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธี

Threshold probing [9]

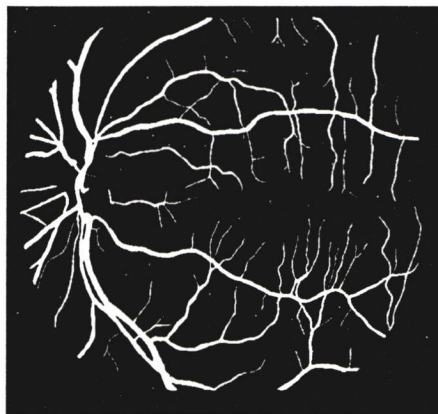


(ง) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธีที่นำเสนอ

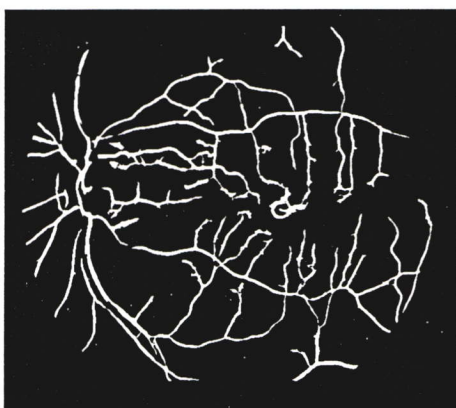
รูปที่ 7.9 แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 3)



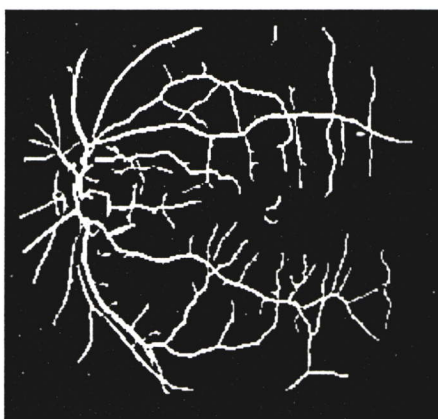
(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา



(ข) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดซึ่งวาดโดยแพทย์

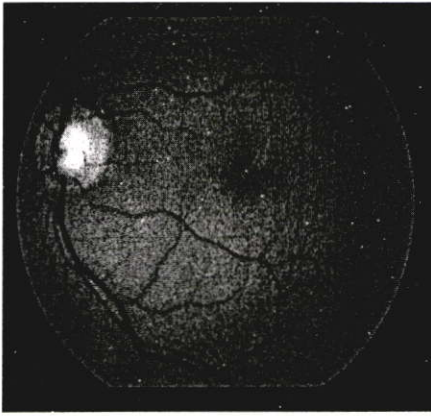


(ค) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธี  
Threshold probing [9]

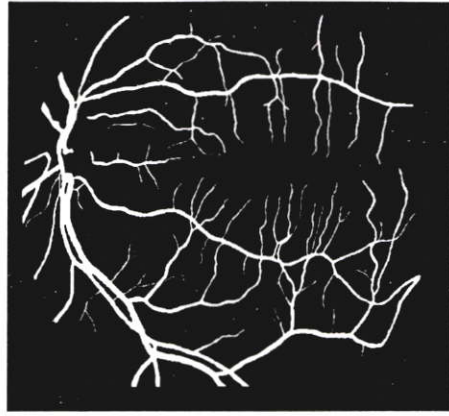


(ง) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธีที่นำเสนอ

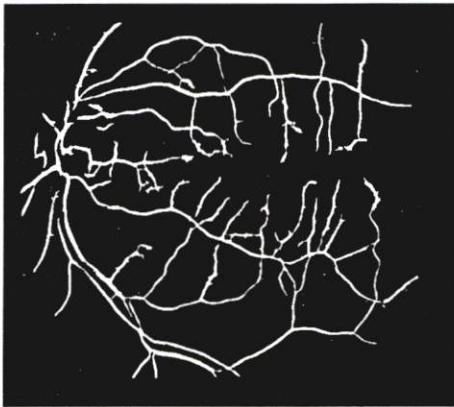
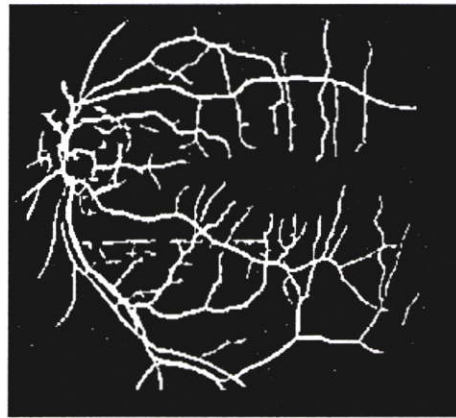
รูปที่ 7.10 แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรชโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 4)



(ก) ภาพถ่ายจอประสาทตา



(ข) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดซึ่งวาดโดยแพทช์

(ค) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธี  
Threshold probing [9]

(ง) ภาพตำแหน่งเส้นเลือดจากวิธีที่นำเสนอ

รูปที่ 7.11 แสดงการเปรียบเทียบการแยกแยะเส้นเลือดด้วยวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพ (ภาพที่ 5)

ตารางที่ 7.2 แสดงประสิทธิภาพของการแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาจากวิธีที่นำเสนอ

ภาพที่	Sensitivity (%)	Specificity (%)
1	80.43	97.61
2	87.34	94.97
3	83.79	96.17
4	73.15	97.76
5	71.83	95.66
ค่าเฉลี่ย	79.31	96.43

ตารางที่ 7.3 แสดงประสิทธิภาพของการแยกแยะเส้นเลือดโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพ

อัลกอริธึม	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Summation
	(A)	(B)	(A+B)
Entropy Thresholding [8]	51.22	99.56	150.78
Threshold Probing [9]	67.50	97.51	165.01
วิธีที่นำเสนอ	79.31	96.43	175.74

จากรูปที่ 7.7-7.11 จะเห็นว่าวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีฟัชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุง สามารถแยกแยะเส้นเลือดฝอยและเส้นเลือดใหญ่ได้ดีกว่า ก็เพราะว่าการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีฟัชชีซึมินจะสามารถแบ่งกลุ่มข้อมูลของภาพจอประสาทตาออกเป็น 4 กลุ่ม คือ กลุ่มฉากหลัง กลุ่มเนื้อเยื่อจอประสาทตา กลุ่มเส้นเลือดฝอย และกลุ่มเส้นเลือดใหญ่ จึงทำให้การทำเทรสโฮลด์ภาพได้ละเอียดกว่าวิธีการทำเทรสโฮลด์แบบอื่นๆ ซึ่งจะแบ่งกลุ่มเป็น 2 กลุ่ม คือ วัตถุ และ ฉากหลังเท่านั้น ดังนั้นวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยฟัชชีซึมินจึงสามารถแยกแยะเส้นเลือดฝอยและเส้นเลือดใหญ่ออกมาได้ชัดเจน

## 7.6 สรุป

จากการทดลองทำการแยกแยะเส้นเลือดของภาพจอประสาทตา จะพบว่าการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีฟัชชีซึมินแบบเดิม (FCM\_U) กับวิธีฟัชชีซึมินแบบที่ได้รับการปรับปรุง (FCM\_V) จะให้ประสิทธิภาพให้การแยกแยะเส้นเลือดได้ดีกว่าการทำเทรสโฮลด์แบบอื่น แต่ในขณะเดียวกันจะเห็นว่าวิธี FCM\_V นั้นใช้เวลาการประมวลผลที่น้อยกว่าวิธี FCM\_U และยังให้คุณภาพของการแยกแยะเส้นเลือดที่เท่ากัน

## บทที่ 8

# สรุปผลและแนวทางการพัฒนา

### 8.1 สรุปผลการทดลอง

จากการที่ได้นำภาพถ่ายจอประสาทตา มาทำการทดลองแยกแยะเส้นเลือดโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพ ซึ่งอาศัยวิธีฟัซซี่ซึ่มินแบบกำหนดค่าเริ่มต้นจากค่าสมาชิกภาพ (FCM\_U) และวิธีฟัซซี่ซึ่มินแบบที่ได้รับการปรับปรุงค่าเริ่มต้นจากค่าสมาชิกภาพของข้อมูลมาเป็นค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลภาพ (FCM\_V) ที่ได้จากพิจารณาารูปร่างฮิสโตแกรมของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีการเปลี่ยนแปลงเส้นโค้งแบบไม่ต่อเนื่อง (DCE) โดยผลการทดสอบปรากฏออกมาแสดงให้เห็นว่า การทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีของ FCM\_U กับ การทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีของ FCM\_V นั้นให้ผลออกมาที่เหมือนกัน แต่ในขณะที่การทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธี FCM\_V กลับใช้เวลาในการกระทำกระบวนการแยกแยะเส้นเลือดน้อยกว่าการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีของ FCM\_U ทั้งนี้เพราะการกำหนดค่าเริ่มต้นของวิธี FCM\_V นั้นมีการคำนวณค่าจุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูล (v) ที่เป็นค่าเริ่มต้นมีค่าใกล้จุดศูนย์กลางของกลุ่มข้อมูลภาพที่แท้จริง ดังนั้นจึงทำให้กระบวนการคำนวณโดยใช้จำนวนการวนรอบที่น้อยลง แต่ในขณะที่วิธีของ FCM\_U นั้นใช้การกำหนดค่าสมาชิกภาพของข้อมูล (u) ซึ่งเป็นค่าคงที่มาเป็นค่าเริ่มต้น เมื่อนำค่า u ดังกล่าวไปทำการคำนวณค่า v เริ่มต้นจะทำให้ได้ค่า v ที่ไม่เหมาะสมกับค่า v ที่แท้จริงของภาพจอประสาทตา ดังนั้นจึงทำให้จำนวนการวนรอบในการคำนวณมากกว่าปกติ ซึ่งเป็นเหตุผลที่ทำให้กระบวนการของ FCM\_U ใช้เวลานานกว่ากระบวนการของ FCM\_V

นอกจากนั้นวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพเพื่อแยกแยะกลุ่มเส้นเลือดของภาพจอประสาทตาด้วยวิธีฟัซซี่ซึ่มินแบบที่ได้รับการปรับปรุง (FCM\_V) สามารถแยกแยะเส้นเลือดฝอยและเส้นเลือดใหญ่ได้ดีกว่า ก็เพราะว่าการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยวิธีฟัซซี่ซึ่มินจะสามารถแบ่งกลุ่มข้อมูลของภาพจอประสาทตาออกเป็น 4 กลุ่ม คือ กลุ่มฉากหลัง กลุ่มเนื้อเยื่อจอประสาทตา กลุ่มเส้นเลือดฝอย และกลุ่มเส้นเลือดใหญ่ จึงทำให้การทำเทรสโฮลด์ภาพได้ละเอียดกว่าวิธีการทำเทรสโฮลด์แบบอื่นๆ ซึ่งจะแบ่งกลุ่มเป็น 2 กลุ่ม คือ วัตถุ และ ฉากหลังเท่านั้น ดังนั้นวิธีการทำเทรสโฮลด์ภาพด้วยฟัซซี่ซึ่มินจึงสามารถแยกแยะเส้นเลือดฝอยและเส้นเลือดใหญ่ออกมาได้ชัดเจน

### 8.2 แนวทางการพัฒนา

จากการแยกแยะเส้นเลือดโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพจอประสาทตาด้วยวิธีของ FCM\_U และ FCM\_V นั้นจะเป็นกระบวนการที่ใช้หลักของการคำนวณแบบวนรอบ ที่ต้องมีการคำนวณค่า u และ v

อยู่ถูกรอบจนกว่าค่าผลต่างจะน้อยกว่าค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้ ดังนั้นเราอาจจะแนวทางของหลักการ Approximate Fuzzy C-Means (AFCM) [2] ซึ่งในหลักการนี้จะมีการพัฒนาจากการคำนวณค่า  $u$  และ  $v$  ถูกรวมมาเป็นการเปิดตารางเพื่อหาค่า  $u$  และ  $v$  ซึ่งค่า  $u$  และ  $v$  ที่ได้นี้จะเป็ค่าประมาณที่ยอมรับได้ ซึ่งจากการใช้วิธีการเปิดตารางมาแทนการคำนวณจะทำให้ลดเวลาในการกระทำกระบวนการแยกแยะ เส้นเลือดโดยการทำเทรสโฮลด์ภาพจอประสาทตาด้วยวิธีฟัซซี่ซีมีนไปได้มาก ดังนั้นในแนวทางการพัฒนาถ้าเรามีการนำเอาวิธีของ FCM\_V มากระทำแบบเดียวกับวิธีของ AFCM ก็จะทำให้ลดเวลาในการคำนวณลงไปได้อีกมาก

## เอกสารอ้างอิง

- [1] วณิชชา ชื่นก่องแก้ว. **ตำราประสาทจักษุวิทยา**. กรุงเทพมหานคร : งานตำราวารสารและสิ่งพิมพ์ สถานเทคโนโลยีการศึกษาแพทยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล. 2546.
- [2] J. C. Bezdek, J. Keller, R. Krisnapuram, and N. R. Pal. **Fuzzy Models and Algorithm for Pattern Recognition and Image Processing**. Massachusetts : Kluwer Academic Publisher. 1999.
- [3] L. J. Latecki and R. Lakamper. "Shape Similarity Measure Based on Correspondence of Visual Parts." **IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, vol. 22, no. 10, 2000. pp. 1185-1190.
- [4] N. J. Wareham. "Cost-Effectiveness of Alternative Method for Diabetic Retinopathy Screening." **Diabetes Care**, vol. 16, 1993. pp. 844.
- [5] ศักดิ์ชัย วงศ์กิตติรักษ์ และคณะ. **ตำราจักษุวิทยา**. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์. 2548.
- [6] Yannis A. Toliass, Stavros M. Panas. "A Fuzzy Vessel Tracking Algorithm for Retinal Images Based on Fuzzy Clustering." **IEEE Transaction on Medical Imaging**, vol. 17, no. 2, 1998. pp. 263-273.
- [7] Chanjira Sinthanayothin, James F Boyce, Helen L Cook, Tom H Williamson. "Automated Localisation of The Optic Disc, Fovea, and Retinal Blood Vessels from Digital Colour Fundus Images." **NECTEC Technical Journal**, vol. 1, no. 6, 2000. pp. 207-218.
- [8] C. W. Yang, S. C. Chao, C. M. Wang, C. H. Wen, P. C. Chung, and C. I. Chang. "Computer-Aided Diagnostic Detection System of Venous Beading in Retinal Images." **Optical Engineering**, vol. 39, no. 5, 2000. pp. 1293-1303.
- [9] A. Hoover, V. Kouznetsova, and M. Goldbaum. "Locating Blood Vessels in Retinal Images by Piecewise Threshold Probing of Matched Filter Response." **IEEE Transaction on Medical Imaging**, vol. 19, no. 3, 2000. pp. 203-210.
- [10] พรพล สาครินทร์ และ กฤษณา แก้วมณี. **3D Graphics**. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์ซัคเซสมีเดีย จำกัด. 2546.

- [11] S. Chaudhuri, S. Chatterjee, N. Katz, M. Neson, and M. Goldbaum. "Detection of Blood Vessels in Retinal Images using Two-Dimensional Matched Filter." **IEEE Transaction on Medical Imaging**, vol. 8, no. 3, 1989. pp. 263-269.
- [12] N. Otsu. "A Threshold Selection Method from Gray-Scale Histograms." **IEEE Transaction on System Man. Cybern.**, vol. 9, no. 1, 1978. pp. 62-66.
- [13] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, S. L. Eddins. **Digital Image Processing Using MATLAB**. New Jersey : Prentice-Hall, Inc. 2004.
- [14] Vojislav Kecman. **Learning and Soft Computing**. Massachusetts : The MIT Press. 2001.
- [15] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork. **Pattern Classification**. 2nd ED. New York : John Wiley & Sons, Inc. 2001.
- [16] S. Paritotakapron, S. Airphaiboon, M. Sangworasil, and S. Kondo. "The Fuzzy C-Means Medical Image Clustering Based on Histogram Analysis" **Proc. The 6<sup>th</sup> IEEE International Workshop on Intelligent Signal Processing and Communication System**, vol. 1, 1998. pp. 185-188.
- [17] D. L. Pham and J.L. Prince. "Adaptive Fuzzy Segmentation of Magnetic Resonance Images" **IEEE Transaction on Medical Imaging**, vol. 18, no. 9, 1999. pp. 737-752.
- [18] R. C. Gonzalez and R. E. Wood. **Digital Image Processing**. 2nd ED. New Jersey : Prentice-Hall, Inc. 2002.
- [19] L. J. Latecki and R. Lakamper. "Shape Similarity Measure Based on Correspondence of Visual Parts" **IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, vol. 22, no. 10, 2000. pp. 1185-1190.

## ภาคผนวก

## ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Supot Sookpotharom, Supan Tungjitkusolmun, Surapan Airphaiboon, and Manas Sangworasil. “Classification of Magnetic Resonance Images Using Support Vector Machines” **Proc. The 9<sup>th</sup> International Symposium on Integrated Circuits, Devices & Systems**, vol. 1, 2001. pp. 488-491.
2. Supot Sookpotharom, Manas Sangworasil, Surapan Airphaiboon, and Moriyuki Matsuo. “Hand-Writing Character Recognition Using Support Vector Machines” **Proc. International Symposium on Communications and Information Technology**, vol. 1, 2001. pp. 63-66.
3. Supot Sookpotharom, Sutrat Reruangs, Surapan Airphaiboon, and Manas Sangworasil. “Medical Image Compression Using Vector Quantization and Fuzzy C-Means” **Proc. The Second International Symposium on Communications and Information Technology**, vol. 1, 2002. pp. 171-173.
4. Supot Sookpotharom, Nopparat Pansaena, Surapan Airphaiboon, and Manas Sangworasil. “Vector Quantization for Medical Image Compression Based on DCT and Fuzzy C-Means” **Proc. The International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications**, vol. 1, 2002. pp. 751-753.
5. Supot Sookpotharom and Manas Sangworasil. “Codebook Design Algorithm for Classified Vector Quantization Based on Fuzzy Clustering” **Proc. IEEE International Conference on Industrial Technology**, vol. 2, 2002. pp. 751-753.
6. Supot Sookpotharom, Yuttana Kitjaidure, and Manas Sangworasil. “Medical Image Compression Using Tree-Structured Vector Quantization and Fuzzy C-Means” **International Journal of Nonlinear Sciences and Numerical Simulation**, vol. 1, 2002. pp. 243-247.
7. Supot Sookpotharom, Chuchart Pintavirooj, and Manas Sangworasil. “Retinal Blood Vessel Segmentation Based on Image Threshold Using Discrete Curve Evolution and Fuzzy Clustering” **Journal of Signal Processing**, vol. 10, no. 6, 2006. pp. 433-440.

8. Supot Sookpotharom, Thanapong Chaichana, Chuchart Pintavirooj, and Manas Sangworasil.  
“Automatic Segmentation of Blood Vessels in Retinal Image Based on Fuzzy K-Median Clustering” **Proc. IEEE International Conference on Integration Technology**, vol. 1, 2007. pp. 584-588.
9. Supot Sookpotharom, Thanapong Chaichana, Chuchart Pintavirooj, and Manas Sangworasil.  
“Segmentation of Magnetic Resonance Images Using Discrete Curve Evolution and Fuzzy Clustering” **Proc. IEEE International Conference on Integration Technology**, vol. 1, 2007. pp. 697-700.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายสุพจน์ สุขโพธารมณ
วัน เดือน ปีเกิด	1 กันยายน 2513 ที่จังหวัดราชบุรี
ที่อยู่	91/102 หมู่ 5 หมู่บ้านฟ้าชมพฤษ์ 2 ถนนลำลูกกา ตำบลลำลูกกา อำเภอลำลูกกา จังหวัดปทุมธานี 12150 โทร. 0-2987-1704
ประวัติการศึกษา	2538 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2542 Master of Science in Electrical Engineering Wayne State University, U.S.A.
ประสบการณ์การทำงาน	
พ.ศ. 2538-2544	อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพ
พ.ศ. 2544-2547	หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพ
พ.ศ. 2549-ปัจจุบัน	หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพ