



ซอฟต์แวร์สำหรับวิเคราะห์เบาหวานขึ้นจอตาโดยใช้หลักการประมวลผล  
ด้วยภาพ

COMPUTER SOFTWARE FOR DIABETIC RETINOPATHY ANALYSIS  
BASED ON IMAGE PROCESSING



ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ปีการศึกษา 2556  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COMPUTER SOFTWARE FOR DIABETIC RETINOPATHY  
ANALYSIS BASED ON IMAGE PROCESSING



NUTPAPOL      SASTRANURUK

SUPHACHART    LEEWIWATWONG

ANUSID          THONAVANIG

THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF

BACHELOR OF ENGINEERING IN MECHATRONICS ENGINEERING

FACULTY OF ENGINEERING

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุผลเปลี่ยนแปลง และต้องอ้างอิงถึงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ACADEMIC YEAR 2013

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2556

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ซอฟต์แวร์สำหรับวิเคราะห์เบาหวานขึ้นจอตาโดยใช้หลักการประมวลผลด้วยภาพ

COMPUTER SOFTWARE FOR DIABETIC RETINOPATHY ANALYSIS BASED ON  
IMAGE PROCESSING

ผู้จัดทำ นายณัฐปภณ ศาสตราวุธรักษ์ 53010470

นายศุภชาติ สิววัฒนวงศ์ 53011596

นายอนุศิษฐ์ โทณะวนิก 53011849

  
.....อาจารย์ที่ปรึกษา  
(ดร. ดอน อิศรากร)

  
.....อาจารย์ที่ปรึกษา  
(อาจารย์songเมือง นันทขว้าง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ซอฟต์แวร์สำหรับวิเคราะห์เบาหวานขึ้นจอตาโดยใช้หลักการประมวลผลด้วยภาพ

โดย

นายณัฐปภณ ศาสตร์านุรักษ์ 53010470

นายศุภชาติ สีวิวัฒน์วงศ์ 53011596

นายอนุศิษฐ์ โทณะวนิก 53011849

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.ดอน อิศรากร

อาจารย์สองเมือง นันทขว้าง

ปีการศึกษา 2556

## บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการนำเอาการประมวลผลภาพมาใช้ในการวิเคราะห์อาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตา โดยนำภาพจอประสาทตาจากแพทย์มาทำการวิเคราะห์ โดยจุดมุ่งหมายของงานนี้คือสามารถที่จะตรวจอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตาโดยใช้การประมวลผลด้วยภาพและสามารถใช้งานได้สะดวกผ่านทาง Graphical User Interface (GUI) โดยประโยชน์ที่จะได้รับคือสามารถแบ่งเบาภาระของจักษุแพทย์เพราะคนไข้มีจำนวนมาก โดยจะใช้กระบวนการต่างๆ ชั้นแรก จะทำการปรับปรุงภาพเพื่อให้ภาพมีคุณภาพดีขึ้น ต่อมาจะทำการตรวจหา Optic Disc (OD) และลบทิ้งเพื่อไม่ให้เกิดความผิดพลาดในการตรวจจับความผิดปกติ เนื่องจากมีสีที่ใกล้เคียงกับจุดสีเหลือง ต่อมาจะใช้ Support Vector Machine (SVM) ในการตรวจหาความผิดปกติจะตรวจเจอภาพปกติ, ภาพที่มีจุดสีเหลือง และภาพที่มีพังผืด ต่อมาจะทำการคัดแยกจุดสีเหลืองในภาพ โดยการใช้ขอบของภาพมาทำการคืนสภาพรูป และทำการคัดแยกสี ในขั้นสุดท้ายจะแบ่งว่าเป็นจุดสีเหลืองหรือไม่โดยการใช้ขอบของจุดสีเหลือง แต่ถ้าหาขอบยากในการแบ่งแยกจะใช้ตำแหน่งของจุดสีเหลืองในการแบ่งแยก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# COMPUTER SOFTWARE FOR DIABETIC RETINOPATHY ANALYSIS BASED ON IMAGE PROCESSING

By

Mr. Nutpapol Sastranuruk 53011596

Mr. Suphachart Leewiwatwong 53010470

Mr. Anusid Thonavanig 53011849

Advisors

Dr. Don Isarakorn

Mr. Songmoung Nundrakwang

Academic Year 2013

## ABSTRACT

This thesis presents detecting Diabetic Retinopathy by using image processing. The objective of this project is to share the work from the ophthalmologist because diabetic people have more than ophthalmologist to analyst. The software will import the image that brings from the ophthalmologist to distinguish the normal person and diabetic retinopathy person and is easy to use by creating the friendly Graphical User Interface (GUI). To achieve the goal, the proposed method first preprocesses to improve the quality of fundus image, and then Optic Disc (OD) is detected and eliminated to prevent the interference to the result of diabetic retinopathy detection. Next, diabetic retinopathy is detected by using Support Vector Machine (SVM). The results are normal, NPDR, PDR. Next, NPDR are extracted in normal images by filtering, reconstruction and color classifying. Finally, NPDR are classified by determining their edges but if their edges are difficult to classify, the location of dot is used instead.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำปฏิญานិพนธ์ฉบับนี้ สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เพราะได้รับความช่วยเหลืออย่างดีจากดร.กิงกาญจน์ สุขคณาภิบาล, ดร.ดอน อิศรากร, ดร.วรวัฒน์ เชิญสวัสดิ์ และอาจารย์สองเมือง นันทขวาง ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาแนะนำที่ดีมาโดยตลอดตั้งแต่ต้น และความช่วยเหลืออื่นๆ ที่เป็นประโยชน์ ตลอดจนบันดาลใจที่ทำให้ปฏิญานิพนธ์นี้เสร็จสมบูรณ์ได้ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ ทุกคนที่ทำให้กำลังใจ คอยให้คำปรึกษาแนะนำที่ดี และความรู้ที่ดีมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ คณะผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่าปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้จะมีประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจไม่มากนักน้อย หากมีข้อผิดพลาดประการใดก็ขออภัยมา ณ ที่นี้ด้วย

คณะผู้จัดทำ

นายณัฐภณ ศาสตราณรงค์

นายศุภชาติ ลิวิวัฒน์วงศ์

นายอนุศิษฐ์ โทณะวนิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	X
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
1.4 วิธีการดำเนินงาน	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.6 ส่วนประกอบของปริญญานิพนธ์	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 โรคเบาหวานขึ้นจอตา	4
2.1.1 การจำแนกประเภทของอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตา	5
2.2 การประมวลผลภาพ	7
2.2.1 การเตรียมภาพ	7
2.2.1.1 Histogram Equalization	7
2.2.1.2 Adaptive Histogram Equalization	7
2.2.1.3 Matched Filter	8
2.2.1.4 การแปลงเวฟเล็ท	10
2.2.2 การประมวลผล	13
2.2.2.1 Otsu Threshold	13
2.2.2.2 เทคนิคของการ Hit และ Miss	15
2.2.2.3 การขยายภาพ (Dilation)	15
2.2.2.4 การทำภาพเป็นขาว-ดำ (Entropy)	16
2.2.2.5 การแยกส่วนด้วย ROI Base	17
2.2.2.6 Optic Disc Localization	18
2.2.2.7 การสกัด Optic Disc	18
2.2.2.8 Support Vector Machine (SVM)	19
2.2.3 การประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง	20
2.2.3.1 ฟังก์ชัน Structuring Element (strel) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการค้นหา	20
2.2.3.2 ฟังก์ชัน remove และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำ	20
2.2.3.3 ฟังก์ชัน skeleton	21

# สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.2.3.4 ฟังก์ชัน spur	21
2.2.3.5 Image Reconstruction	22
2.2.3.6 การหาขอบภาพ	23
2.2.4 การตรวจสอบคุณภาพของภาพ	23
2.2.4.1 วิธีตรวจสอบเอง	23
2.2.4.2 วิธีตรวจสอบโดยใช้การคำนวณ (อัตโนมัต)	25
2.2.4.3 เทคนิคการแปลงฮัฟ (Hough Transform)	27
<b>บทที่ 3 การออกแบบและการพัฒนา</b>	<b>29</b>
3.1 การเตรียมภาพ	29
3.1.1 การแปลงเป็นรูปสีเทา	29
3.1.2 Adaptive Histogram Equalization	29
3.1.3 Discrete Wavelet Transform	30
3.1.4 Matched Filter	30
3.2 การประมวลผล	30
3.2.1 Otsu Threshold	30
3.2.2 Dilation	31
3.2.3 การคูณรูป	31
3.2.4 การตัด OD	31
3.2.5 Otsu Threshold (Ignoring Zero Pixels)	31
3.2.6 หาค่าเฉลี่ยจากจุดสีขาว	31
3.2.7 Threshold รูปโดยใช้ค่าเฉลี่ย	31
3.2.8 หาผลต่างของจำนวนจุดสีขาว	31
3.2.9 Feature Extraction	31
3.2.10 Support Vector Machine (SVM)	32
3.3 การประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง	32
3.3.1 ลบเส้นเลือด	32
3.3.2 หาขอบโดยใช้ Kirsch Filter	33
3.3.3 ใช้ SVM แยกความแตกต่างระหว่างจุดสีเหลืองกับพื้นหลัง	33
3.3.4 หาคุณลักษณะ	33
3.3.5 ตรวจสอบเงื่อนไข	33
3.3.6 SVM Feature	33
3.3.7 หาแนวเส้นเลือดหลักโดยใช้ฮัฟทรานฟอร์ม	33
3.3.8 เช็คนเงื่อนไขการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นการค้า	33
3.4 การตรวจสอบคุณภาพรูป	34

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.4.1 วัดความคมชัดของรูป	34
3.4.2 องค์ประกอบการจัดวางของรูป	34
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	35
บทที่ 5 บทวิจารณ์และสรุป	54
เอกสารอ้างอิง	56
ภาคผนวก	58



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ตาด้านขวา	5
2.2 ตาด้านซ้าย	5
2.3 จุดสีเหลือง และจุดสีแดงที่แสดงความผิดปกติ	6
2.4 เส้นเลือดที่ร่างกายสร้างขึ้นมาทดแทนทำให้เกิดการบดบังการมองเห็น	6
2.5 ฟังผืดที่เกิดขึ้นภายในลูกตา	6
2.6 ภาพที่ระบุตำแหน่งและกราฟที่แสดงรายละเอียดของจุดนั้น	9
2.7 กราฟของฟังก์ชันเกาส์เซียน	9
2.8 กราฟของ Matched Filter	9
2.9 การคอนโวลูชันของ Matched Filter ในมุมต่างๆ	9
2.10 ผลลัพธ์จากการทำ Matched Filter	10
2.11 Haar Wavelet	10
2.12 การแบ่งแยกสัญญาณความถี่สูงและความถี่ต่ำโดยใช้ Haar Wavelet	
(ก) สัญญาณที่จะนำมาแปลงเวฟเล็ต และเวฟเล็ตที่ใช้	
(ข) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตซึ่งเป็นสัญญาณความถี่สูง	
(ค) ส่วนที่เหลือจากการแปลงจะได้สัญญาณความถี่ต่ำ	11
2.13 การแปลงเวฟเล็ต 2 มิติ	12
2.14 หลังจากการทำเวฟเล็ตได้ (ก) รูปแบบการกระจายตัว (ข) ตัวอย่างที่ผ่านการทำ	12
2.15 ตัวอย่าง SVM ใน 2 มิติ (1)	19
2.16 ตัวอย่าง SVM ใน 2 มิติ (2)	19
2.17 ตัวอย่าง SVM ใน 3 มิติ	19
2.18 ดันฉบับ (BW)	20
2.19 ผ่านการหาเส้นขอบ (remove) (BW1)	20
2.20 ผ่านการหาเส้นโครง (skel) (BW3)	21
2.21 ก่อนการกำจัดปลาย	21
2.22 หลังการกำจัดปลาย	21
2.23 ภาพก่อนทำ	22
2.24 ปรับค่าจุดในขอบเขตให้เป็น 0	22
2.25 เป็นรูปที่ทำการฟื้นฟูรูปร่างแล้ว	22
2.26 เคอร์เนลมาร์ค	23
2.27 การเปรียบเทียบความชัด	24
2.28 การเปรียบเทียบการจัดวางตัว	25
2.29 ฟิลเตอร์ที่ใช้ในการหาโฟเวีย	25
2.30 เกาส์เซียนฟิลเตอร์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่น	26
2.31 แสดงการจัดวางขององค์ประกอบ	26
2.32 แสดงการหาเส้นตรง	27

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.33 การหาเส้นโค้ง	27
3.1 แผนผังของการเตรียมรูป	29
3.2 แผนผังของการประมวลผล	30
3.3 แผนผังของการประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง	32
3.4 แผนผังของการตรวจสอบคุณภาพ	34
4.1 ดวงตาต้นฉบับ	35
4.2 ผ่านการแปลงเป็นสีเทา	35
4.3 ผ่าน Adaptive Histogram Equalization	36
4.4 ผ่าน Wavelet Transform	36
4.5 ผ่าน Matched Filter	36
4.6 Otsu Threshold	37
4.7 Dilation	37
4.8 การนำรูปที่ 4.2 คู่กับรูปที่ 4.7	37
4.9 ตัด OD ออก	38
4.10 Threshold เฉพาะบริเวณที่ไม่ใช่สีดำ	38
4.11 Threshold โดยใช้ค่าเฉลี่ยของกลุ่มจุดสีขาว	38
4.12 นำรูปที่ 4.10 ลบกับรูปที่ 4.11	39
4.13 ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรเซส (ก) แสดงขั้นตอนที่ 4.1.1 ถึง 4.2.3 (ข) แสดงขั้นตอน 4.2.4 ถึง 4.2.7	40
4.14 SVM ที่ใช้ในการแยกระหว่างปกติ จุดสีเหลือง และพังผืด	41
4.15 ผ่าน Matched Filter	42
4.16 ผ่านการกำจัดส่วนที่อาจไม่เป็นเส้นเลือด	42
4.17 กระบวนการคุณรูปและผลลัพธ์ที่ได้	42
4.18 กระบวนการแทนรูปและผลลัพธ์ที่ได้	43
4.19 ผ่านการหาขอบโดย Kirch Filter	43
4.20 ผ่าน Threshold, Dilation, Fill Hole	43
4.21 หลังจากทำให้ค่าตรงตำแหน่งที่มีการหาขอบมีค่าเป็นศูนย์	44
4.22 หลังจากทำการฟื้นฟู	44
4.23 ผลลัพธ์ของกระบวนการหาขอบ	44
4.24 การเก็บค่าจากขอบ (ก) ต้นฉบับที่วางตำแหน่งของจุดสีเหลือง (ข) ต้นฉบับ (สีเทา) ที่วางตำแหน่งของจุดสีเหลือง และ (ค) ขยายให้เห็นจุดสีเหลืองชัดเจน	45
4.25 การหาขอบโดยใช้ roipoly (ก) roipoly กำหนดพื้นที่ที่ต้องการ (ข) ผลลัพธ์ที่ได้จาก roipoly ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์การค้า	46
4.26 SVM ที่ใช้ในการแบ่งแยกระหว่างสีของจุดสีเหลืองกับพื้นหลัง ไม่ว่ากรณีใดๆ ก็ตาม การนำรูปนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำรูปไปใช้	47
4.27 SVM บริเวณที่ซ้อนทับกันของข้อมูลใน SVM ใหญ่	47

## สารบัญญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.28 ผลลัพธ์ที่ได้จากการใช้สีตัดแยก	47
4.29 ค่าของขอบที่ผ่าน Kirch Filter	48
4.30 จุดที่ผ่านการหาขอบและคัดสี	48
4.31 การคูณระหว่างรูปที่ 4.29 กับรูปที่ 4.30	48
4.32 กราฟ SVM รวม	49
4.33 กราฟ SVM ค่าเฉลี่ย (Y) กับจำนวนจุด (X)	49
4.34 กราฟ SVM ค่า max (Y) กับค่าเฉลี่ย (X)	50
4.35 กราฟ SVM ค่า max (Y) กับจำนวนจุด (X)	50
4.36 Matched Filter ที่ผ่าน Otsu Threshold	51
4.37 ผ่านการหาขอบ	51
4.38 วงรีที่สร้างได้จากการทำ Hough Transform	52
4.39 การทำ Quality Check (ก) การตีกรอบรอบโฟเวีย (ข) เส้นเลือดที่ตัดแยกรอบโฟเวีย (ค) เส้นเลือดที่ผ่านการทำ Morphology Skeleton	52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 วัดความชัดของภาพ	24
2.2 การจัดวางของภาพ	24
2.3 การจัดวางองค์ประกอบของภาพโดยใช้การคำนวณ	26
4.1 ผลการทดลอง	53
4.2 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (Normal)	53
4.3 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (Mild NPDR)	53
4.4 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (Moderate NPDR)	53
4.5 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (PDR)	53



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงการ

ในปัจจุบันเทคโนโลยีได้ก้าวหน้าไปอย่างมาก คอมพิวเตอร์ได้เข้ามามีส่วนร่วมในชีวิตประจำวัน และได้มีการนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในงานด้านต่างๆ มากมาย ไม่เว้นแม้กระทั่งด้านการแพทย์ที่ได้มีการนำคอมพิวเตอร์เข้ามาประยุกต์ เพื่อช่วยอำนวยความสะดวกให้กับแพทย์ในการรักษาผู้ป่วย โดยนำไปใช้วิเคราะห์อาการของโรค ใช้เก็บข้อมูลคนไข้และอีกมากมาย แต่การนำไปใช้ร่วมกับจักษุแพทย์ยังมีน้อย ซึ่งโรคบางอย่างต้องใช้ความละเอียดในการวิเคราะห์อาการ โดยเฉพาะการวินิจฉัยโรคเบาหวานขึ้นจอตา เนื่องจากปัญหาของโรคเบาหวานขึ้นจอตา ยังไม่แพร่หลายมากนัก แต่ความรุนแรงของโรคนั้นมีมาก เพราะสาเหตุของอาการตาบอดที่ไม่ใช่อาการบอดตั้งแต่กำเนิด นอกจากโรคต้อหิน และต้อกระจกแล้ว สาเหตุที่สำคัญอีกรูปแบบหนึ่งก็คือโรคเบาหวานขึ้นจอตา

ภาวะเบาหวานขึ้นจอตา (Diabetic Retinopathy: DR) เกิดจากผู้ป่วยเบาหวานที่มีระดับน้ำตาลในเลือดมากเกินไปจนมีผลเสียต่อเส้นเลือดทั่วร่างกาย ทำให้ผนังเส้นเลือดเกิดความผิดปกติ ขาดความยืดหยุ่น แข็งเปราะ เกิดการรั่วซึมหรืออุดตันได้ง่าย โดยเฉพาะเส้นเลือดขนาดเล็กที่ดวงตา ซึ่งเป็นหนึ่งในสาเหตุที่ทำให้ตาบอด และทำให้การมองเห็นบกพร่อง ในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว โดยเฉพาะในประเทศไทยพบผู้ป่วยเบาหวานแล้วกว่า 3.5 ล้านคน เกือบร้อยละ 70 คุมระดับน้ำตาลไม่ได้ ทำให้ค่ารักษาพุ่งสูงถึง 47,596 ล้านบาทต่อปี ขณะที่ทั่วโลกมีผู้ป่วยโรคนี้นี้มากกว่า 371 ล้านคน และจะเพิ่มเป็น 552 ล้านคนในอีก 17 ปีทำให้เกิดปัญหาขึ้น [1]

ปัญหาแรกคือ จักษุแพทย์ในประเทศไทยมีประมาณ 1,000 คนนั้นมีไม่เพียงพอต่อการตรวจผู้ป่วยเบาหวานทั่วประเทศที่มีอยู่ประมาณ 4.5 ล้านคน [2] จึงต้องใช้เจ้าหน้าที่เทคนิคช่วยในการถ่ายภาพเพื่อตรวจหาโรค ปัญหาต่อมาคือผู้ป่วยที่รับการถ่ายภาพภายในลูกตา และจากนั้นแพทย์จะทำการวิเคราะห์ภาพ แต่เนื่องจากมีจำนวนมากจึงจำเป็นต้องใช้เจ้าหน้าที่เทคนิคอีกคนเพื่อช่วยในการวิเคราะห์ภาพ

ปัญหาต่อมาคือ มีบางรายละเอียดของความผิดปกติที่อาจทำให้เจ้าหน้าที่เทคนิคเกิดความไม่แน่ใจในการวิเคราะห์ และอาจจะทำให้เกิดความผิดพลาดได้ ทางคณะผู้จัดทำโครงการจึงได้มีการจัดทำระบบฐานข้อมูลเส้นเลือดภายในดวงตาเพื่อการวินิจฉัยโรค เพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรคเบาหวานขึ้นจอตา ซึ่งเป็นการแบ่งเบาภาระของจักษุแพทย์ และทดแทนการใช้เจ้าหน้าที่เทคนิคที่ทำการการคัดกรองโรคเบาหวานขึ้นจอตา เป็นการลดภาระของเจ้าหน้าที่ และลดค่าใช้จ่ายที่ต้องใช้ เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วยเทคโนโลยีที่มีอยู่ในปัจจุบันทำให้สามารถแก้ปัญหาดังกล่าว โดยใช้การวิเคราะห์และประมวลผลภาพ และใช้ระบบฐานข้อมูลในการเก็บรายละเอียดของความผิดปกติ เพื่อที่ว่าภายในอนาคตข้างหน้าความผิดปกติของโรคมีหลายรูปแบบมากขึ้น จะทำให้ง่ายต่อการพัฒนาโปรแกรม

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อลดภาระของแพทย์ที่ต้องทำการคัดกรองภาพด้วยตัวเอง
2. เพื่อเป็นต้นแบบในการพัฒนาระบบที่ใช้วิเคราะห์โรคเบาหวานขึ้นจอตา
3. เพื่อลดค่าใช้จ่ายในการจ้างเจ้าหน้าที่เทคนิค
4. เพื่อพัฒนาระบบให้สามารถวิเคราะห์ผลได้ความถูกต้องสูงที่สุด

## 1.3 ขอบเขตของโครงการ

ทำโปรแกรมตรวจจับความผิดปกติในดวงตา โดยจะวิเคราะห์ภาพที่ได้จากกล้องถ่ายภาพในลูกตา ซึ่งภาพดวงตาที่ได้มานั้นจะแบ่งภาพออกได้เป็นสามกลุ่ม คือ ภาพดวงตาปกติที่ไม่เป็นโรค ภาพดวงตาที่มีอาการ Non-Proliferative Diabetic Retinopathy (NPDR) และภาพดวงตาที่มีอาการ Proliferative Diabetic Retinopathy (PDR) ซึ่งจะทำให้การปรับปรุงภาพก่อน หลังจากนั้นจึงหาลักษณะต่างๆ ที่ใช้ตรวจหาความผิดปกติในตา เช่น สี ขนาดขอบภาพ รูปร่าง ตำแหน่ง และลักษณะอื่นๆ ที่ได้จากการศึกษา โดยจะเน้นในการตรวจหาภาพดวงตาที่มีอาการ NPDR เนื่องจากตรวจพบความผิดปกติได้ยากและจะทำการสร้าง Graphic User Interface (GUI) เพื่อให้สามารถใช้โปรแกรมได้อย่างสะดวก

## 1.4 วิธีการดำเนินงาน

1. ศึกษาเกี่ยวกับโรคเบาหวานขึ้นจอตา
2. ศึกษารายละเอียดของโรคและความผิดปกติที่จะสามารถตรวจได้จากภาพถ่ายลูกตา
3. ทบทวนวรรณกรรม
4. วิเคราะห์ปัญหาและหาแนวทางแก้ไข
5. หาวิธีใหม่ๆ มาใช้ในการพัฒนา
6. ทำการแก้ไขระบบให้สามารถวิเคราะห์ได้แม่นยำ
7. พัฒนา GUI เพื่อให้ใช้งานได้ง่ายเมื่อนำไปใช้จริง

## 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ลดความเสี่ยงต่อการตาบอดสนิทของผู้ป่วยเบาหวาน
2. ลดภาระของจักษุแพทย์
3. ได้ระบบวิเคราะห์เบาหวานขึ้นจอตาที่มีความถูกต้องแม่นยำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.6 ส่วนประกอบของปฏิญญานิพนธ์

ปฏิญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บทด้วยกันคือ

บทที่ 1 บทนำ จะกล่าวถึงความสำคัญและที่มาของโครงการ วัตถุประสงค์ของโครงการ ขอบเขตของโครงการ วิธีการดำเนินการ ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และส่วนประกอบของปฏิญญานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับโครงการ ซึ่งประกอบด้วยโรคเบาหวานขึ้นจอตา การประมวลผลภาพดิจิทัล การปรับปรุงภาพ และทฤษฎี MATLAB ทฤษฎีระบบสมองกล เนื้อหาจะเกี่ยวข้องกับการพัฒนาโปรแกรม เพื่อเป็นข้อมูลสำหรับผู้พัฒนา และผู้ศึกษาโครงการนี้

บทที่ 3 การออกแบบและการพัฒนา กล่าวถึงหลักการโดยรวมของโปรแกรม ตั้งแต่การนำภาพเข้ามาประมวลผล วิธีการประมวลผล การปรับปรุงเพื่อเพิ่มความถูกต้อง และการพัฒนาโปรแกรม

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง กล่าวถึงการทดลองตามอัลกอริทึมที่ได้ออกแบบไว้ในบทที่ 3 และผลการทดลองจากอัลกอริทึมนั้น

บทที่ 5 บทสรุป กล่าวถึงบทสรุปของโครงการ วิจารณ์สิ่งที่ได้รับจากโครงการ ข้อจำกัด รวมถึงปัญหาอุปสรรคต่างๆ ของโครงการ และข้อเสนอแนะสำหรับเป็นแนวทางในการพัฒนาต่อ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 โรคเบาหวานขึ้นจอตา

เบาหวานเป็นโรคที่มีความผิดปกติในการหลั่งฮอร์โมนอินซูลินที่สร้างโดยตับอ่อน หรือมีการสร้างอินซูลินเป็นปกติ แต่ร่างกายไม่สามารถนำอินซูลินไปใช้ได้ มีผลทำให้ระดับน้ำตาลในกระแสเลือดสูงขึ้นและทำให้เกิดโรคแทรกซ้อนขึ้น [3]

เบาหวานขึ้นตา (Diabetic Retinopathy) หรือ DR คือ ภาวะแทรกซ้อนของโรคเบาหวานที่ลูกตามเข้าจอตา ทำให้มีความผิดปกติของเส้นเลือดที่มาเลี้ยงจอตา จนเลือดออกในน้ำวุ้นตา เกิดพังผืดดึงจอตาให้หลุดลอก และมีโอกาสทำให้ตาบอดทั้ง 2 ข้างสูงถึง 25 เท่าของคนปกติ เบาหวานขึ้นจอตานั้นเกิดจากการที่มีน้ำตาลสูงเกินไป การมีระดับน้ำตาลที่สูงเป็นเวลานานทำให้น้ำตาลตกตะกอนจับตามหลอดเลือดหนาขึ้นเรื่อยๆ และหากมีไขมันในเส้นเลือดสูงก็ยิ่งทำให้เกิดการพอกตัวของไขมันในผนังหลอดเลือดหนาขึ้น จนในที่สุดทำให้เกิดการอุดตันของเส้นเลือดฝอยที่ไปเลี้ยงตา เกิดการขาดเลือดผนังของเส้นเลือดในจอตาและเสียคุณสมบัติในการอุ้มเอาเลือดและน้ำเหลืองเอาไว้ จึงทำให้เส้นเลือดแตก โดย

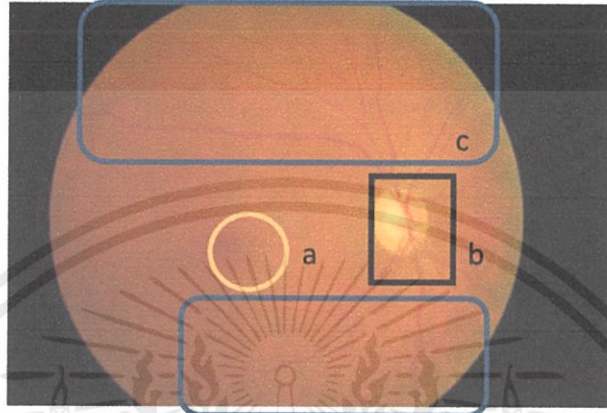
ระยะที่ 1 ระยะ NPDR จะพบเพียงจุดสีเหลืองเล็กๆ เท่านั้น จึงไม่ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกผิดปกติใดๆ จนกว่าจะมีการสะสมตัวของน้ำเหลืองที่จุดศูนย์กลางการมองเห็นจำนวนมาก ซึ่งทำให้การมองเห็นลดลงอย่างรวดเร็ว

ระยะที่ 2 ระยะ PDR การเปลี่ยนแปลงระยะนี้ เส้นเลือดฝอยจะเกิดการอุดตันจนทำให้ตาขาดเลือดมาหล่อเลี้ยงนั้นส่งผลให้ร่างกายปรับตัว โดยจะสร้างเส้นเลือดขึ้นมาทดแทน เส้นเลือดใหม่นี้จะมีลักษณะเป็นขยุ้มไม่เป็นระเบียบเปราะและแตกง่าย และส่วนใหญ่มักจะแตกออกทำให้มีเลือดขังในลูกตาหรือน้ำวุ้นตา และถ้าปล่อยทิ้งไว้นานเส้นเลือดฝอยจะแตกและเปลี่ยนเป็นพังผืด จะบดบังการมองเห็นได้ และการมองเห็นจะลดลงอย่างเฉียบพลัน ตามีตลงอย่างกะทันหัน

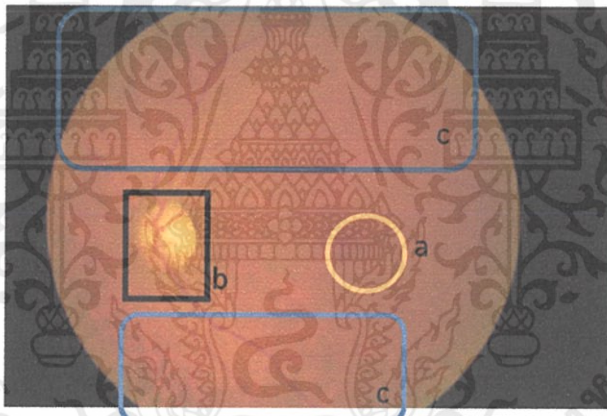
### 2.1.1 การจำแนกประเภทของอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตา

1. ผู้ป่วยที่มีอาการของโรคเบาหวาน แต่ยังไม่มีอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตา

ภาพดวงตาของผู้ป่วย ดังรูปที่ 2.1 และรูปที่ 2.2 จะเห็นว่าในรูปที่เป็นส่วนประกอบที่สำคัญ ในการวิเคราะห์หาความผิดปกติประกอบไปด้วย



รูปที่ 2.1 ตาด้านขวา

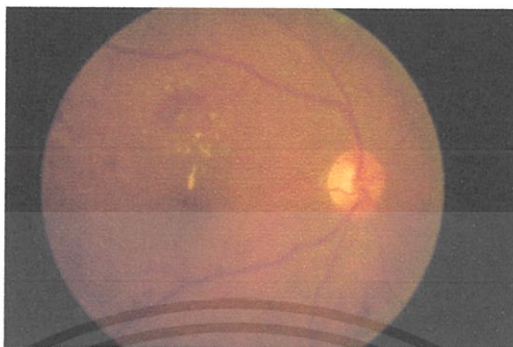


รูปที่ 2.2 ตาด้านซ้าย

- ตำแหน่ง a โฟเวียคือตำแหน่งที่จะทำให้สามารถมองเห็นภาพได้ชัดที่สุด ไม่ใช่ความผิดปกติของโรค
- ตำแหน่ง b คือตำแหน่งของจุดรวมเส้นประสาท และสามารถใช้ออกได้ว่าเป็นภาพของตาข้างไหน ถ้าจุดรวมภาพอยู่ด้านซ้าย จะเป็นภาพของตาด้านซ้าย แต่ถ้าจุดรวมของภาพอยู่ด้านขวาก็จะเป็นภาพของตาด้านขวา
- ตำแหน่ง c คือแขนงของเส้นเลือดที่ต้องมีอยู่ตามปกติ เส้นเลือดเส้นหลัก 4 เส้น ข้างบน 2 เส้น ข้างล่าง 2 เส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ผู้ป่วยที่มีอาการเบาหวานและเริ่มมีอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตาเบื้องต้น คือเริ่มมีจุดสีเหลือง หรือจุดสีแดง ดังรูปที่ 2.3



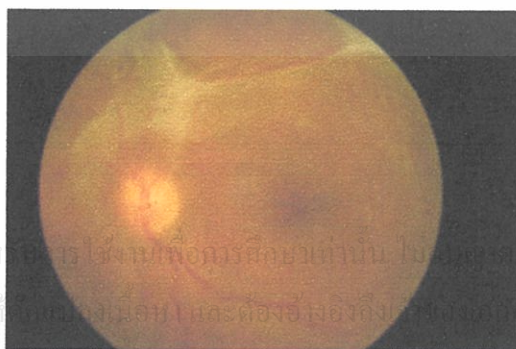
รูปที่ 2.3 จุดสีเหลือง และจุดสีแดงที่แสดงความผิดปกติ

3. ผู้ป่วยที่มีอาการโรคเบาหวานขึ้นจอตาโดยเมื่อเส้นเลือดอุดตันมานานพอสมควร ร่างกายจะพยายามหาทางนำเลือดไปเลี้ยงโดยสร้างเส้นเลือดขึ้นมาใหม่ อาจเป็นขยุ้มเลือดหรือเส้นเลือดใหม่ก็ได้ แต่เส้นเลือดนั้นจะเปราะบางทำให้แตกได้ง่าย และอาจจะบดบังการมองเห็นดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 เส้นเลือดที่ร่างกายสร้างขึ้นมาทดแทนทำให้เกิดการบดบังการมองเห็น

4. ผู้ป่วยที่มีอาการโรคเบาหวานขึ้นจอตานานๆ แต่ไม่ได้รับการรักษาจนกลายเป็นพังผืดดังแสดงในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 พังผืดที่เกิดขึ้นภายในลูกตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในวงประชุมเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้เผยแพร่เอกสารนี้หรือต้องอ้างถึงแหล่งที่มาของการนำเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2 การประมวลผลภาพ

การประมวลผลภาพแบ่งออกได้เป็น 4 ขั้นตอนได้แก่ การเตรียมภาพ การประมวลผล การประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง และการตรวจสอบคุณภาพ ซึ่งในแต่ละส่วนจะมีทฤษฎีเกี่ยวข้องดังนี้

### 2.2.1 การเตรียมภาพ

ในส่วนนี้จะเป็นส่วนแรกของโปรแกรม โดยนำภาพที่ได้จากจักษุแพทย์มาทำการปรับปรุงเพื่อเพิ่มความคมชัด และทำให้ภาพมีความเหมาะสมกับการประมวลผลในขั้นต่อไป โดยในขั้นนี้จะมีทฤษฎีที่เกี่ยวข้องทั้งหมด 4 หัวข้อคือ Histogram Equalization, Adaptive Histogram Equalization, Matched Filter, Wavelet Transform

#### 2.2.1.1 Histogram Equalization

Histogram Equalization เป็นวิธีการปรับคอนทราสต์โดยใช้ฮิสโตแกรมของภาพ ทำได้โดยการกระจายค่าความเข้มแสงที่เกิดขึ้นในภาพ ซึ่งได้จากการคำนวณหาความเข้มของจุดนั้นๆ ใหม่ ทำให้ฮิสโตแกรมของภาพผลลัพธ์มีการกระจายอย่างสม่ำเสมอ จะใช้สมการ (2.1) และสมการ (2.2) ในการคำนวณความเข้มของจุด

$$p(i) = \frac{n_i}{n}, i \in 0, \dots, L - 1 \quad (2.1)$$

โดย  $p(i)$  คือ ความน่าจะเป็นที่จะเกิดขึ้นของพิกเซล (Pixel) ในระดับความเข้ม  $i$

$n_i$  คือ จำนวนจุดที่เกิดขึ้นของภาพที่มีความเข้ม  $i$

$n$  คือ จำนวนพิกเซล (Pixel) ทั้งหมดในภาพ

$L$  คือ จำนวนความเข้มทั้งหมดในภาพ

$$c(i) = \sum_{j=0}^i p(j) \quad (2.2)$$

โดย  $c(i)$  คือ ฟังก์ชันการกระจายสะสม (Cumulative Distribution Function)

#### 2.2.1.2 Adaptive Histogram Equalization

เป็นการปรับคอนทราสต์ของรูปที่เหมือนกับ Histogram Equalization แต่จะแตกต่างกันที่ Histogram Equalization จะทำการปรับคอนทราสต์โดยใช้ฮิสโตแกรมทั้งภาพในการกระจาย แต่ Adaptive Histogram Equalization จะปรับคอนทราสต์ทีละพื้นที่เล็กๆ โดยนำเอาฮิสโตแกรมในพื้นที่นั้นมากระจายค่า และขยับไปยังพื้นที่ใหม่ทำลักษณะเดียวกันจนครบทั้งภาพ เพราะฉะนั้นรูปที่ผ่านการปรับผ่าน Adaptive Histogram Equalization จะได้รายละเอียดที่ดีกว่า

### 2.2.1.3 Matched Filter

Matched Filter คือ ออฟติมอล ลิเนียร์ฟิลเตอร์ชนิดหนึ่ง โดยฟิลเตอร์ที่เราใช้มีขนาด  $16 \times 16$  พิกเซล โดยมีลักษณะเป็นเกาส์เซียนฟิลเตอร์เพื่อใช้หาเส้นเลือดในดวงตา (ในที่นี้ใช้  $\sigma = 2$ ) เนื่องจากเส้นเลือดในดวงตามีลักษณะคล้ายฟังก์ชันเกาส์เซียน เพื่อให้สามารถตรวจได้ทุกเส้นเลือดเราจะใช้ฟิลเตอร์ 12 ตัวที่สร้างจากการหมุนเกาส์เซียนฟิลเตอร์ไป 12 มุม (เพิ่มทีละ 15 องศา) โดยทำการคอนโวลูชันภาพกับฟิลเตอร์ 12 ฟิลเตอร์ เพื่อหาค่า  $\sigma$  แล้วนำมาเปรียบเทียบเพื่อหาค่าที่มากที่สุด

ลักษณะของเส้นเลือดจะมีดีกว่าส่วนอื่นๆ ของภาพ เนื่องจากเป็นบริเวณที่สะท้อนแสงได้น้อยกว่า จากการสำรวจพบว่าเส้นเลือดแทบจะไม่มีขอบแบบอุดมคติเลย โดยลักษณะของขอบจะเป็นแบบค่อยๆ เพิ่มแบบเกาส์เซียนที่มีฟังก์ชันดังสมการ (2.3)

$$F(x, y) = A \left\{ 1 - ke^{-\frac{d^2}{2\sigma}} \right\} \quad (2.3)$$

โดย  $d$  คือ ระยะห่างตั้งฉากระหว่างจุด  $(x, y)$  และเส้นที่ลากผ่านแกนกลางของเส้นเลือด

$\sigma$  คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มแสง

$A$  คือ ความเข้มแสงของพื้นหลังใกล้เคียง

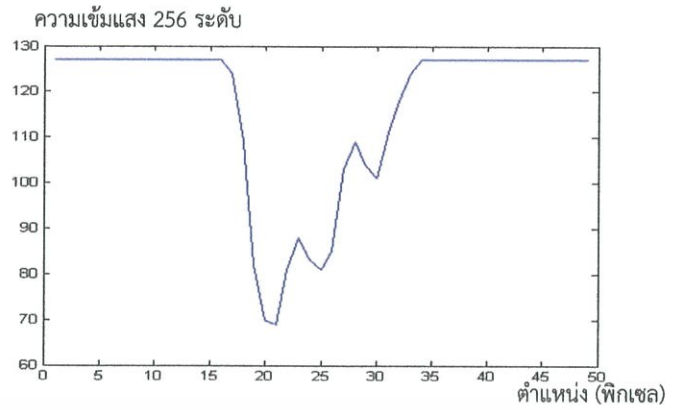
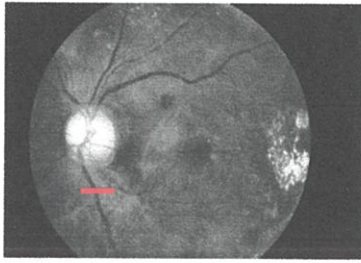
$k$  คือ ตัวแปรที่แสดงความสัมพันธ์ของความเข้มแสงระหว่างเส้นเลือดกับพื้นหลัง

ดังนั้นเมื่อเราประมาณลักษณะของเส้นเลือดด้วยฟังก์ชันเกาส์เซียนได้แล้วเราจะสร้างฟิลเตอร์ได้เป็น

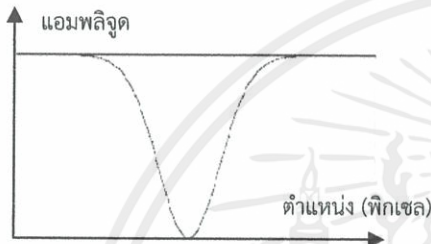
$$h_{opt}(d) = -e\left(\frac{d^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.4)$$

เครื่องหมายลบแสดงถึงความเข้มแสงของเส้นเลือดที่ต้องน้อยกว่าพื้นหลัง โดยอีกหนึ่งปัจจัยที่ช่วยให้เกิดความถูกต้องคือการตัดแบ่งเส้นเลือดในการตรวจจับ ซึ่งจะแบ่งได้จากการกำหนดขนาดฟิลเตอร์ ยิ่งฟิลเตอร์มีขนาดเล็กการตรวจจับจะยิ่งละเอียด เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของเส้นเลือดไปในทางเดียวกัน แต่ถ้าเล็กมากเกินไปก็อาจจะเกิดสิ่งรบกวนได้โดยในโปรแกรมเราจะใช้ฟิลเตอร์ขนาด  $16 \times 16$  แล้วใช้ค่า  $\sigma = 2$  โดยเราจะแสดงลักษณะของเส้นเลือดโดยการวัดตามเส้นสีแดงในรูปที่ 2.6 โดยเมื่อประมาณโดยคร่าวๆ แล้วจะเห็นว่าเส้นเลือดจะมีค่าอยู่ในช่วง 15 ถึง 32 คือมีความกว้างประมาณ 17 พิกเซล ซึ่งเหมาะสมกับขนาดของฟิลเตอร์ และลักษณะของกราฟเส้นเลือดมีลักษณะแบบฟังก์ชันเกาส์เซียนซึ่งก็คือรูปที่ 2.7 แต่ในการประมวลผลภาพจะต้องใช้ฟิลเตอร์ที่เป็นสองมิติซึ่งจะแสดงในรูปที่ 2.8

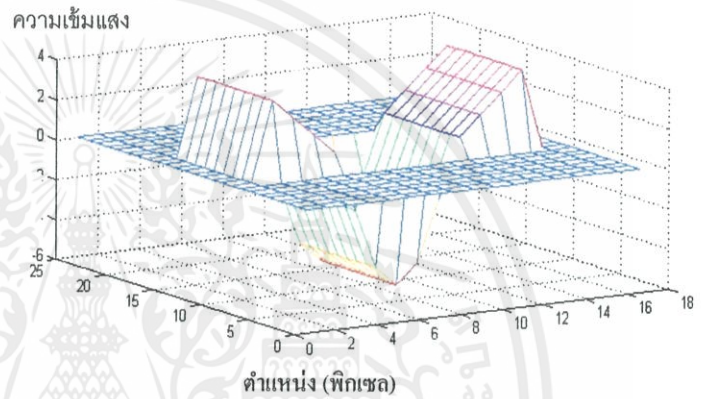
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือมีเงื่อนไขการใช้งานเพื่อการศึกษาดูเท่านั้น มิใช่อนุญาตให้ทำเป็นเว็บไซต์ หรือเป็นการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ หากท่านใดต้องการให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ภาพที่ระบุตำแหน่งและกราฟที่แสดงรายละเอียดของจุดนั้น

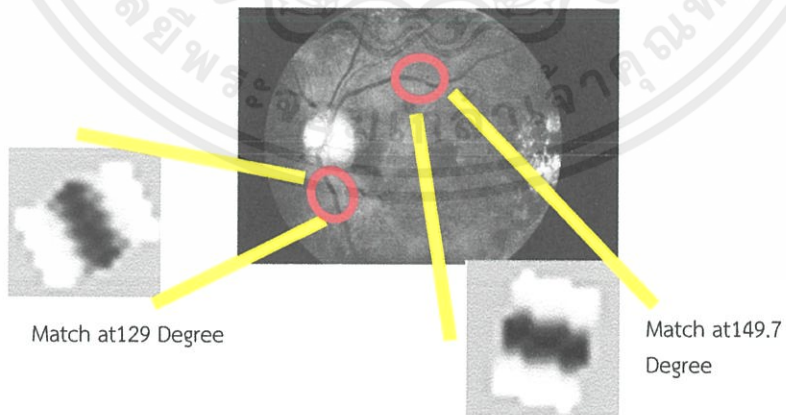


รูปที่ 2.7 กราฟของฟังก์ชันเกาส์เซียน

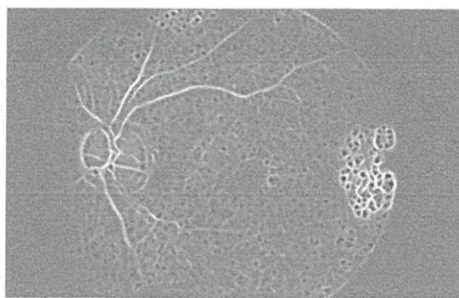


รูปที่ 2.8 กราฟของ Matched Filter

โดยเส้นเลือดแต่ละเส้นจะมีมุมในการวางตัวต่างกันทำให้ต้องใช้ฟิลเตอร์ในมุมต่างๆ กันดังแสดงในรูปที่ 2.9 ซึ่งตัวอย่างผลลัพธ์ที่ได้จากการผ่าน Matched Filter จะแสดงในรูปที่ 2.10



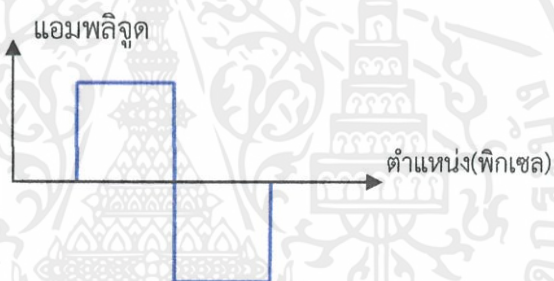
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวน **รูปที่ 2.9 การคอนโวลูชันของ Matched Filter ในมุมต่างๆ** ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 ผลลัพธ์จากการทำ Matched Filter

#### 2.2.1.4 การแปลงเวฟเล็ต

การแปลงเวฟเล็ตเป็นกระบวนการทางคณิตศาสตร์วิธีหนึ่งที่ใช้ในการอธิบายโครงสร้างของระบบสัญญาณที่ประกอบด้วยสัญญาณหลายๆ สัญญาณมารวมกันเป็นสัญญาณหนึ่ง โดยสัญญาณนี้จะเรียกว่าลูกคลื่นเล็กๆ เรียกว่า เวฟเล็ต โดยรูปแบบของเวฟเล็ตนั้นมีหลายแบบ แต่ที่เราใช้ในการทดลองคือแบบ Haar เนื่องจากมีรูปแบบที่ง่ายซึ่งจะทำให้ประมวลผลได้เร็ว



รูปที่ 2.11 Haar Wavelet

โดยในการแปลงเวฟเล็ตจะทำการปรับสเกล และการเลื่อนตำแหน่งเวฟเล็ตในการทำงาน ดังนั้นการแปลงเวฟเล็ตจะเป็นการแปลงโดยใช้สัญญาณที่จะแปลงกับกลุ่มของเวฟเล็ต โดยกลุ่มของเวฟเล็ตจะแสดงได้ดังสมการ (2.5)

$$\varphi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi\left(\frac{t-a}{b}\right) \quad (2.5)$$

เมื่อ  $\varphi(t)$  คือ ฟังก์ชันของเวฟเล็ตแม่ที่มีการปรับสเกล

$a$  คือ ตัวแปรในการปรับสเกล

$b$  คือ ตัวแปรในการเลื่อนตำแหน่ง

โดย  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  มีไว้เพื่อในการปรับสเกลแต่ละเวฟเล็ตจะได้มีพลังงานเท่ากัน หรือก็คือถ้าความกว้าง  
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เขียนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 มากความสูงของเวฟเล็ตจะน้อย หรือถ้าความกว้างน้อยความสูงของเวฟเล็ตจะมาก โดยสมการในการ  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทางสำนักพิมพ์ขอสงวนสิทธิ์ในการเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีการนำไป  
 แปลงเวฟเล็ตจะแสดงได้ดังสมการ (2.6)

$$WT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \varphi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.6)$$

เมื่อ  $\varphi(t)$  คือ ฟังก์ชันของเวฟเล็ตแม่ที่มีการปรับสเกล

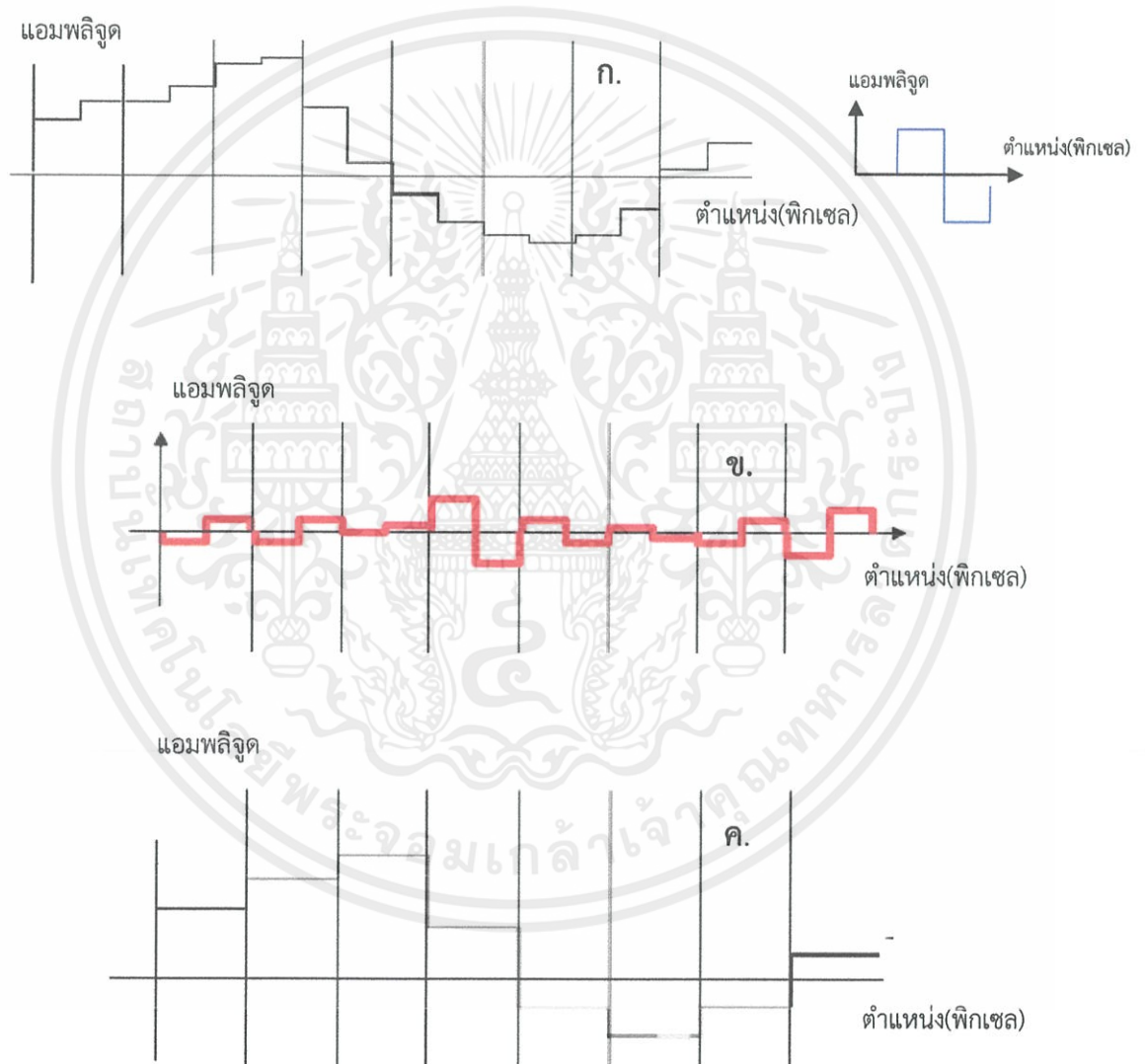
$a$  คือ ตัวแปรในการปรับสเกล

$b$  คือ ตัวแปรในการเลื่อนตำแหน่ง

$f(t)$  คือ สัญญาณในการแปลงเวฟเล็ต

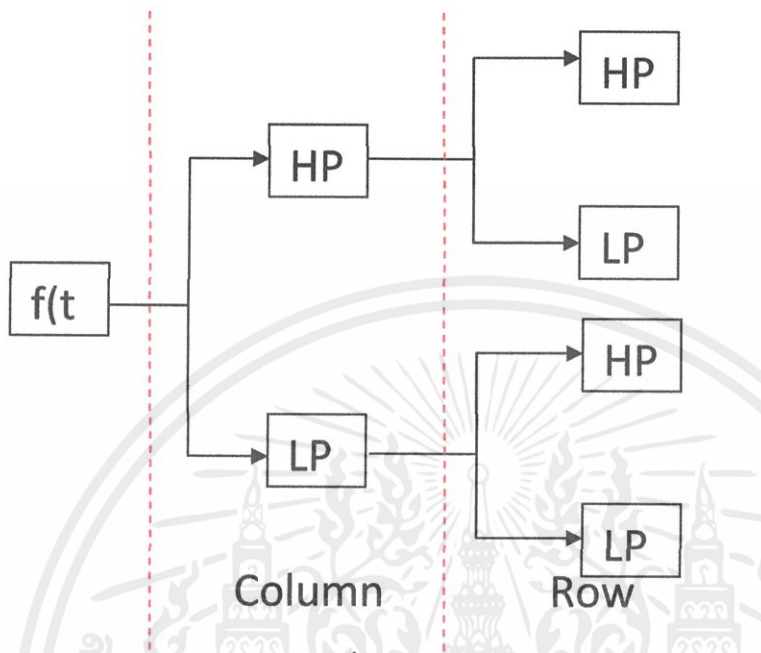
$WT(a, b)$  คือ ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตที่มีการปรับสเกล  $a$  และการเลื่อนตำแหน่ง  $b$

โดยจะแสดงตัวอย่างการแปลง Haar Wavelet โดยใช้สเกลเดียว



รูปที่ 2.12 การแบ่งแยกสัญญาณความถี่สูงและความถี่ต่ำโดยใช้ Haar Wavelet (ก) สัญญาณที่จะนำมาแปลงเวฟเล็ต และเวฟเล็ตที่ใช้ (ข) ผลลัพธ์จากการแปลงเวฟเล็ตซึ่งจะเป็นสัญญาณความถี่สูง (ค) ส่วนที่เหลือจากการแปลงจะได้สัญญาณความถี่ต่ำ

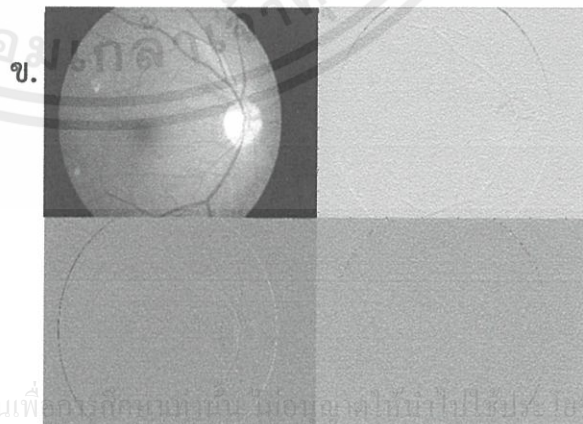
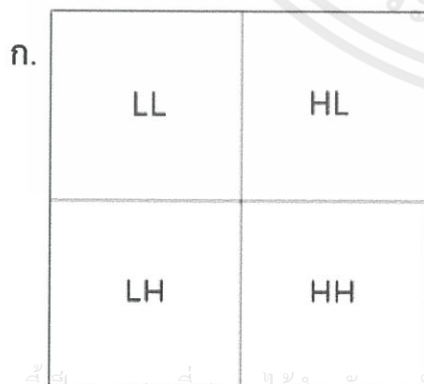
โดยเมื่อนำสัญญาณความถี่ต่ำและสัญญาณความถี่สูงมารวมกัน จะได้สัญญาณเดิมแต่รูปเป็นสัญญาณสองมิติ ดังนั้นการแปลงจะต้องแปลงทั้งสองแนวตั้งแสดงในรูปที่ 2.13 โดย HP คือ High Pass หรือส่วนความถี่สูงที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ท LP คือ Low Pass หรือส่วนความถี่ต่ำ



รูปที่ 2.13 การแปลงเวฟเล็ท 2 มิติ

จากการแปลงเวฟเล็ททั้งแนวตั้งและแนวนอนดังรูปที่ 2.13 จะได้ผลลัพธ์เป็นรูปแบบการกระจายตัวดังรูปที่ 2.14 โดย

- LL มาจากการแปลงเวฟเล็ท LP ทั้งแถวและคอลัมน์
- HL มาจากการแปลงเวฟเล็ท HP ในคอลัมน์ และ LP ในแถว
- LH มาจากการแปลงเวฟเล็ท LP ในคอลัมน์ และ HP ในแถว
- HH มาจากการแปลงเวฟเล็ท HP ทั้งแถวและคอลัมน์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อองค์การเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
รูปที่ 2.14 หลังจากการทำเวฟเล็ทได้ (ก) รูปแบบการกระจายตัว (ข) ตัวอย่างที่ผ่านการทำ

## 2.2.2 การประมวลผล

ในส่วนนี้จะเป็นส่วนหลักของโปรแกรม โดยเมื่อนำภาพที่ผ่านการปรับปรุงภาพมาประมวลผล เพื่อแยกกลุ่มของรูปออกเป็น 3 กลุ่มคือ กลุ่มที่ไม่เป็นโรค กลุ่มที่มีอาการ NPDR และกลุ่มที่มีอาการ PDR โดยใช้ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องคือ Otsu Threshold, เทคนิคของการ Hit และ Miss, การขยายภาพ (Dilation), การทำภาพเป็นขาว-ดำ (Entropy), การแยกส่วนภาพด้วย ROI Base, Optic Disc Localization, Support Vector Machine (SVM)

### 2.2.2.1 Otsu Threshold

วิธีการหาค่าระดับกัน Otsu จะทำการสมมติว่าวัตถุและพื้นหลังอยู่ในเนื้อคนละส่วน ทั้งสองกลุ่มถูกแบ่งออกจากกันด้วยค่าระดับกัน กำหนดให้กลุ่ม C0 มีค่า  $1 - t$  และ C1 มีค่า  $t + 1 - L$  โดย  $t$  เป็นค่าระดับกัน และ  $L$  เป็นค่าสูงสุด (ปกติจะเท่ากับ 255) กลุ่ม C0 และ C1 จะกำหนดกลุ่มใดเป็นพื้นหลังก็ได้ ค่าระดับกันที่เลือกจะสามารถคำนวณค่าแวลเรียนซ์ในแต่ละกลุ่มได้ตามวิธี Otsu คือค่าระดับกัน  $t$  ที่ทำให้ แวลเรียนซ์รวมมีค่าต่ำสุด

ค่าแวลเรียนซ์รวมคือผลรวมของน้ำหนักของแวลเรียนซ์ของแต่ละกลุ่มที่หาได้จาก

$$\sigma_w^2 = q_1(t)\sigma_1^2(t) + q_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (2.7)$$

โดยที่  $\sigma_1^2(t)$  คือค่าแวลเรียนซ์ของกลุ่ม C0 และหาได้จาก

$$\sigma_1^2(t) = \frac{\sum_{i=1}^t [i - \mu_1(t)]P(i)}{q_1(t)} \quad (2.8)$$

โดยที่  $\sigma_2^2(t)$  คือค่าแวลเรียนซ์ของกลุ่ม C1 และหาได้จาก

$$\sigma_2^2(t) = \frac{\sum_{i=t+1}^L [i - \mu_2(t)]P(i)}{q_2(t)} \quad (2.9)$$

$$\text{เมื่อ } q_1 = \sum_{i=1}^t P(i) \text{ และ } q_2 = \sum_{i=t+1}^L P(i)$$

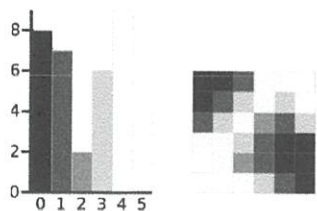
$$\mu_1 = \frac{\sum_{i=1}^t iP(i)}{q_1(t)} \text{ และ } \mu_2 = \frac{\sum_{i=t+1}^L iP(i)}{q_2(t)}$$

เมื่อ  $P(i)$  คือความน่าจะเป็นของฮิสโตแกรมที่มีค่าระดับความเข้ม  $i = 1, \dots, L$  หาได้จาก

$$P(i) = \frac{\text{number}\{(r, c) | \text{image}(r, c) = i\}}{R * C} \quad (2.10)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
เมื่อ  $r$  และ  $c$  คือค่าตำแหน่งแถวและหลักในภาพ ส่วน  $R$  และ  $C$  คือจำนวนแถว และหลักใน  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามนำเทคนิคแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากนำไปใช้  
ภาพตามลำดับตัวอย่างเช่น

ตัวอย่าง



Threshold	T=0	T=1	T=2	T=3	T=4	T=5
Weight, Background	$W_b = 0$	$W_b = 0.222$	$W_b = 0.4167$	$W_b = 0.4722$	$W_b = 0.6389$	$W_b = 0.8889$
Mean, Background	$M_b = 0$	$M_b = 0$	$M_b = 0.4667$	$M_b = 0.6471$	$M_b = 1.2609$	$M_b = 2.0313$
Variance, Background	$\sigma_b^2 = 0$	$\sigma_b^2 = 0$	$\sigma_b^2 = 0.2489$	$\sigma_b^2 = 0.4637$	$\sigma_b^2 = 1.4102$	$\sigma_b^2 = 2.5303$
Weight, Foreground	$W_f = 1$	$W_f = 0.7778$	$W_f = 0.5833$	$W_f = 0.5278$	$W_f = 0.3611$	$W_f = 0.1111$
Mean, Foreground	$M_f = 2.3611$	$M_f = 3.0357$	$M_f = 3.7143$	$M_f = 3.8947$	$M_f = 4.3077$	$M_f = 5.000$
Variance, Foreground	$\sigma_f^2 = 3.1196$	$\sigma_f^2 = 1.9639$	$\sigma_f^2 = 0.7755$	$\sigma_f^2 = 0.5152$	$\sigma_f^2 = 0.2130$	$\sigma_f^2 = 0$
Within Class Variance	$\sigma_w^2 = 3.1196$	$\sigma_w^2 = 1.5268$	$\sigma_w^2 = 0.5561$	$\sigma_w^2 = 0.4909$	$\sigma_w^2 = 0.9779$	$\sigma_w^2 = 2.2491$

จะเห็นได้ว่าที่ T = 3 จะมีค่าแวนซ์รวมมีค่าต่ำที่สุด [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้ง หักล้างเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





### 2.2.2.4 การทำภาพเป็นขาว-ดำ (Entropy)

ในทางคลินิกนั้น ความเข้มแสงของภาพจอประสาทตานั้นถูกพิจารณาว่าเป็นอุปสรรคในการหาจุดพอยท์กับการตรวจจับ OD เนื่องจากช่วงของค่าความเข้มแสงมีความแตกต่างกันในแต่ละรูป เรพยายามทำการวัดค่าสูงสุดของข้อมูลระหว่างวัตถุกับพื้นหลัง ซึ่งในส่วนนี้จะใช้วิธีการสองแบบเพื่อใช้วิเคราะห์ และเปรียบเทียบ [9]

ขั้นตอนแรก เริ่มต้นโดยการนับจำนวนพิกเซลจากภาพซึ่งได้ทำการคำนวณระดับของความเข้มแสงเพื่อใช้หาค่าแบ่งระดับในการแปลงภาพเป็นภาพขาวดำ ซึ่งเราจะใช้ค่า 0.5% ของพิกเซลที่มีความสว่างเป็นระดับในการแบ่งภาพจากแซนแนลของสีแดงไปสู่ภาพขาวดำ

ขั้นตอนที่สองจะใช้ Shannon Entropy ในการหาค่าสูงสุดของ Entropy Threshold ซึ่ง Shannon Entropy มีสมการดังนี้

$$H(X) = -\sum_{x=0}^{N-1} P_x \log_2 P_x \quad (2.11)$$

ที่

$$\sum_{x=0}^{N-1} P_x = 1, 0 \leq P_x \leq 1 \quad (2.12)$$

เมื่อ  $x = 1, 2, 3, \dots, N$  เป็นเซตของค่าที่ได้ที่มีความเป็นไปได้

การวัดค่าของ Shannon นั้นจะใช้เพื่อข้อมูลที่รับมาที่มีทางเลือก และความไม่แน่นอน โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ค่าที่น้อยที่สุด  $H(X) = 0$  ถ้าหาก  $P_{x_0} = 1, \forall x_0 \neq x, P_x = 0$  เมื่อ  $x$  สามารถระบุตำแหน่งที่กระจายในทางตรงกันข้าม  $H(X)$  มีค่ามากที่สุดเมื่อ  $P_x$  เท่ากัน ยกตัวอย่างเช่น  $P_x = \frac{1}{N} : x = 1, 2, 3, \dots, N$

ในงานวิจัยนี้ ฟังก์ชันของ Entropy ที่ได้ทำการศึกษานระดับของฮิสโตแกรมของระดับสีเทาของภาพโดยได้สมมติให้  $i$  เป็นค่าของระดับสีเทาในรูป เพราะฉะนั้นจะได้  $i = [0, 1 \dots t - 1, t, t + 1 \dots 255]$ , และความเป็นไปได้ที่พิกเซลจะเป็น  $i$  ระบุได้ดังนี้

$$P_i = \frac{n_i}{n} \quad (2.13)$$

เมื่อ  $n$  เป็นจำนวนของพิกเซลทั้งหมดในภาพ และ  $n_i$  เป็นจำนวนพิกเซลที่เป็นสีเทา

เมื่อนำ  $b$  และ  $o$  ที่แทนพื้นหลังและวัตถุตามลำดับลงในสมการจะได้ความเป็นไปได้ของ  $b$  และ  $o$

ดังนี้

$$P_b = \sum_{i=0}^{t-1} P_i \quad (2.14)$$

$$P_o = \sum_{i=t}^{255} P_i \quad (2.15)$$

ดังนั้น Entropy ของวัตถุและพื้นหลังที่มีค่าความเป็นไปได้ในการกระจายตัว

$$H_b(t) = -\sum_{i=0}^{t-1} \frac{P_i}{P_b} \log_2 \frac{P_i}{P_b} \quad (2.16)$$

$$H_o(t) = -\sum_{i=t}^{255} \frac{P_i}{P_o} \log_2 \frac{P_i}{P_o} \quad (2.17)$$

เพราะฉะนั้น Entropy ของระดับสีเทาในภาพจะถูกแบ่งแยกโดยใช้ Threshold  $t$  คือ

$$H(t) = H_b(t) + H_o(t) \quad (2.18)$$

ทฤษฎีของ Entropy ที่มีค่ามากที่สุดใช้เพื่อเลือกค่า  $t$  ที่สามารถทำให้ค่า  $H$  มีค่ามากที่สุดดังนี้

$$t = \text{ArgMax}(H(t)) \quad (2.19)$$

เมื่อ  $0 \leq t \leq 255$  และ ArgMax ย่อมาจากมุมสูงสุด

โดยจะจับวัตถุได้เป็นพิกเซลที่มีความสว่างหลังจากใช้ระดับ Threshold  $t$  บนแกนแนลของสีแดงในภาพจอประสาทตา

#### 2.2.2.5 การแยกส่วนภาพด้วย ROI Base

หลังจากทำการแปลงภาพเป็นขาวดำแล้วจะได้วัตถุที่ต้องการเป็นพิกเซลสว่าง ซึ่งจะประกอบไปด้วย สิ่งรบกวน, OD, จุด จึงใช้การแยกส่วนภาพด้วย ROI Base ในการเลือกเอาสิ่งที่สนใจออกมา ซึ่งในที่นี้คือ OD โดยจะมีด้วยกันสองโปรเซส โดยเริ่มจากการเชื่อมต่อพิกเซลที่อยู่ใกล้ๆ กันเป็นกลุ่มของพิกเซล หลังจากนั้นจะทำการเติมกลุ่มพิกเซลที่มีขนาดเล็กๆ ทั้งหมดเพื่อให้เกิดความสมูท ขั้นตอนสุดท้ายเราจะใช้การวัด Compactness Measurement ในการหาพื้นที่ที่เป็นวงกลมมากที่สุด นั่นคือ OD ซึ่งค่ามากที่สุดของ Compactness จะมีค่าเท่ากับ 1 ถ้าหากเป็นพื้นนั้นเป็นวงกลม โดยสมการของ Compactness เป็นดังนี้

$$C(R) = \frac{4\pi A(R)}{L_p^2(R)} \quad (2.20)$$

เมื่อ  $R$  เป็นพื้นที่ที่มีจำนวนพิกเซลเชื่อมต่อกันมากกว่าสองหมื่นพิกเซล และพื้นที่ที่มีการเชื่อมต่อของพิกเซลน้อยกว่าสองหมื่นพิกเซลนั้นจะถูกมองว่าเป็นสิ่งรบกวน และจะถูกกำจัดออก  $A(R)$  เป็นจำนวนของพิกเซลในพื้นที่นั้นๆ  $R$  และ  $L_p(R)$  เป็นความยาวของขอบของพื้นที่  $R$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.2.6 Optic Disc Localization

ผลจากการทำ การแยกส่วนภาพด้วย ROI Base นั้นจะไม่สามารถตรวจจับได้ หากว่าระดับแบ่งที่ใช้มีค่าที่สูงมากเกินไปหรือน้อยเกินไป ดังนั้นพื้นที่ของ OD ที่จะทำการประมาณนั้นซึ่งจากงานวิจัยก่อน [10] ว่าพื้นที่ของ OD จะถูกล้อมรอบได้ด้วยสี่เหลี่ยมจตุรัส ซึ่งพิกเซลที่อยู่ภายในนั้นเล็กประมาณ 27 เท่าของพิกเซลทั้งหมดในภาพจอประสาทตา และยังมีงานวิจัยอื่น [11] ที่บอกว่าขอบเขตของพื้นที่ของ OD จะมีเล็กกว่าพิกเซลทั้งหมดของภาพประมาณตั้งแต่ 21-56 เท่า จึงสามารถกำหนดขอบเขตของ OD ที่วิเคราะห์จากการนับพิกเซล จากผลที่สามารถตรวจจับ OD ได้ ซึ่งค่าสูงสุดและต่ำสุดของพื้นที่คือ 299, 860 และ 100, 780 พิกเซลตามลำดับ ซึ่งเป็นขนาดเล็กประมาณ 33-99 เท่าของพื้นที่ทั้งหมดของภาพจอประสาทตาที่มีพิกเซลอยู่ประมาณ 10, 036, 224 พิกเซล ซึ่งถ้าหากขนาดของ OD มีค่าเกินกว่าค่าสูงสุดระบบจะทำการครอบและจะกลับไปทำโปรเซสซ้ำ ตั้งแต่ขั้นตอนการแปลงภาพเป็นขาวดำจนถึงขั้นตอนสุดท้ายให้ได้ค่าของ OD อยู่ในช่วงที่กำหนด แต่ถ้าหาก OD มีขนาดเล็กเกินไปนั้นระบบจะวนกลับไปโดยลดค่าระดับแบ่งลง

### 2.2.2.7 การสกัด Optic Disc

หลังจากสามารถตรวจจับ OD เรียบร้อยแล้ว เราจะได้แค่หน้ากากของ OD ซึ่งเราต้องการดึงสีของ OD บริเวณนั้นออกมาเพื่อเช็คผลว่าถูกต้องหรือไม่ เราจึงใช้วิธี Morphological Reconstruction (MR) โดยโปรเซสของ MR นั้นจะทำการขยายกับภาพสองภาพคือ Mask และ Marker ซึ่งพิกเซลทั้งหมดใน OD Mask นั้นเราจะทำการอินเวอร์ทก่อนแล้วจะใช้เป็น Marker แล้วเราจะใช้ภาพต้นฉบับเป็น Mask และนำมาซ้อนทับกันให้พิกเซลของ Marker ซ้อนทับกับพิกเซลของ Mask โดย Dilation ไปเรื่อยๆ จนคอนทราสต์ของ Marker พอดีกับ Mask อธิบายได้ดังสมการนี้

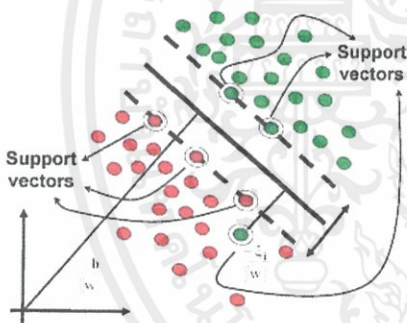
$$OD_g = R_B(F) \quad (2.21)$$

เมื่อ  $B$  เป็นภาพต้นฉบับ,  $F$  เป็นค่าอินเวอร์ทของ OD Mask,  $OD_g$  เป็นการทำให้พื้นโครงร่างของ  $B$  จาก  $F$  ซึ่งผลของการดึง OD ออกมาและโปรเซสของการตรวจจับ และดึง OD ออกมาจะโชว์ในรูปที่ 4.4

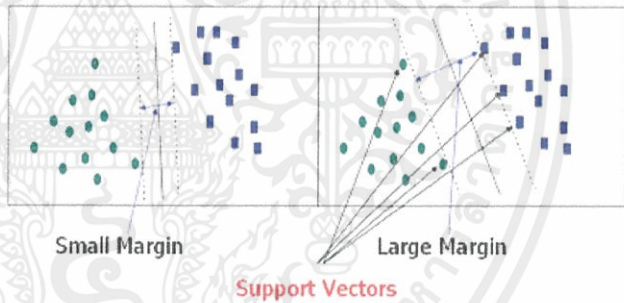
### 2.2.2.8 Support Vector Machine (SVM)

SVM เป็นอัลกอริทึมในการตัดแยกที่มีการนำมาใช้กันอย่างกว้างขวางในด้านการประมวลผลเป็นภาพดิจิทัล หลักการของ SVM คือการให้อินพุตที่ใช้ฝึกเป็นเวกเตอร์ในสเปซ  $N$  มิติ เช่นถ้าในกรณีของ 2 มิติ และ 3 มิติ จะเป็นจุดที่อยู่ในระนาบ  $xy$  และสเปซ  $xyz$  ตามลำดับ จากนั้นทำการสร้างไฮเปอร์เพลน (Hyperplane) ที่จะแยกกลุ่มของเวกเตอร์อินพุตออกเป็นประเภทต่างๆ ในกรณีที่เป็น 2 มิติ และ 3 มิติ ไฮเปอร์เพลนจะเป็นเส้นตรงและระนาบตามลำดับ ข้อเด่นของ SVM จะทำการเก็บแมพ (Map) เวกเตอร์ในสเปซอินพุตให้เข้าสู่ Feature Space โดยใช้ฟังก์ชันหรือเรียกว่าเคอร์เนล (Kernel) ชนิดต่างๆ เช่น โพลีเมียล (Polynomial) เรเดียล (Radial) เป็นต้น ใน Feature Space ดังกล่าวเวกเตอร์อินพุต สามารถแยกไฮเปอร์เพลน

สมมติว่าเราต้องการตัดแยกอินพุตออกเป็น 2 กลุ่ม โดยใช้ไฮเปอร์เพลนที่เป็นเส้นตรง จะเห็นว่ามีเส้นตรงจำนวนมากที่สามารถตัดแยกได้ แต่เส้นตรงเส้นไหนที่ดีที่สุด (Optimal Line) รูปที่ 2.15 แสดงตัวอย่างของ 2 เส้นตรง เราจะนิยาม Margin เป็นผลรวมระยะห่างของเส้นตรงที่เป็นไฮเปอร์เพลน (เส้นทึบในรูปที่ 2.15 ถึงเส้นตรงที่ผ่านอินพุตที่ใกล้ที่สุดและขนานกับไฮเปอร์เพลนของทั้งสองกลุ่ม (เส้นทึบในรูปที่ 2.15) ระยะดังกล่าวอาจมองเป็นเวกเตอร์และมีชื่อว่า ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine) อัลกอริทึม SVM จะเลือกไฮเปอร์เพลนที่ให้ค่า Margin มีค่าสูงสุด ดังแสดงในรูปที่ 2.16

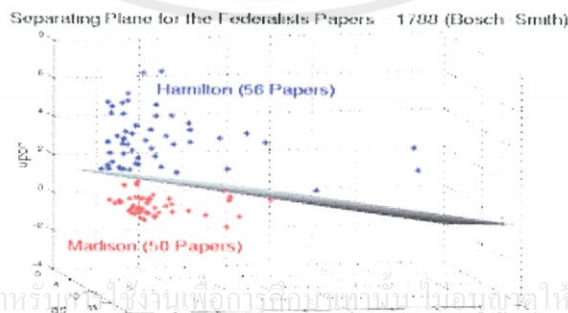


รูปที่ 2.15 ตัวอย่าง SVM ใน 2 มิติ (1)



รูปที่ 2.16 ตัวอย่าง SVM ใน 2 มิติ (2)

กรณีของ 3 มิติ จะเป็นทำนองเดียวกัน อัลกอริทึม SVM ใน 3 มิติ จะสร้างเส้นแบ่งตามรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ตัวอย่าง SVM ใน 3 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษารเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.3 การประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง

ในส่วนนี้จะเป็นการพัฒนาเพิ่มจากส่วนที่แล้ว มีจุดประสงค์เพื่อเพิ่มความสามารถในการตรวจจับจุดสีเหลืองที่มีปริมาณน้อยๆ โดยในขั้นตอนนี้จะนำรูปที่ส่วนที่แล้วคิดว่าเป็นภาพปกติมาทำอีกครั้งหนึ่ง โดยมีทฤษฎีและฟังก์ชัน MATLAB ที่เกี่ยวข้องคือ ฟังก์ชัน Structuring Element (strel), ฟังก์ชัน remove, ฟังก์ชัน skeleton, ฟังก์ชัน spur, Image Reconstruction

#### 2.2.3.1 ฟังก์ชัน Structuring Element (strel)

เป็นฟังก์ชันใน MATLAB ที่สามารถสร้างเทมเพลตได้หลายรูปแบบโดยมีการประกาศตัวแปรดังนี้

```
se = strel(shape, parameters)
```

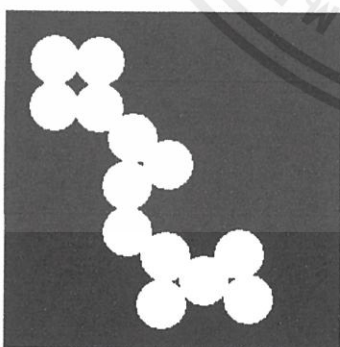
โดยที่ Shape คือรูปร่างของเทมเพลตที่เราสร้าง และ Parameter คือขนาดหรือรัศมีเทมเพลต

#### 2.2.3.2 ฟังก์ชัน remove

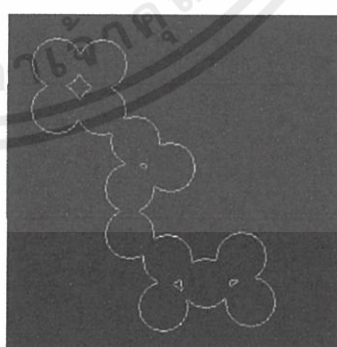
เป็นฟังก์ชันใน MATLAB ให้พิกเซลมีค่าเป็น 1 ถ้าพิกเซลข้างเคียงทุกพิกเซลใน 4 ตัวที่ติดกัน มีค่าเป็น 1 ดังนั้นเหลือเฉพาะพิกเซลบริเวณขอบเขต [5] ดังแสดงจากการแปลงรูปที่ 2.18 ด้วยฟังก์ชัน remove ใน MATLAB ซึ่งจะได้ผลลัพธ์คือรูปที่ 2.19 ซึ่งจากรูปจะเห็นว่าพิกเซลในรูปที่ 2.18 ถูกลบไป

```
BW = imread('circles.png');  
BW1 = bwmorph(BW,'remove');
```

ตัวอย่างการใช้กับภาพขาว-ดำ



รูปที่ 2.18 ต้นฉบับ (BW)



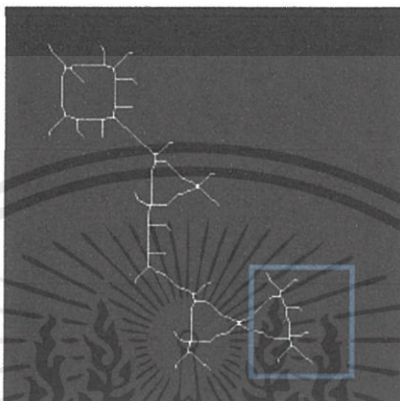
รูปที่ 2.19 ผ่านการหาเส้นขอบ (remove) (BW1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.3.3 ฟังก์ชัน skeleton

เป็นฟังก์ชันใน MATLAB ที่ใช้ในการหาแนวแกนหลักหรือโครงของรูปโดยจะใช้รูปต้นฉบับคือรูปที่ 2.18 ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ของการทำ skeleton เป็นโครงของรูปดังแสดงในรูปที่ 2.20 ในส่วนของกรอบสีน้ำเงินคือ ส่วนของรูปที่จะนำไปใช้ในกระบวนการต่อไป

```
BW3 = bwmorph(BW,'skel',Inf);
```

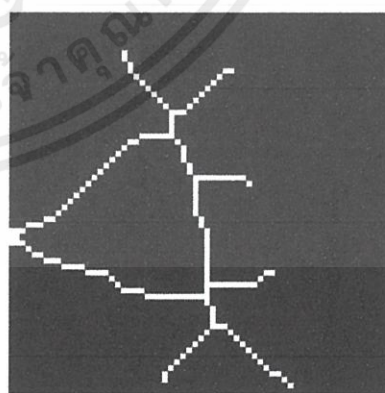
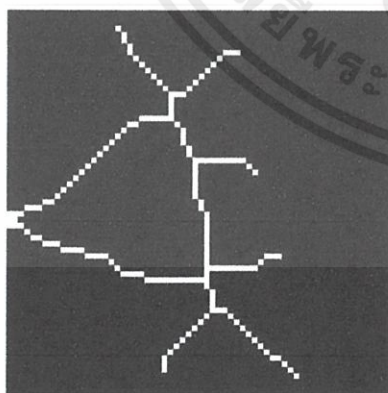


รูปที่ 2.20 ผ่านการหาเส้นโครง (skel) (BW3)

### 2.2.3.4 ฟังก์ชัน spur

เป็นฟังก์ชันใน MATLAB ที่ใช้ในการกำจัดจุดปลาย โดยเราจะใช้ส่วนของรูปที่ 2.20 ในกรอบสีน้ำเงิน เป็นรูปต้นฉบับซึ่งก็คือรูปที่ 2.21 โดยเมื่อนำไปผ่านการทำ spur จะได้ผลลัพธ์เป็นรูปที่ 2.22 ซึ่งจะเห็นว่าส่วนปลายบางส่วนถูกลบออกไปซึ่งกระบวนการนี้จะใช้ในการกำจัดส่วนที่ผิดพลาดที่เกิดจากการทำ skeleton

```
BW4 = bwmorph(BW3,'spur');
```



เอกสารนี้เป็นรูปที่ 2.21 ก่อนการกำจัดจุดปลาย ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น รูปที่ 2.22 หลังกำจัดจุดปลาย (BW4) ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

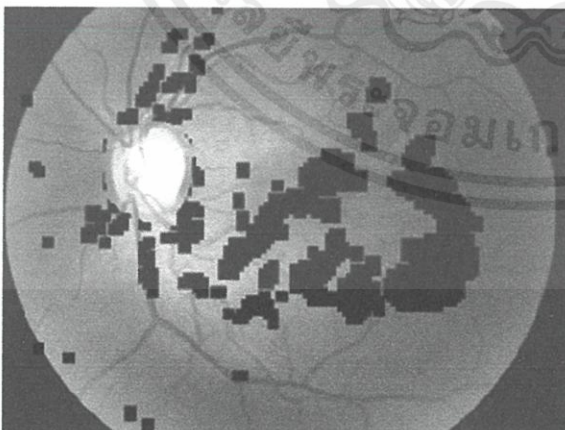
### 2.2.3.5 Image Reconstruction

เป็นฟังก์ชันใน MATLAB ที่ใช้ในการฟื้นฟูโครงร่างในส่วนที่หายไป [6] ซึ่งมีประโยชน์ในการแยกพื้นหลังกับจุดสีเหลือง เมื่อพื้นหลังกับจุดสีเหลืองมีขอบภาพใกล้เคียงกันโดยเราจะแยกจุดสีเหลืองจากวิธีการแยกพื้นหลังออกมา แล้วนำไปลบกับภาพต้นฉบับจะได้ส่วนของจุดสีเหลืองแยกออกมาโดยรูปต้นฉบับรูปที่ 2.23 เมื่อนำไปภาพกระบวนการคัดแยกจากขอบภาพจะติดพื้นหลังมาด้วย ซึ่งเราจะนำมาลบกับภาพต้นฉบับจะได้รูปที่ 2.24 ซึ่งจะเห็นว่าพื้นหลังติดมา เมื่อทำ Image Reconstruction จะเห็นว่าพื้นหลังจะสามารถสร้างกลับมาได้เนื่องจากการกระจายตัวมากกว่าจุดสีเหลือง ในทางตรงกันข้ามจุดสีเหลืองถูกลบออกไปหมดทำให้ไม่สามารถสร้างกลับมาได้จึงได้พื้นหลังมาแทนดังรูปที่ 2.25

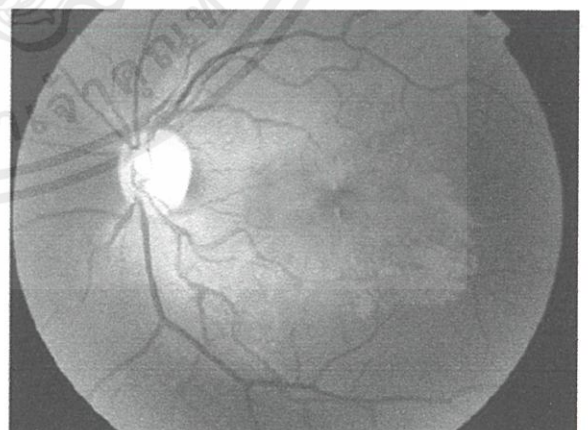
```
IM = imreconstruct(marker,mask)
```



รูปที่ 2.23 ภาพก่อนทำ



รูปที่ 2.24 ปรับค่าจุดในขอบเขตให้เป็น 0



รูปที่ 2.25 เป็นรูปที่ทำกาฟื้นฟูรูปร่างแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์เพื่อการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
จุดที่มีความแตกต่างของสีกับบริเวณรอบๆ มากจะทำให้การฟื้นฟูไม่ดี ต่างจากการฟื้นฟูจุดที่  
มีความต่อเนื่องของสี

### 2.2.3.6 การหาขอบภาพ

ในส่วนนี้ใช้ Kirsch Mask เป็นฟิลเตอร์ [8] ที่นำมาใช้ในการหาขอบโดยนำค่าจากฟิลเตอร์ NW, N, NE, E, W, SW, S, SE ด้านบนนี้ไปทำการคอนโวลูชันกับรูปทั้ง 8 ฟิลเตอร์แล้วเปรียบเทียบเพื่อหาค่าที่มากที่สุดรูปที่ 2.26 จะแสดงรูปของฟิลเตอร์ทั้ง 8 ทิศ

$$\begin{array}{cccc}
 NW = \begin{bmatrix} 5 & 5 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} & N = \begin{bmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} & NE = \begin{bmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} & E = \begin{bmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{bmatrix} \\
 W = \begin{bmatrix} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \end{bmatrix} & SW = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{bmatrix} & S = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{bmatrix} & SE = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & 5 & 5 \end{bmatrix}
 \end{array}$$

Notes: N: North; E: East; W: West; S: South

### รูปที่ 2.26 Kirsch Mask

#### 2.2.4 การตรวจสอบคุณภาพของภาพ

เนื่องจากรูปที่ได้มาจากทางแพทย์นั้น รูปที่ได้มานั้นไม่คงที่เราจึงเอามาตรวจสอบโดยเน้นไปที่ 2 ลักษณะ คือ ความคมชัดของภาพ และองค์ประกอบของรูปที่ดี ซึ่งการวัดคุณภาพนี้จะมีประโยชน์ในการช่วยวิเคราะห์ว่ารูปที่ได้มานั้น มีความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ในการแบ่งแยกภาพ เช่น ถ้าภาพดวงตาที่จัดเรียงไม่เหมาะสมตรวจสอบแล้วไม่เห็นจุด แต่จริงๆ แล้วอาจพบจุดได้แต่อาจถูกดวงตาส่วนอื่นๆ บังอยู่ เช่น OD

การวัดความคมชัดจะพิจารณาจากความชัดของเส้นเลือดบริเวณรอบๆ โฟเวีย ส่วนการจัดเรียงจะพิจารณาจากการจัดเรียงและตำแหน่งของ OD, โฟเวีย, มาสคิวลา, แนวการวางตัวของเส้นเลือด การวัดคุณภาพดวงตาสามารถตรวจสอบได้ทั้งวิธีใช้คนตรวจสอบเอง และวิธีอัตโนมัติ

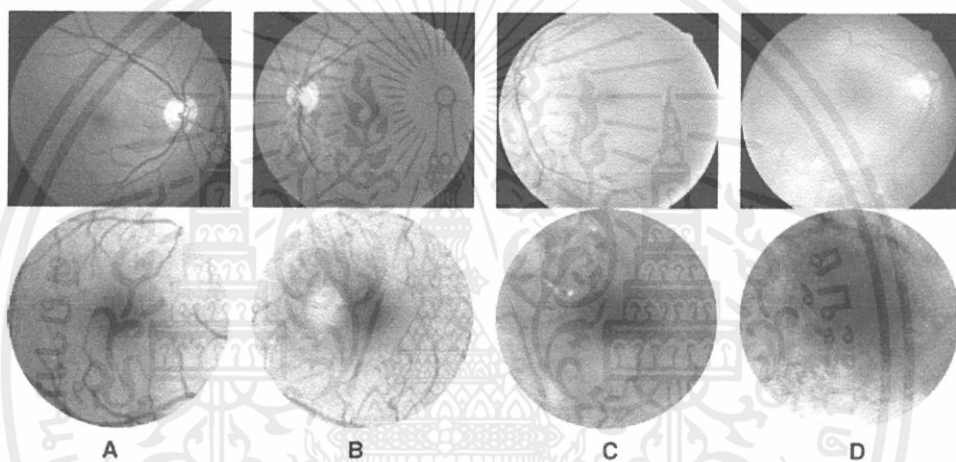
##### 2.2.4.1 วิธีตรวจสอบเอง

จะใช้การสังเกตโดยตรงจากภาพเพื่อวัดระดับความชัดของภาพและการวางตัวของภาพ โดยนำมาเทียบกับตารางที่ 2.1 และ ตารางที่ 2.2 ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ตารางที่ 2.1 วัดความชัดของภาพ [10]

ดีมาก	สามารถเห็นเส้นเลือดเล็กๆ ได้ชัดเจนและขอบเส้นเลือดมีค่าสูง โดยพิจารณาภายในระยะ 1 เส้นผ่าศูนย์กลางของ OD รอบๆ มาสคิวลา และสามารถเห็น เส้นประสาท ได้ชัดเจน
ดี	สามารถเห็นเส้นเลือดเล็กๆ ได้ชัดเจนโดยที่ขอบเส้นเลือดมีค่าต่ำ โดยพิจารณาภายในระยะ 1 เส้นผ่าศูนย์กลางของ OD รอบๆ มาสคิวลา หรือเห็นเส้น ประสาทไม่ชัดเจน
พอใช้	ไม่สามารถเห็นเส้นเลือดเล็กๆ ได้ชัดเจนแต่ยังสามารถเห็น แขนง ครั้งที่ 3 จากเส้นเลือดได้ โดยพิจารณาภายในระยะ 1 เส้นผ่าศูนย์กลางของ OD รอบๆ มาสคิวลา
ใช้ไม่ได้	ไม่สามารถเห็นแขนงครั้งที่ 3 จากเส้นเลือดได้ โดยพิจารณาภายในระยะ 1 เส้นผ่าศูนย์กลางของ OD รอบๆ มาสคิวลา



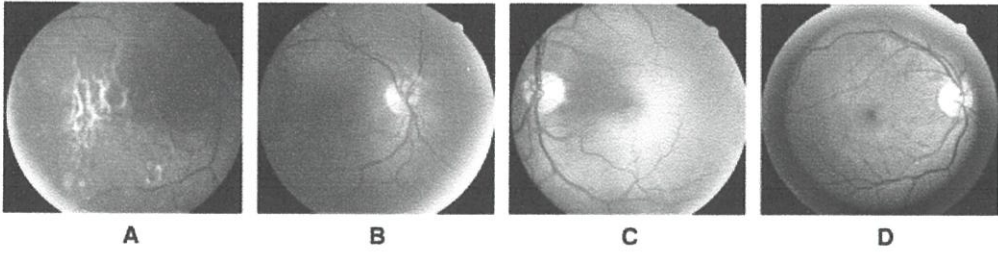
รูปที่ 2.27 การเปรียบเทียบความชัด

จากรูปที่ 2.27 จะสรุปได้ว่า A ดีมาก, B ดี, C พอใช้, D ใช้ไม่ได้

## ตารางที่ 2.2 การจัดวางของภาพ

ดีมาก	สามารถมองเห็นมาสคิวลาและ OD ได้ทั้งหมด โดยมาสคิวลาต้องอยู่ ณ จุดศูนย์กลางดวงตา
ดี	สามารถมองเห็นมาสคิวลาและ OD ได้ทั้งหมด โดยมาสคิวลาไม่ได้อยู่ ณ จุดศูนย์กลางดวงตาแต่แนวเส้นเลือดดวงตาและมาสคิวลาต้องเห็นได้ทั้งหมด
ใช้ไม่ได้	มีการเกิดขึ้นของวงแหวนรอบดวงตา หรือมาสคิวลา OD หรือแนวเส้นเลือดไม่สมบูรณ์ (มองเห็นได้ไม่หมด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.28 การเปรียบเทียบการจัดวางตัว

จากรูปที่ 2.28 ภาพ A - D คือรูปที่ใช้ไม่ได้โดย A - ไม่มี Optic Disc B - มาสคิวลาไม่สมบูรณ์, C - Temporal Arcade ส่วนบนไม่สมบูรณ์, D - เกิดวงแหวนรอบดวงตา

#### 2.2.4.2 วิธีตรวจสอบโดยใช้การคำนวณ (อัตรามิติ)

##### วัดความชัดของภาพ

ตรวจสอบความชัดของภาพโดยการหาโฟเวีย (จุดมืดสุดของมาสคิวลา) เมื่อได้ตำแหน่งแล้ว นำบริเวณรอบๆ โฟเวียในระยะ 3.5 Diameter OD แล้วนำมาหาความยาวรวมของเส้นเลือดที่พบในบริเวณนั้น จากการทดลอง ใช้ความยาว 1938 พิกเซล ถ้ายาวมากกว่าค่านี้แสดงว่าภาพใช้ได้



รูปที่ 2.29 ฟิลเตอร์ที่ใช้ในการหาโฟเวีย

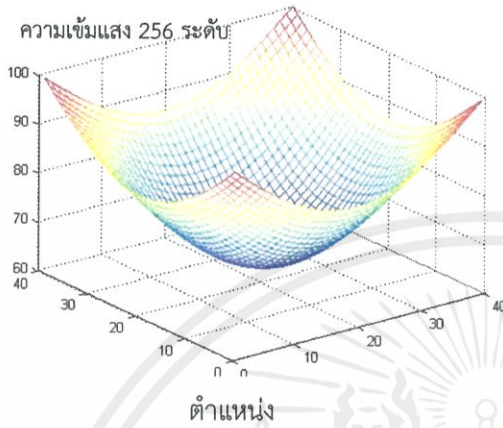
##### เกาส์เซียนฟิลเตอร์

เนื่องจากโฟเวียเป็นจุดที่มีดที่มืดที่สุดในมาสคิวลา โดยมาสคิวลาซึ่งสามารถตรวจหาได้จากตาเปล่า แต่สำหรับโปรแกรมการที่ดวงตามีเส้นเลือดหรือความผิดปกติในดวงตาอื่นๆ จะทำให้การตรวจจับยากขึ้น ดังนั้นเราจึงต้องใช้ฟิลเตอร์ที่เหมาะสมในการตรวจจับโฟเวียโดยจะได้สมการคือ

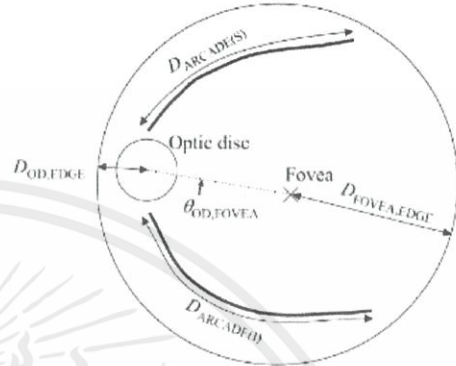
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$T(i,j) = 128 \left[ 1 - \frac{1}{2} e^{-\frac{(i^2+j^2)}{2\sigma^2}} \right] \tag{2.22}$$

โดย  $i, j$  คือ ระยะที่เทียบกับจุดศูนย์กลางของฟิลเตอร์และในการหาเราจะใช้ค่า  $s = 22$  ซึ่ง จะแสดงฟิลเตอร์ได้เป็นภาพการตีกรอบรอบโพเวียเพื่อหาความชัดของภาพ



รูปที่ 2.30 เกาส์เซียนฟิลเตอร์



รูปที่ 2.31 แสดงการจัดวางขององค์ประกอบ

ตารางที่ 2.3 การจัดวางองค์ประกอบของภาพโดยใช้การคำนวณ

คำนวณหาค่าต่างๆ ตามรูปแล้วนำมาเทียบกับตารางถ้าผ่านทุกหัวข้อแสดงว่าภาพนั้นใช้ได้

$D_{OD,EDGE}$ คือระยะห่างที่น้อยที่สุดระหว่าง Optic Disc กับขอบของดวงตา	$D_{OD,EDGE} > 0.5DD$
$D_{FOVEA,EDGE}$ คือระยะห่างที่สั้นที่สุดระหว่าง โพเวีย กับขอบของดวงตา	$D_{FOVEA,EDGE} > 2DD$
$\theta_{OD,FOVEA}$ คือมุมของเส้นตรงที่เกิดจากการลากเส้นเชื่อม Optic Disc กับโพเวีย โดยค่าจะเป็นบวกถ้า Optic Disc มีตำแหน่งแกน y สูงกว่าโพเวีย	$24.7^\circ > \theta_{OD,FOVEA} > -5.7^\circ$
$D_{ARCADE(S)}$ คือความยาวของแนวเส้นเลือดส่วนบน (Superior Arcade)	$D_{ARCADE(S)} > 2.1DD$
$D_{ARCADE(I)}$ คือความยาวของแนวเส้นเลือดส่วนบน (Inferior Arcade)	$D_{ARCADE(I)} > 2.1DD$

DD = เส้นผ่าศูนย์กลางของ Optic Disc

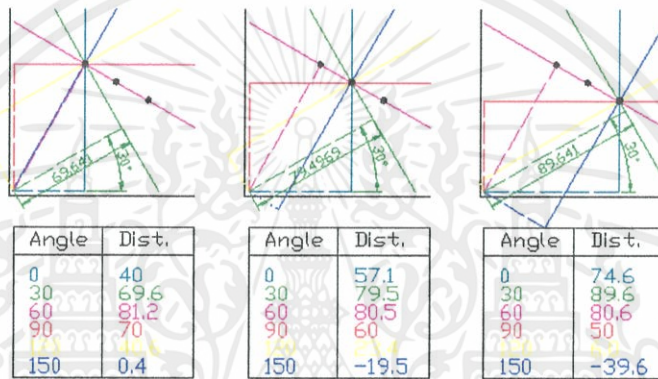
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.2.4.3 เทคนิคการแปลงฮัฟ (Hough Transform)

จากขั้นตอนที่แล้วสามารถหาจุดสี่เหลี่ยมออกมาได้ แต่จุดส่วนหนึ่งนั้นเกิดจากพื้นจอตาที่มีความสว่างอยู่ใกล้เส้นเลือด จึงได้ใช้เทคนิคการแปลงฮัฟที่เป็นเทคนิคในการสกัดคุณลักษณะ โดยจะเริ่มจากหาความชันของจุด [12, 13] แล้วนำไปหาวงรีเพื่อใช้เป็นแนวของเส้นเลือด ซึ่งสามารถหาได้แม้ว่าภาพจะเป็นรูปที่ไม่สมบูรณ์ [14] เพื่อจะได้ขจัดจุดกลุ่มนี้ออกไป

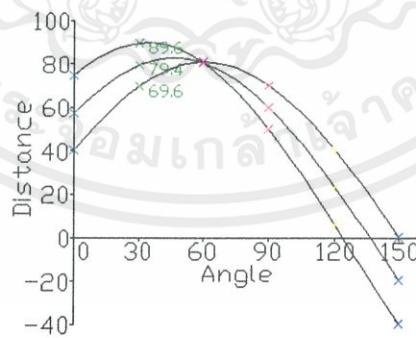
ตัวอย่างการหาเส้นตรง

เริ่มจากกำหนดช่วงมุม ซึ่งในที่นี้ใช้มุม 0 , 30 , 60 , 90 , 120 และ 150 แล้วสร้างเส้นตรง ที่มีมุมตามที่กำหนดนี้ผ่านจุดที่กำหนด และวัดระยะห่างของเส้น โดยที่ตั้งฉากกับจุดกำเนิดดังรูปที่ 2.32



รูปที่ 2.32 แสดงการหาเส้นตรง

นำค่าระยะห่างกับมุมพล็อตลงกราฟดังรูปที่ 2.33 จะเห็นว่าเส้นจะตัดกันที่จุดสี่เหลี่ยมหรือที่ค่ามุม 60 องศา



รูปที่ 2.33 การหาเส้นโค้ง

จากนั้นหา จุดศูนย์กลางวงรีโดยนำสมการวงรีสมการ (2.23) มากลับสมการจะได้เป็นสมการ (2.24) และสมการ (2.25) ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น ออกทั้งสามมีให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{(y-y_0)^2}{s_y^2} + \frac{(x-x_0)^2}{s_x^2} = 1 \quad (2.23)$$

$$x_0 = x \pm \frac{s_x^2}{\sqrt{\left(1 + \frac{s_y^2}{s_x^2 \xi^2}\right)}} \quad (2.24)$$

$$y_0 = y \pm \frac{s_y^2}{\sqrt{\left(1 + \frac{s_x^2 \xi^2}{s_y^2}\right)}} \quad (2.25)$$

โดยที่

$$\xi = \frac{dY}{dX} \quad (2.26)$$

เมื่อ  $y_0$  คือ จุดศูนย์กลางในแนวแกน  $y$

$x_0$  คือ จุดศูนย์กลางในแนวแกน  $x$

$S_y$  คือ ระยะเวลาในแนวแกน  $y$

$S_x$  คือ ระยะเวลาในแนวแกน  $x$

$\xi$  คือ ความชัน

ซึ่งค่า  $\xi$  ได้จากขั้นตอนที่แล้ว ค่า  $x$  และ  $y$  กำหนดให้เป็น 0 ส่วนค่า  $S_x$  และ  $S_y$  เป็นค่าที่กำหนด เมื่อนำไปแทนค่าลงในสมการ (2.24) และสมการ (2.25) จะได้ค่าจุดศูนย์กลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

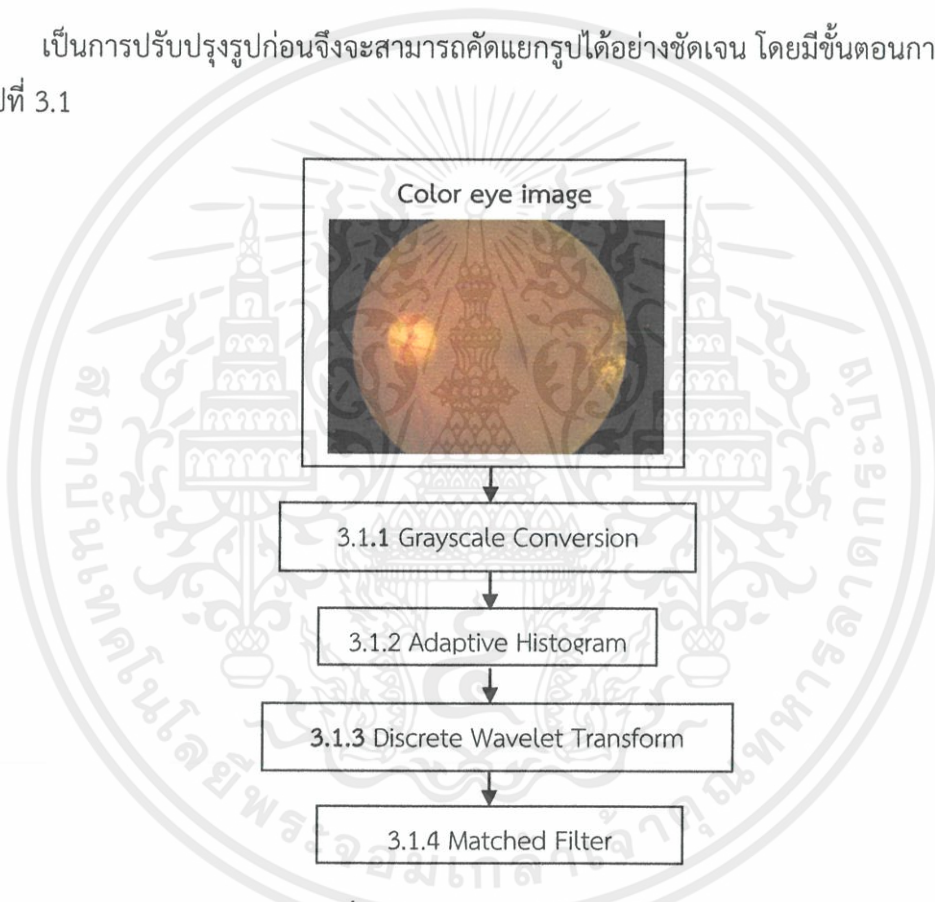
## บทที่ 3

### การออกแบบและการพัฒนา

ออกแบบโปรแกรมมีจุดมุ่งหมายคือ การคัดแยกเป็นกลุ่มที่ไม่เป็นโรค กลุ่ม NPDR และกลุ่ม PDR โดยมีขั้นตอนคือ การเตรียมภาพ ประมวลผล ประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง และการตรวจสอบคุณภาพรูป

#### 3.1 การเตรียมภาพ

เป็นการปรับปรุงรูปก่อนจึงจะสามารถคัดแยกรูปได้อย่างชัดเจน โดยมีขั้นตอนการเตรียมรูป ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนผังของการเตรียมรูป

โดยสามารถสรุปขั้นตอนได้ดังต่อไปนี้

3.1.1 การแปลงเป็นรูปสีเทา โดยใช้สมการของสัญญาณลูมิแนนซ์ (Luminance) ซึ่งมีค่า  $Gray = 0.3Red + 0.59Green + 0.11Blue$

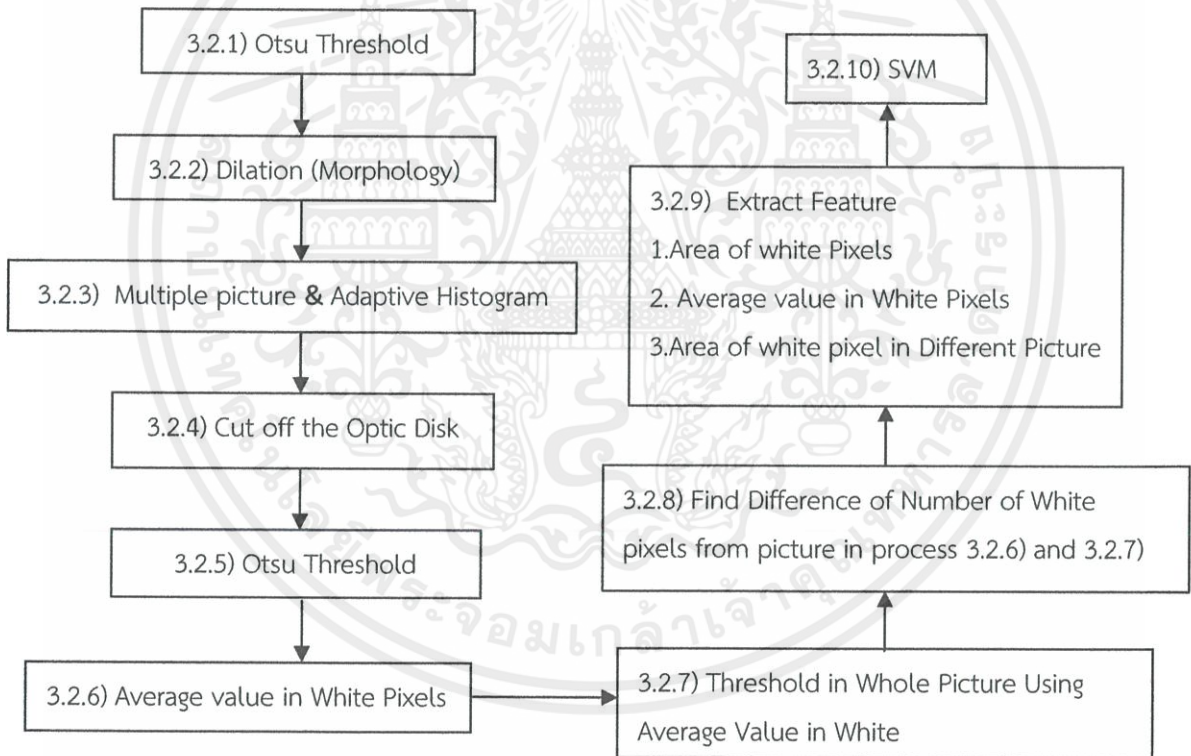
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้เพื่อการพาณิชย์ได้  
3.1.2 Adaptive Histogram Equalization ใช้เพื่อเพิ่มความคมชัดของรูปซึ่งมีข้อดีกว่าการไม่ทำการใช้ Histogram Equalization เนื่องจากการแปลงแบบ Adaptive Histogram Equalization จะทำการปรับที่ละพื้นที่เล็กๆ ซึ่งให้ผลการแปลงที่ดีกว่า

3.1.3 Discrete Wavelet Transform ใช้เพื่อให้ขอบรูปมีความเนียนมากขึ้น ทำให้แน่ใจได้ว่าเส้นเลือดทุกเส้นจะเข้าได้ดีกับฟิลเตอร์ อีกทั้งแยกดึงส่วนที่เป็นความถี่ต่ำออกมาเพื่อปรับขนาดรูปให้มีขนาดลดลงครึ่งหนึ่ง เพื่อช่วยให้การประมวลผลเร็วขึ้น

3.1.4 Matched Filter เป็นฟิลเตอร์ที่ปรับรูปร่างเพื่อให้เหมาะกับรูปร่างบางรูปร่างโดยไม่ขึ้นกับทั้งขนาดและการหมุน ในที่นี้จะใช้ฟังก์ชันเกาส์เซียน ซึ่งสามารถปรับขนาดจากค่าแวนเรียนซ์ โดยขนาดจะอยู่ในช่วง  $-3\sigma$  ถึง  $3\sigma$  เนื่องจากเส้นเลือดมีการวางตัวหลายแนวจึงทำการหมุนฟิวเตอร์ 180 องศา จากการทดลองพบว่าสามารถใช้  $\sigma = 2$  โดยให้มีขนาด  $9 \times 9$  (ขนาดจะใหญ่กว่าเส้นเลือด เนื่องจากเพื่อการหมุน โดยส่วนที่เผื่อมีค่าเป็น 0 และขนาดกว้างและยาวต้องมีขนาดอย่างน้อย  $9 \times \sqrt{2}$ )

## 3.2 การประมวลผล

หลังจากการทำการปรับแต่งรูปเพื่อเพิ่มความคมชัดและรายละเอียดรูปเรียบร้อยแล้วจะนำเข้าสู่กระบวนการหาเอกลักษณ์ของรูปที่จะสามารถนำมาใช้แยกแยะรูป ซึ่งมีวิธีการดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แผนผังของการประมวลผล

ซึ่งจะอธิบายอย่างละเอียดดังนี้

3.2.1 Otsu Threshold เป็นวิธีการแบ่งแยกรูปโดยจะแบ่งรูปเป็นสองกลุ่มโดยดูจากค่าแวนเรียนซ์รวมต้องมีค่าน้อยที่สุด โดยการแบ่งจะเป็นไปอย่างอัตโนมัติจึงไม่จำเป็นต้องกำหนดพาดานค่าซึ่งจะทำให้เกิดความผิดพลาดได้ จะได้ผลลัพธ์เป็นรูปขาวดำโดยเส้นเลือดและรายละเอียดจะเป็นสีขาว ส่วนพื้นหลังจะได้เป็นสีดำ

3.2.2 Dilation เป็นการขยายขนาดเส้น เนื่องจากบริเวณที่เกิดพิกเซลสีขาวคือ บริเวณเส้นเลือดหรือขอบของจุดหรือพังผืด ดังนั้นจึงขยายขนาดเส้นสีขาวโดยใช้มอร์โฟโลยี เพื่อให้กินบริเวณที่เป็นจุดหรือพังผืด

3.2.3 การคุณรูป ในขั้นตอนนี้เราจะนำรูปที่ได้ทำการขยายขอบของเส้นเลือดหรือจุดแล้วมาคูณกับรูปสีเทาเพื่อให้ดึงเอารายละเอียดเฉพาะบริเวณที่เป็นเส้นเลือดและจุดออกมา แล้วจึงทำการปรับคอนทราสต์ของรูปที่ได้ด้วยวิธี Adaptive Histogram Equalization

3.2.4 การตัด OD เพื่อให้การวิเคราะห์โรคมีความถูกต้องมากขึ้น

3.2.5 Otsu Threshold (Ignoring Zero Pixels) ทำ Threshold โดยไม่พิจารณาบริเวณที่มีค่าเท่ากับ 0 ซึ่งควรจะ Threshold ผ่านเฉพาะบริเวณที่เป็นจุดหรือพังผืด แต่ถ้ารูปนั้นเป็นตาปกติก็จะ Threshold ผ่านเหมือนกัน เพียงแต่ส่วนที่ผ่านจะเป็นรูปพื้นหลังปกติ

3.2.6 หาค่าเฉลี่ยจากจุดสีขาว หลังจากทำ Threshold โดยนำรูปที่ได้ไปคูณกับรูปที่ 3.1.1 ซึ่งถ้าเป็นรูปที่มีอาการ NPDR หรือ PDR จะมีค่าค่อนข้างมาก ส่วนรูปที่เป็นปกติค่าจะปานกลางถึงต่ำ

3.2.7 Threshold รูปโดยใช้ค่าเฉลี่ย โดยใช้ค่าเฉลี่ยจากข้อ 3.2.6 ไปเพิ่มช่วงทางฝั่งใกล้ศูนย์แล้วนำไป Threshold กับรูปสีเทาในข้อที่ 3.1.1 ถ้าเป็นค่าเฉลี่ยที่มาจากจุดหรือพังผืดจะมีค่าสูง ซึ่งต่อให้นำไป Threshold ทั้งรูป ส่วนที่ผ่านออกมาก็ควรมีแค่จุดหรือพังผืดนั้นๆ เท่านั้น แต่ถ้าเป็นค่าเฉลี่ยที่มาจาก รูปปกติ เมื่อผ่าน Threshold รูปส่วนใหญ่ก็จะผ่านออกมาได้เนื่องจากค่าเฉลี่ยที่ได้ก็เป็นค่าของพื้นหลัง

3.2.8 หาผลต่างของจำนวนจุดสีขาว โดยใช้รูปในข้อ 3.2.7 กับ ข้อ 3.2.8 ซึ่งให้ผลคือ

- รูปปกติจะมีค่ามากและเป็นบวก
- รูปที่มีอาการ NPDR จะมีค่าน้อยในช่วงบวกลบ
- รูปที่มีอาการ PDR จะมีค่ามากและเป็นลบ

การที่ช่วงเป็นลบ หากจะทำการ Threshold รูปจะต้องเพิ่มช่วงไปอีก -10 เพราะค่าของพังผืดส่วนใหญ่จะมีจุดสีขาวตั้งต้นสูงจึงผ่าน Threshold มากซึ่งช่วงอาจมีค่ามากกว่าไม่มากแต่พังผืดมักมีขนาดใหญ่จึงทำให้มีผลเพิ่มขึ้น

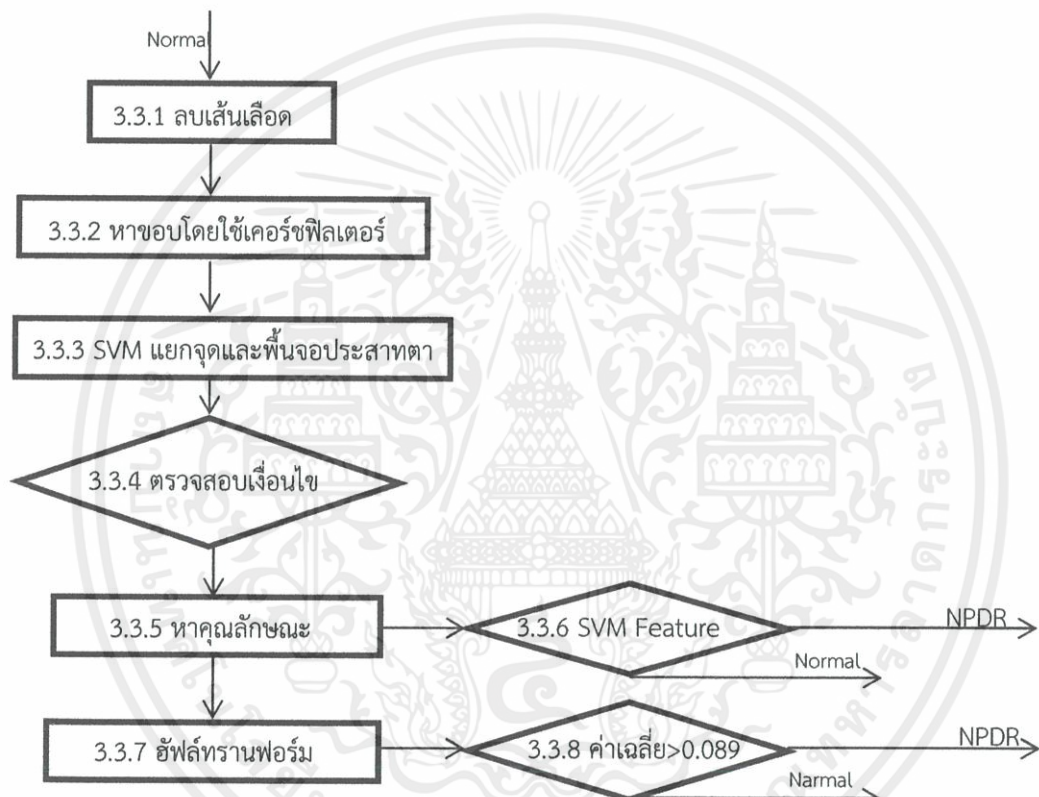
3.2.9 Feature Extraction จะดึงข้อมูลจากภาพมา 3 ข้อมูลคือ 1. จำนวนพิกเซลสีขาว 2. ค่าเฉลี่ยของจุดสีขาว และ 3. ความต่างของจำนวนจุดสีขาว ซึ่งพบว่าค่าที่มีผลมากในการแบ่งแยก

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเจ้าคุณราชบัณฑิต ไม่สามารถนำข้อมูลไปใช้ซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

3.2.10 Support Vector Machine (SVM) เป็นเครื่องมือที่ใช้สร้างเส้นแบ่งระหว่างข้อมูลใดๆ ในที่นี้จะใช้ฟังก์ชันจาก MATLAB ซึ่งจะแยกได้ที่ละสองกลุ่ม จึงแบ่งกลุ่มปกติกับกลุ่ม PDR ก่อนซึ่งมีค่าที่แยกกันได้ง่ายแล้วค่อยแยกกับจุดอีกที

### 3.3 การประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง

หลังจากการประมวลผลข้างต้นพบว่า มีความผิดพลาดในการตรวจจับ จุดสีเหลืองที่มีจำนวนน้อยๆ แต่จะมีความแม่นยำในการตรวจจับทั้งผิด และจุดสีเหลืองที่มีจำนวนมาก ดังนั้นจึงนำรูปที่ประมวลผลข้างต้นระบุว่าเป็นปกติมาเพิ่มการประมวลผลอีกเพื่อเพิ่มความถูกต้องในการแยก ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แผนผังของการประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง

ซึ่งจะอธิบายรายละเอียดดังนี้

3.3.1 ลบเส้นเลือด ในขั้นตอนนี้จะใช้รูป Matched Filter ของผลลัพธ์ที่เป็นปกติจากโปรเซสแรก จากนั้นทำการตัดแยกส่วนที่อาจไม่เป็นเส้นเลือดโดยวัดจากขนาดของลาเบล ถ้าหากว่ามีขนาดที่น้อยกว่า 50 พิกเซลจะทำการตัดออก แล้วนำรูปที่ได้ไปทำการขยายแล้วไปคูณกับรูปต้นฉบับสีเทา

ผ่านการกรองด้วยมิดฟิลเตอร์ และการปิดมอร์โฟโลยีเสร็จแล้วนำไปแทนบางส่วนของรูปต้นฉบับสีเทา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้ซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 หาขอบโดยใช้ Kirsch Filter ทำการกรองรูปที่ได้จากข้อ 3.3.1 ด้วย Kirsch Filter ขอบทั้ง 8 ทิศ แล้วหาทิศที่มีค่ามากที่สุดแล้วจึงทำการ Entropy Threshold เพื่อให้รูปเป็นขาวดำ จากนั้นจึงทำการขยายมอร์โฟโลยีเพื่อขยายขอบแล้วจึงนำมาคูณกับกับรูปขาวดำอีกรูปเพื่อลบขอบที่เกิดจากรูปดวงตากับพื้นหลังสีดำ

3.3.3 ใช้ SVM แยกความแตกต่างระหว่างจุดสีเหลืองกับพื้นหลัง เมื่อได้รูปที่ทำกรหาขอบของจุดสีเหลืองแล้วจะนำค่าสีที่หาได้จากจุดสีเหลืองและพื้นหลังมาหาความแตกต่างระหว่างจุดสีเหลืองกับพื้นหลัง เพื่อเพิ่มความถูกต้องในการแยกระหว่าง กลุ่มที่ไม่เป็นโรคกับกลุ่มที่มีอาการ NPDR

3.3.4 หากคุณลักษณะ ในขั้นนี้จะหาลักษณะขึ้นมาเพื่อใช้คัดแยกโดยจะใช้ลักษณะ 3 อย่าง ดังนี้ 1. จำนวนของพิกเซลสีขาว 2. ค่าเฉลี่ยของค่าความเข้มแสง 3. ค่าสูงสุดของค่าความเข้มแสง

3.3.5 ตรวจสอบเงื่อนไข โดยมี 3 เงื่อนไขดังนี้

1.  $0 < \text{จำนวนของพิกเซล} < 4,000$
2.  $0.1 < \text{ค่าเฉลี่ยความเข้มแสง} < 0.3$
3.  $0.263 < \text{ค่าสูงสุดของความเข้มแสง} < 1.5$

แล้วจะข้ามไปสู่กระบวนการข้อ 3.3.7 เพื่อหาแนวเส้นเลือด

แต่ถ้าไม่อยู่ในเงื่อนไขให้ข้ามไปทำในกระบวนการข้อ 3.3.6 เพื่อนำค่าทั้งสามไป SVM

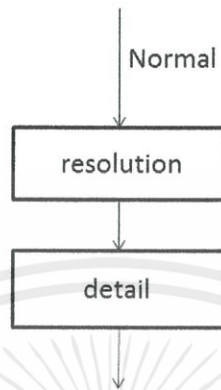
3.3.6 SVM Feature ในขั้นนี้้นำลักษณะทั้ง 3 ชนิดคือ จำนวนจุด ความเข้มแสงเฉลี่ย และความเข้มแสงสูงสุดมา SVM เพื่อใช้แยกว่าเป็นกลุ่มที่ไม่เป็นโรคหรือกลุ่มที่มีอาการ NPDR

3.3.7 หาแนวเส้นเลือดหลักโดยใช้ฮัฟฟทรานฟอร์ม โดยเราจะตรวจหารูปร่างวงรีจากขอบภาพโดยใช้ฮัฟฟทรานฟอร์ม ซึ่งมีข้อดีคือ ทนต่อสัญญาณรบกวนได้ดีหรือวงรีที่ตรวจหา ไม่จำเป็นต้องเป็นวงรีที่สมบูรณ์ เช่น วงรีที่มีส่วนที่ขาดช่วงไป เนื่องจากโปรแกรมจะหาส่วนที่มีความเป็นวงรีมากที่สุด และสามารถปรับช่วงในการหาวงรีได้กว้าง (ปรับหาค่า a, b ที่เหมาะสมที่สุด) โดยเมื่อได้วงรีที่เป็นตัวแทนของแนวเส้นเลือดหลักแล้ว จะนำไปใช้ในการแยกหาจุดสีเหลืองและในกระบวนการตรวจสอบคุณภาพภาพ

3.3.8 เช็คนเงื่อนไข ถ้าค่าเฉลี่ยของระยะห่างที่ได้จากข้อ 3.3.7 มากกว่า 0.089 ให้เป็นกลุ่ม NPDR แต่ถ้าไม่ใช่ให้เป็นกลุ่มที่ไม่เป็นโรค

### 3.4 การตรวจสอบคุณภาพรูป

จะเป็นการนำปกติที่ออกจากกระบวนการข้อ 3.3.6 และข้อ 3.3.8 มาเช็คคุณภาพรูปโดยวิธีการดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 แผนผังของการตรวจสอบคุณภาพ

3.4.1 วัดความคมชัดของรูป โดยการนำกึ่งกลางของรูปผ่านเกาส์เซียนฟิลเตอร์เพื่อหาโฟเวียผ่าน Matched Filter เพื่อหาเส้นเลือด นำเส้นเลือดที่ได้ผ่านฟังก์ชัน skeleton เพื่อไปทำให้กลายเป็นเส้น แล้วนำเส้นไปวัดความยาว หากมีความยาวมากกว่า 1938 พิกเซลหมายความว่า รูปมีความคมชัด

3.4.2 องค์ประกอบการจัดวางของรูป โดยจะนำข้อมูล 3 อย่าง คือ 1. ตำแหน่งของ OD 2. ตำแหน่งของโฟเวีย 3. เส้นวงรีมาคำนวณซึ่งมีเงื่อนไขว่า

1. ระยะห่างจาก OD ไปที่ขอบดวงตาต้องมากกว่า 0.5 เส้นผ่าศูนย์กลาง OD
2. ระยะห่างไกลที่สุดจากโฟเวียไปที่ขอบตาต้องมากกว่า 2 เส้นผ่าศูนย์กลาง OD
3. มุมระหว่างจุดศูนย์กลาง OD กับจุดศูนย์กลางโฟเวียต้องมีค่าอยู่ระหว่าง 24.7 ถึง -5.7 องศา
4. ความยาวของแนวเส้นเลือดทั้งด้านบน และด้านล่างต้องมากกว่า 2.1 เส้นผ่าศูนย์กลาง OD ถ้าผ่านทุกเงื่อนไขแปลว่ามีการจัดเรียงดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

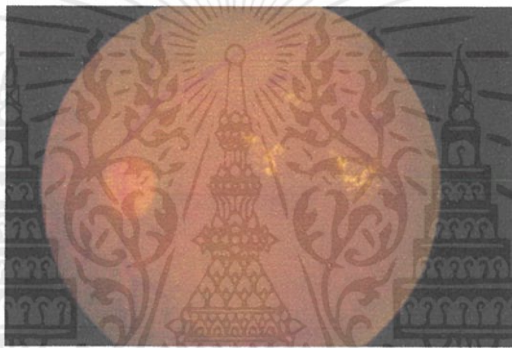
## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

การออกแบบและการทดลองจะใช้กระบวนการต่างๆ ในการประมวลผลภาพเพื่อตรวจหาความผิดปกติในดวงตา และมีการออกแบบหน้าจ่อินเตอร์เฟซ สำหรับบทนี้จะเป็นวิธีการทดลองและผลลัพธ์ที่ได้จากกระบวนการต่างๆตามอัลกอริทึมในบทที่ 3 โดยทำการทดลองกับรูปจำนวน 1,263 รูป

#### 4.1 การเตรียมภาพ

##### 4.1.1 นำรูปต้นฉบับเข้ามาในโปรแกรม ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ดวงตาต้นฉบับ

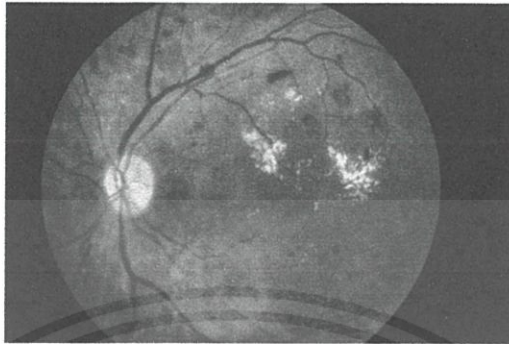
4.1.2 ทำการแปลงเป็นรูปสีเทา ขั้นตอนนี้ทำการแปลงรูปต้นฉบับให้เป็นรูปสีเทาดังรูปที่ 4.2 โดยใช้ค่าสีดังสมการนี้  $Gray = 0.3Red + 0.59Green + 0.11Blue$



รูปที่ 4.2 ผ่านการแปลงเป็นสีเทา

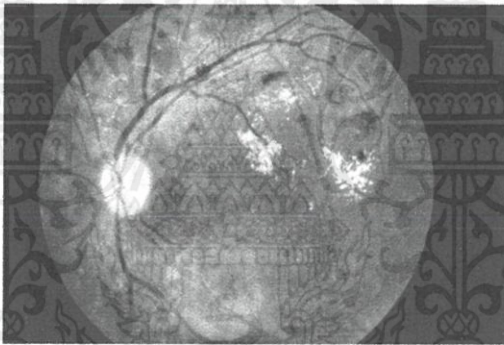
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 ทำ Adaptive Histogram Equalization ในขั้นตอนนี้จะทำการปรับคอนทราสต์ของรูป โดยจะใช้เป็น Adaptive Histogram Equalization แทน Histogram Equalization เพราะได้รายละเอียดที่ดีกว่า ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.3



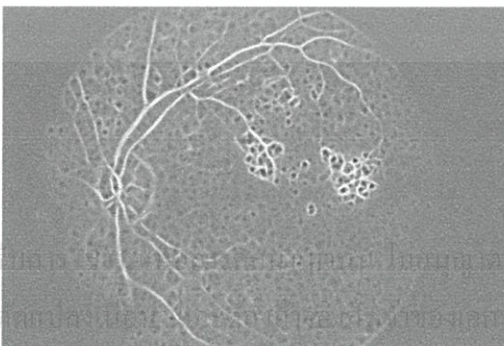
รูปที่ 4.3 ผ่าน Adaptive Histogram Equalization

4.1.4 ทำ Discrete Wavelet Transform ในขั้นตอนนี้จะช่วยในการลดสัญญาณรบกวน และยังช่วยลดขนาดของภาพทำให้สามารถประมวลผลได้เร็วขึ้น ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ผ่าน Wavelet Transform

4.1.5 ทำ Matched Filter ในขั้นตอนนี้จะทำการใช้ตัวกรองเพื่อตรวจจับเอารายละเอียด โดยตัวกรองที่ใช้จะมีลักษณะเหมือนเส้นเลือด ซึ่งมีลักษณะเป็นรูปสี่เหลี่ยมที่มีขนาดเท่ากับเส้นเลือด ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.5

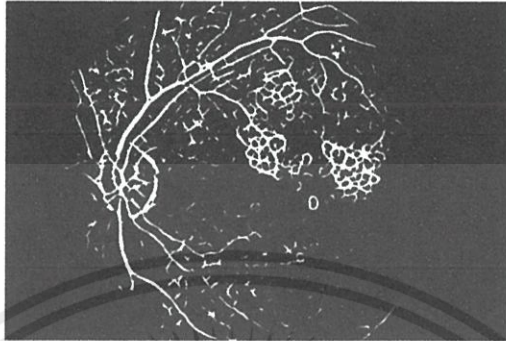


รูปที่ 4.5 ผ่าน Matched Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการวิชาการแก่สังคมของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี หากมีข้อผิดพลาดประการใดขออภัยเป็นอย่างสูง และขอเชิญชวนให้ท่านช่วยกันปรับปรุงแก้ไขเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

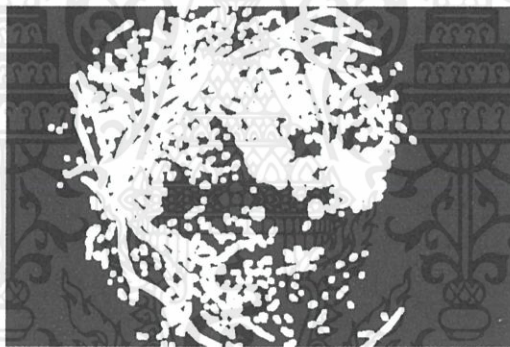
## 4.2 การประมวลผล

4.2.1 ทำ Otsu Threshold ในขั้นตอนนี้จะทำ Threshold โดยผลลัพธ์ที่ได้คือเส้นเลือดจะเป็นสีขาวและจะมีพื้นหลังเป็นสีดำ ดังรูปที่ 4.6



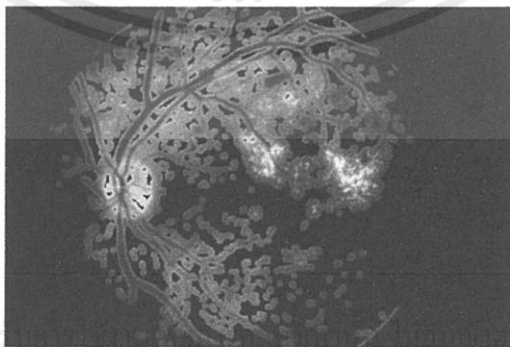
รูปที่ 4.6 Otsu Threshold

4.2.2 ทำ Dilation เพื่อขยายรายละเอียดเส้นเลือดสีขาวและขอบของจุดสีเหลือง เพื่อให้ครอบคลุมรายละเอียดที่ต้องการ ได้ผลดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 Dilation

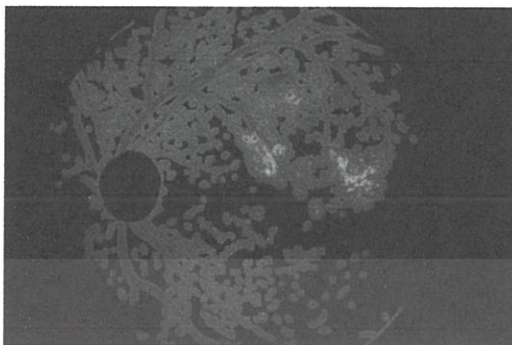
4.2.3 ทำการคุณภาพ ขั้นตอนนี้คือการนำรูปที่ 4.2 ไปคูณกับรูปที่ 4.7 ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 การนำรูปที่ 4.2 คูณกับรูปที่ 4.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่หรือใช้เพื่อวัตถุประสงค์อื่นใดโดยไม่ได้รับอนุญาตจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี หากมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายวิชาการ โทร. 02-23243510 หรือ e-mail: info@kmutt.ac.th

4.2.4 ทำการตัด OD ออกเพื่อให้สามารถวิเคราะห์ได้ถูกต้องมากขึ้น เนื่องจากมีสีคล้ายกับจุดสีเหลือง ซึ่งได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.9



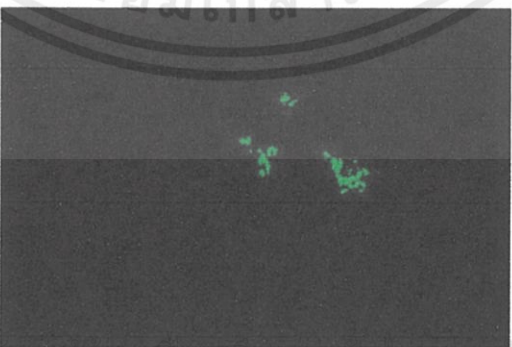
รูปที่ 4.9 ตัด OD ออก

4.2.5 ทำ Otsu Threshold อีกรอบ โดยไม่พิจารณาบริเวณที่มีค่าเท่ากับ 0 และได้มีการย้อมสีเพื่อให้เห็นได้ดังรูปที่ 4.10



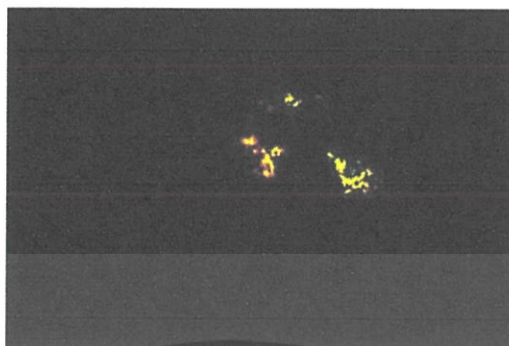
รูปที่ 4.10 Threshold เฉพาะบริเวณที่ไม่ใช่สีดำ

4.2.6 ทำ Threshold โดยใช้ค่าเฉลี่ยของกลุ่มจุดสีขาวที่หาได้จากรูปที่ 4.10 มาทำการ Threshold กับรูปที่ 4.2 ได้ผลดังรูปที่ 4.11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามรูปที่ 4.11 Threshold โดยใช้ค่าเฉลี่ยของกลุ่มจุดสีขาวทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.7 ทำการหาผลต่างของจุดสีขาวยังการนำรูปที่ 4.11 มาซ้อนทับกับรูปที่ 4.10 ซึ่งบริเวณสีเหลืองคือส่วนที่ซ้อนทับกันและจะได้ Feature ใหม่ดังรูปที่ 4.12

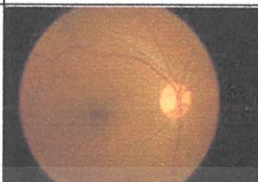
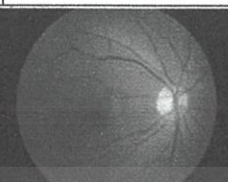
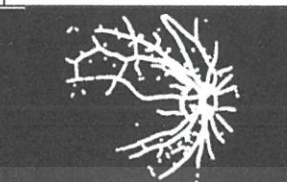
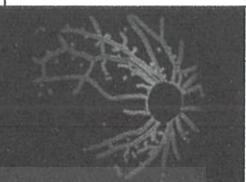
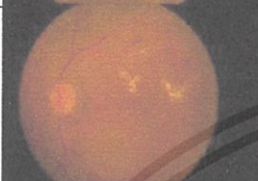
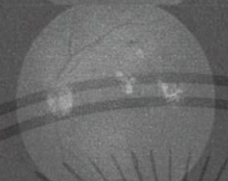
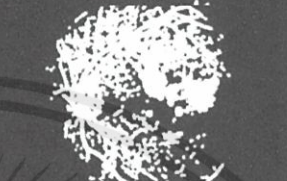
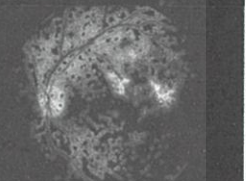
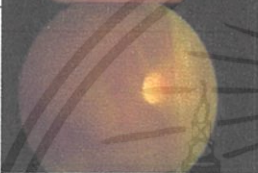
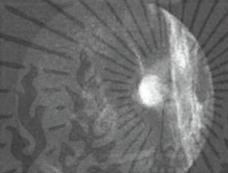
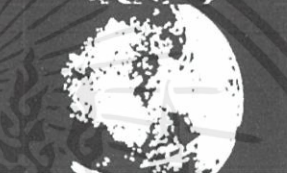
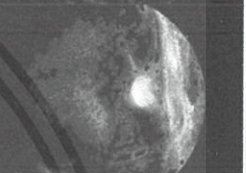

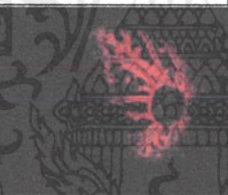

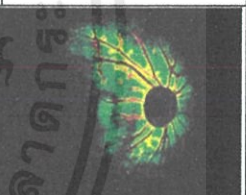


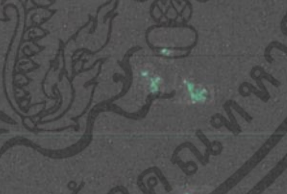

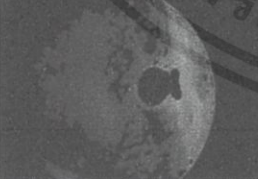

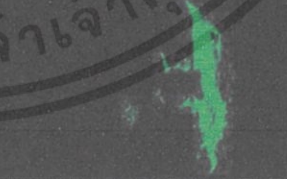
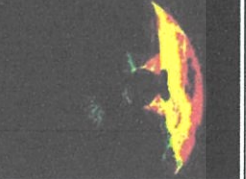


รูปที่ 4.12 นำรูปที่ 4.10 ลบกับรูปที่ 4.11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองในกรณีต่างๆ โดยใช้วิธีการข้างต้นจะได้ผล ดังรูปที่ 4.13

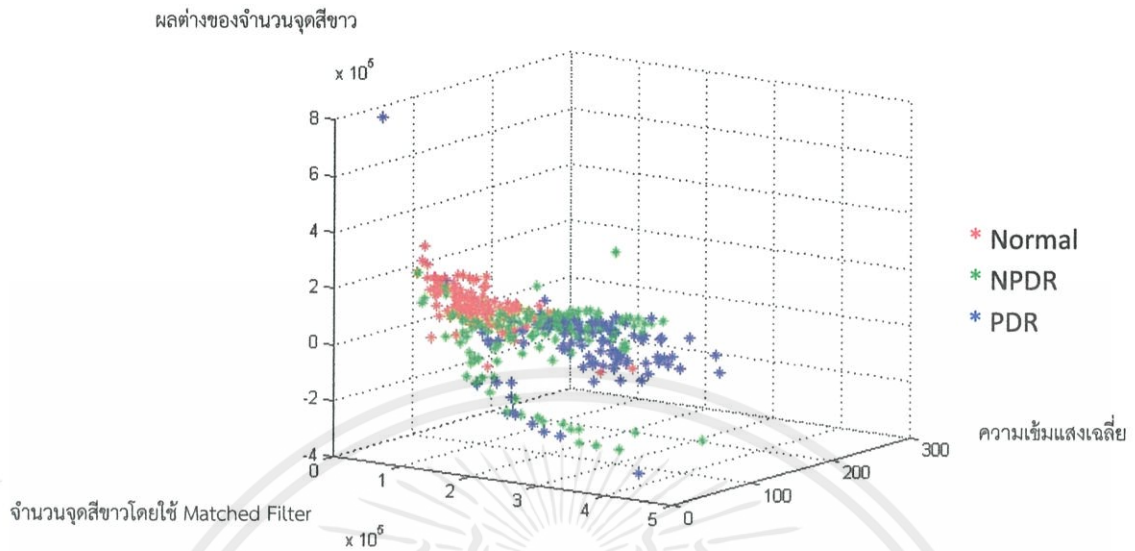
ก.	ต้นฉบับ	ภาพเทา (1)	Matched Filter, Ostu Threshold และ Dilation (2)	(1) * (2)
Normal				
NPDR				
PDR				
ข.	ตัด OD	Threshold (3)	นำค่าเฉลี่ยที่ได้จาก (3) มา Threshold (4)	(4) - (3)
Normal				
NPDR				
PDR				

รูปที่ 4.13 ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรเซส (ก) แสดงขั้นตอนที่ 4.1.1 ถึง 4.2.3

(ข) แสดงขั้นตอน 4.2.4 ถึง 4.2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.8 นำ Feature ทั้งสามที่ได้มาทำการเทรนข้อมูล เพื่อให้สามารถแยกแยะรูปออกเป็นสามกลุ่ม ดังแสดงในรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 SVM ที่ใช้ในการแยกระหว่างปกติ จุดสีเหลือง และพังผืด

ทำการเทรนโดยการนำรูปจากกลุ่มที่ไม่เป็นโรค 176 รูป รูปจากกลุ่มที่มีอาการ PDR 133 รูป และรูปจากกลุ่มที่มีอาการ NPDR 169 รูป โดยจะใช้ Feature 3 ตัว คือ

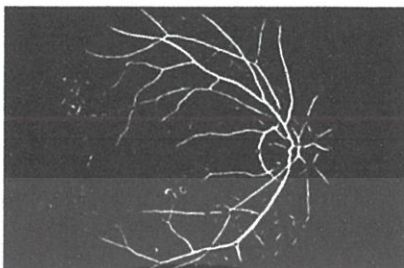
1. จำนวนจุดสีขาวจากการคัดแยกโดยใช้ Matched Filter ครั้งแรก
2. ค่าที่ใช้ในการ Threshold หรือค่าความเข้มแสงเฉลี่ยที่ทำได้
3. ผลต่างของจำนวนจุดสีขาวที่ได้จากการทำ Threshold ครั้งที่ 3 ลบ ด้วยจำนวนจุดสีขาวที่ได้จากการทำ Threshold ครั้งที่ 2 ดังแสดงในรูปที่ 4.14

เมื่อทำการทดลองอัลกอริทึมพบว่ามีความถูกต้องต่ำ เนื่องจากการประมวลผลที่มากขึ้นมีหลายกรณีที่ทำให้เกิดความผิดพลาดได้ง่าย เช่น ถ้ากรณีพังผืดกระจุกตัวบริเวณ OD จะทำให้อ่านว่าเป็นจุดสีเหลืองได้ เนื่องจากการลบส่วนที่อยู่ใกล้ๆ OD ทำให้ปริมาณของพังผืดที่ควรมีอยู่จริงน้อยลง โดยความผิดพลาดส่วนหนึ่งมาจากการที่ส่วนสว่างของรูปอยู่บนบริเวณใกล้ๆ เส้นเลือด ซึ่งมีโอกาสเกิดได้มากเนื่องจากแหล่งรวมของเส้นเลือดคือบริเวณ OD จากผลการทดลองพบว่าเมื่อทดลองกับกลุ่มตัวอย่างที่คัดไว้แล้วจะได้รับความถูกต้องของกลุ่มที่ไม่เป็นโรคมีความถูกต้อง 91.43% กลุ่ม NPDR มีความถูกต้อง 89.474% กลุ่ม PDR มีความถูกต้อง 72.92% เมื่อทดลองกับกลุ่มทดลองขนาดใหญ่จะได้ว่ากลุ่มที่ไม่เป็นโรคมีความถูกต้อง 86% กลุ่ม NPDR มีความถูกต้อง 64.22% และกลุ่ม PDR มีความถูกต้อง 73.2558%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
จะสังเกตเห็นได้ว่ามีความถูกต้องค่อนข้างน้อยในกลุ่ม NPDR ซึ่งแสดงว่ากลุ่ม NPDR มีความผิดพลาดไปเป็นกลุ่มที่ไม่เป็นโรค จึงนำภาพที่มีผลลัพธ์เป็นกลุ่มที่ไม่เป็นโรคไปทำในโปรเซสต่อไป

### 4.3 การประมวลผลเพื่อเพิ่มความถูกต้อง

4.3.1 นำรูปที่โปรเซสแรกตัดแยกกว่าเป็นปกติเข้ามาทำต่อในโปรเซสที่สอง เพื่อตัดแยกจุดสีเหลืองออกอีกรอบโดยใช้รูปในขั้นตอนของ Matched Filter ของรูปนั้นมาใช้ดังรูปที่ 4.15



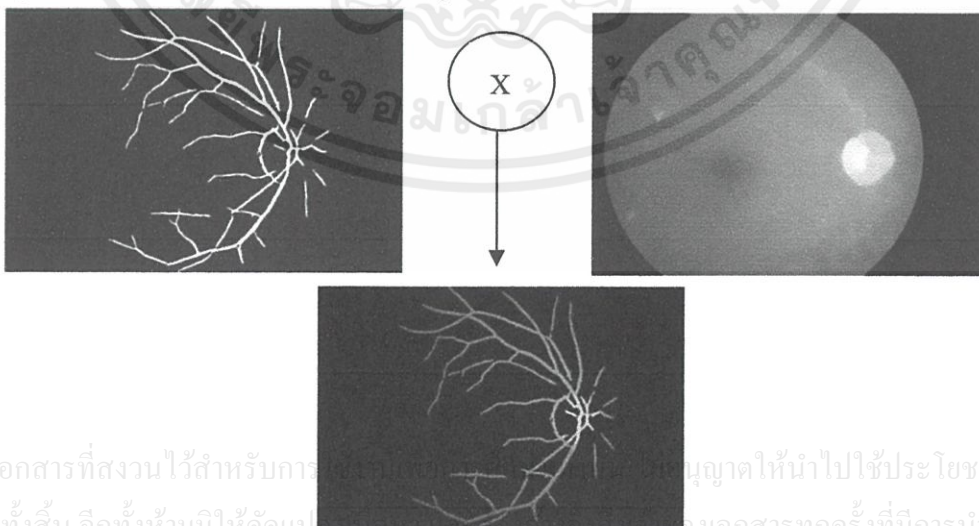
รูปที่ 4.15 ผ่าน Matched Filter

4.3.2 ทำการตัดแยกส่วนที่อาจไม่เป็นเส้นเลือดโดยวัดจากขนาดของลาเบล ถ้าหากว่ามีขนาดที่น้อยกว่า 50 พิกเซลจะทำการตัดออกแล้วทำ Morphology Dilation จะมีผลดังรูปที่ 4.16



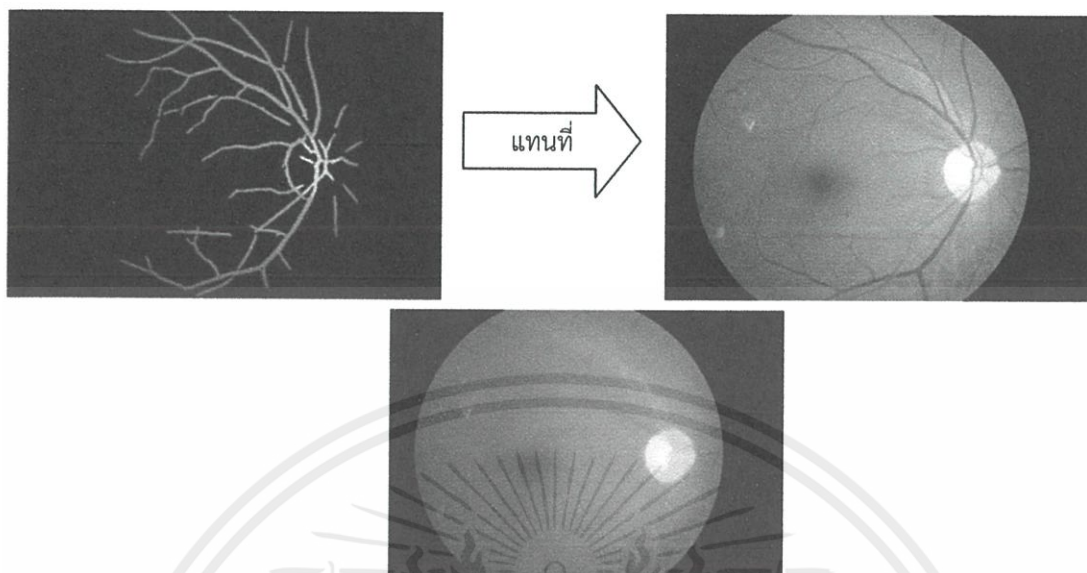
รูปที่ 4.16 ผ่านการกำจัดส่วนที่อาจไม่เป็นเส้นเลือด

4.3.3 นำรูปสีเทาที่ผ่านการกรองด้วย Median Filter และทำ Morphology Closing มาคูณกับรูปเส้นเลือดจากรูปที่ 4.15 ซึ่งได้ผลดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 กระบวนการคูณรูปและผลลัพธ์ที่ได้

4.3.4 นำส่วนของเส้นเลือดจากรูปที่ 4.17 มาแทนที่เส้นเลือดในรูปสีเทาซึ่งได้ผลดังรูปที่ 4.18



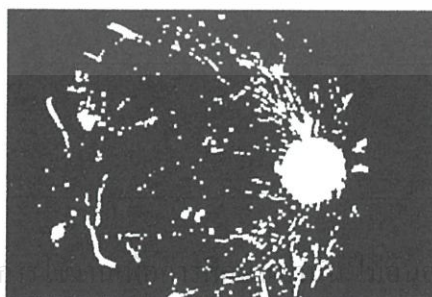
รูปที่ 4.18 กระบวนการแทนรูปและผลลัพธ์ที่ได้

4.3.5 นำรูปที่ได้จากการแทนเส้นเลือดไปหาขอบโดยใช้ Kirsch Filter ซึ่งได้ผลดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 ผ่านการหาขอบโดย Kirsch Filter

4.3.6 เมื่อทำการหาขอบเสร็จแล้วนำไปทำเป็นรูป Binary โดยใช้ Entropy Threshold แล้วจึงทำ Morphology Dilation และ Fill Hole จะได้ดังรูปที่ 4.20

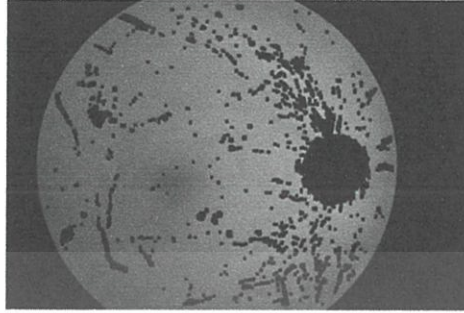


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ... ภาคให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.20 ผ่าน Threshold, Dilation, Fill Hole

4.3.7 นำตำแหน่งจุดสีขาวที่ได้จากขั้นตอนที่แล้ว ไปทำให้รูปที่ 4.17 มีค่าเป็นศูนย์ในตำแหน่งที่มีการหาขอบ ได้ดังรูปที่ 4.21



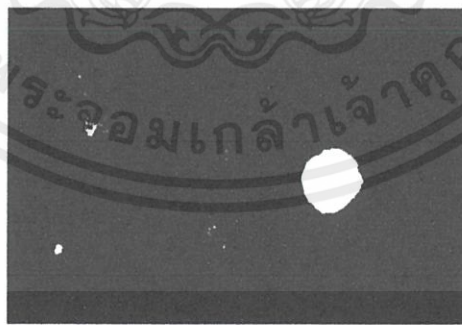
รูปที่ 4.21 หลังจากทำให้ค่าตรงตำแหน่งที่มีการหาขอบมีค่าเป็นศูนย์

4.3.8 ทำการฟื้นฟูรูปภาพจากขั้นที่แล้ว จะได้รูปที่มีแต่พื้นหลังกลับมาดังรูปที่ 4.22



รูปที่ 4.22 หลังจากทำการฟื้นฟู

4.3.9 นำรูปที่ได้จากขั้นตอนที่แล้วไปหาผลต่างกับรูป สีเทาต้นฉบับ แล้วจึงนำไปหา Otsu Threshold จะได้รูปขาวดำที่บ่งบอกจุดที่เป็นจุดสีเหลืองเป็นผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.23



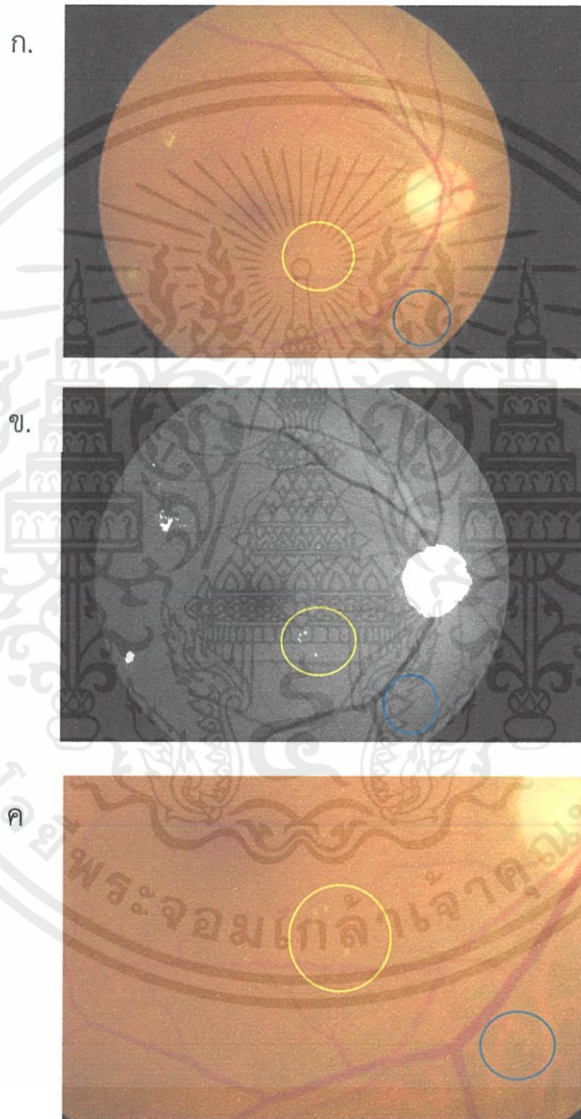
รูปที่ 4.23 ผลลัพธ์ของกระบวนการหาขอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.10 หา SVM ในการคัดแยกสีเพื่อเพิ่มความถูกต้องหลังจากทำการหาจุดสีเหลืองผ่านการหาขอบรูป ซึ่งจะเก็บค่าสีจากวิธีการดังต่อไปนี้

#### 4.3.10.1 หาโดยการเก็บจากขอบ

จากกระบวนการนี้เราจะได้ขอบจากการทำ Kirsch Filter แล้วจึงทำเป็นภาพขาวดำ เสร็จแล้วก็ทำการ Fill Hole เพื่อที่จะได้บริเวณจุดสีเหลือง โดยทำการดูว่าบริเวณนั้นๆ มีการกินพื้นที่หลังหรือไม่ ถ้ากินพื้นที่หลังจะทำการ Erode ก่อน เพื่อลดความผิดพลาด แสดงดังรูปที่ 4.24



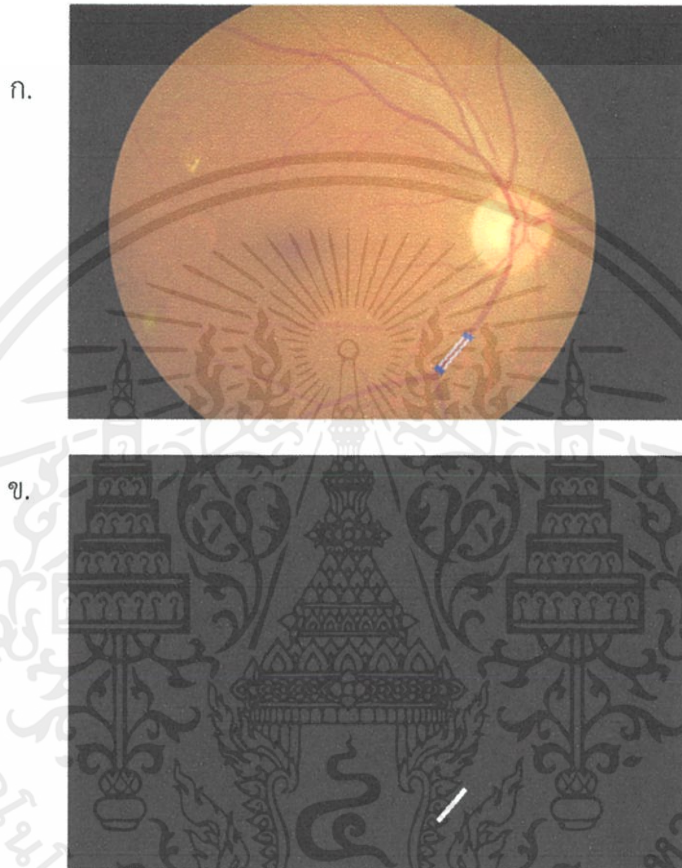
รูปที่ 4.24 การเก็บค่าจากขอบ (ก) ต้นฉบับที่วงดำตำแหน่งของจุดสีเหลือง (ข) ต้นฉบับ (สีเทา) ที่วง

ดำตำแหน่งของจุดสีเหลือง และ (ค) ขยายให้เห็นจุดสีเหลืองชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.3.10.2 การวงพื้นที่เอาเองโดยใช้คำสั่ง roipoly

เป็นการใช้คำสั่งใน MATLAB เพื่อที่จะวงพื้นที่ที่สนใจส่วนใหญ่ใช้ในการหาพื้นหลัง เนื่องจากการหาขอบจะครอบคลุมแต่ในส่วนของจุดสีเหลือง (คำสั่ง roipoly คือคำสั่งใน MATLAB ที่ใช้ในการเก็บพื้นที่ที่สนใจโดยจะได้ผลลัพธ์เป็นรูปขาวดำ จากนั้นใช้คำสั่งเก็บตำแหน่งจากตำแหน่งที่สนใจที่ค่าเท่ากับ 1 ที่ไม่สนใจเท่ากับ 0) ดังรูปที่ 4.25

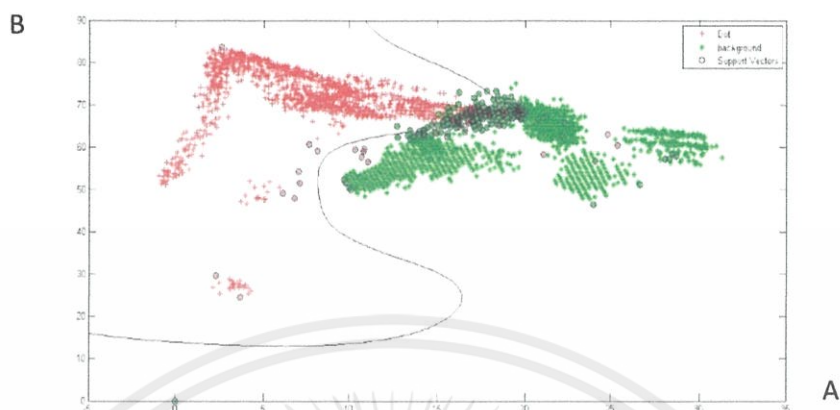


รูปที่ 4.25 การหาขอบโดยใช้ roipoly (ก) roipoly กำหนดพื้นที่ที่ต้องการ

(ข) ผลลัพธ์ที่ได้จาก roipoly

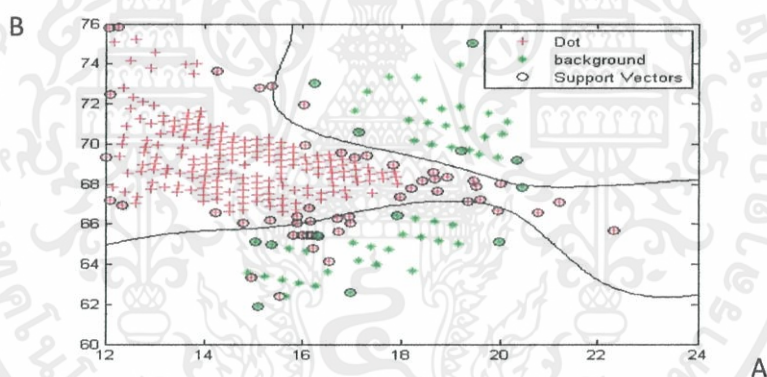
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากได้บริเวณที่สนใจ (ทั้งจุดสีเหลืองและพื้นหลัง) จะนำตำแหน่งที่ได้มาหาค่า A, B (จาก Plan สี LAB) แล้วนำข้อมูลมาเทรนในกระบวนการ SVM จากการสังเกตค่า SVM พบว่าจะมีบริเวณที่ซ้อนทับกันอยู่จึงได้ทำการเทรนค่า SVM อีกชุดหนึ่งซึ่ง SVM แบบหยาบจะได้ลักษณะดังรูปที่ 4.26



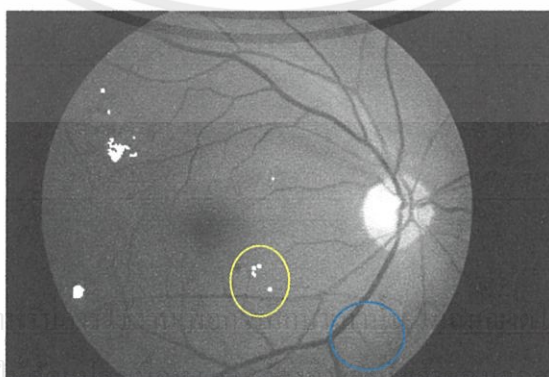
รูปที่ 4.26 SVM ที่ใช้ในการแบ่งแยกระหว่างสีของจุดสีเหลืองกับพื้นหลัง

แต่จากรูปจะเห็นว่ามีความซ้อนทับกันอยู่จึงได้ทำการเทรน SVM อีกชุดหนึ่งเพื่อให้ความถูกต้องมากขึ้นซึ่งรูปที่ 4.27



รูปที่ 4.27 SVM บริเวณที่ซ้อนทับกันของข้อมูลใน SVM ใหญ่

ตัวอย่างรูปที่ใช้สีคัดแยกไปแล้ว ดังรูปที่ 4.28

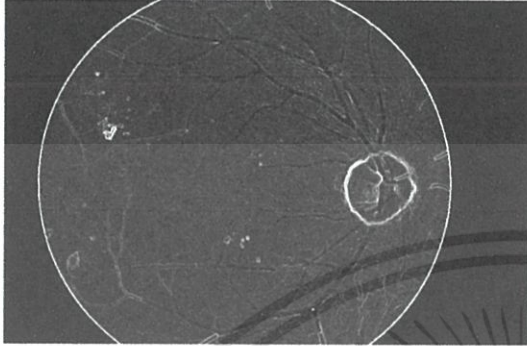


รูปที่ 4.28 ผลลัพธ์ที่ได้จากการใช้สีคัดแยก

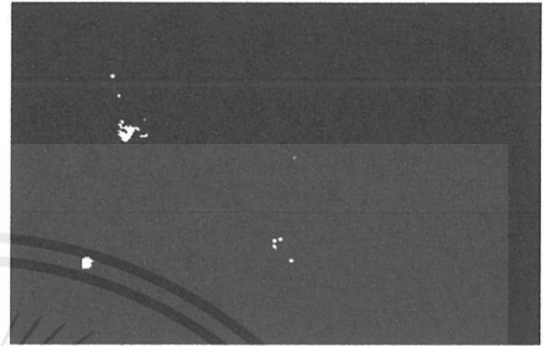
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้

นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
หรือทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

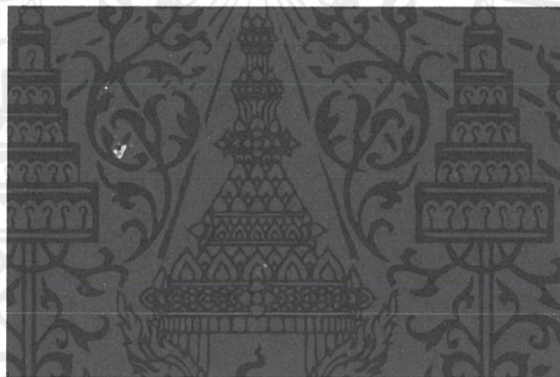
4.3.11 เมื่อทำการคัดแยกสีเรียบร้อยแล้ว จะนำรูปนั้นมาหา Feature เพื่อใช้เทรน SVM สำหรับใช้คัดแยกระหว่างกลุ่ม NPDR กับกลุ่มที่ไม่เป็นโรค โดยใช้รูปที่หาขอบจากการใช้ Kirsch Filter มาคูณกับรูปที่ได้จากการคัดขอบและแยกสีพื้น และนำรูปที่ได้ไปหาค่าเฉลี่ยและค่าสูงสุด ดังรูปที่ 4.29 ถึง รูปที่ 4.31



รูปที่ 4.29 ค่าของขอบที่ผ่าน Kirsch Filter



รูปที่ 4.30 จุดที่ผ่านการหาขอบและคัดสี



รูปที่ 4.31 การคูณระหว่างรูปที่ 4.29 กับรูปที่ 4.30

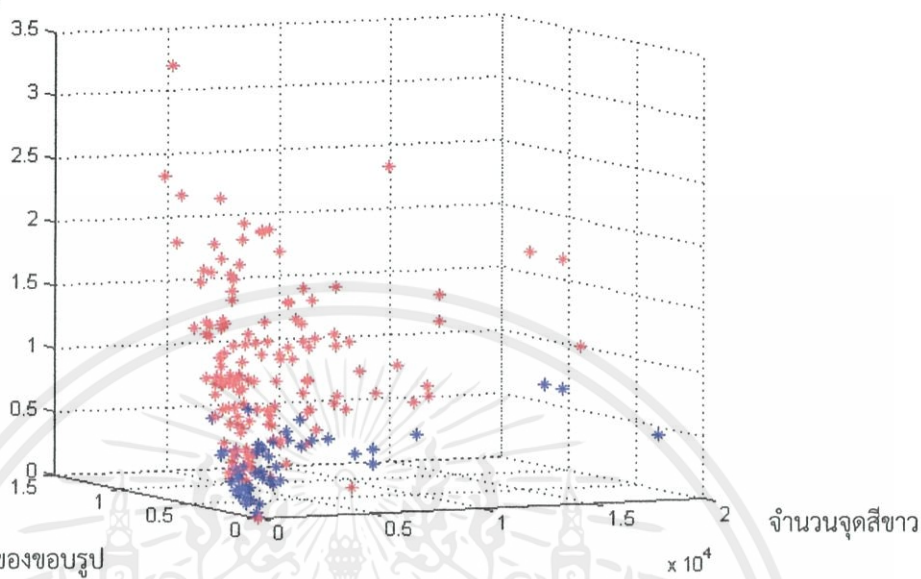
4.3.12 ทำการเช็คเงื่อนไขของ Feature ทั้งสามว่าอยู่ในเงื่อนไข IF Num = 0-4000, Avg = 0.1-0.3 และ Max = 0.263-1.5 ถ้าอยู่ในเงื่อนไขให้ข้ามไปทำข้อที่ 4.3.14 แต่ถ้าไม่ตรงเงื่อนไขให้ไปหา SVM ในข้อที่ 4.3.13

4.3.13 นำค่าที่ได้ไปเทรนโดยใช้รูปจากกลุ่มที่ไม่เป็นโรค 60 รูป รูปจากกลุ่ม NPDR 140 รูป จะได้กราฟ SVM ดังรูปที่ 4.32 ถึง รูปที่ 4.35

โดย Feature ที่จะนำไปเทรนมีด้วยกัน 3 อย่างดังนี้ 1. จำนวนจุดสีขาว (จำนวนจุดสีเหลืองที่จับได้) 2. ค่าเฉลี่ยของขอบรูปโดยคิดบริเวณที่ตรวจว่าเป็นจุดสีเหลือง 3. ค่าสูงสุดของขอบรูปโดยคิดบริเวณที่ตรวจว่าเป็นจุดสีเหลือง

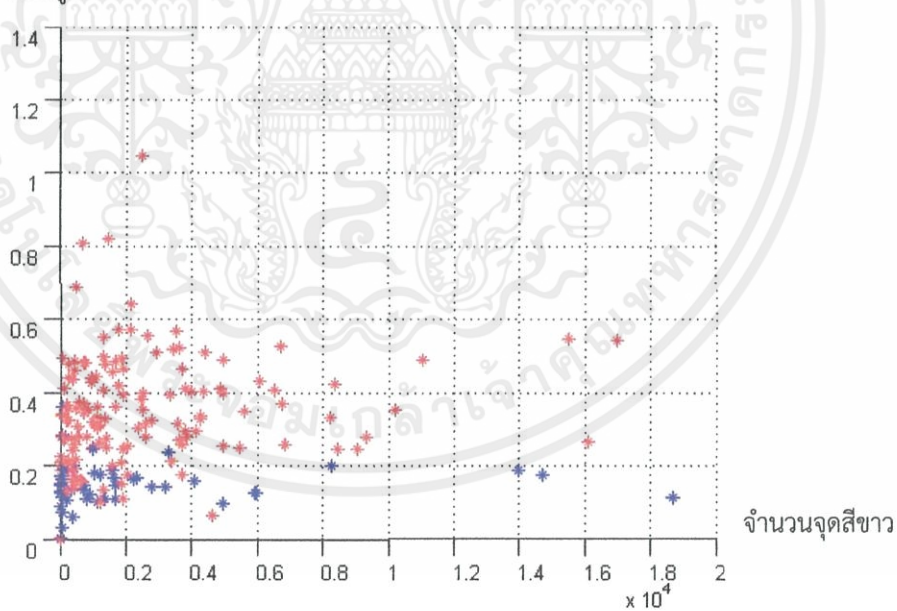
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าสูงสุดของขอบรูป



รูปที่ 4.32 กราฟ SVM รวม

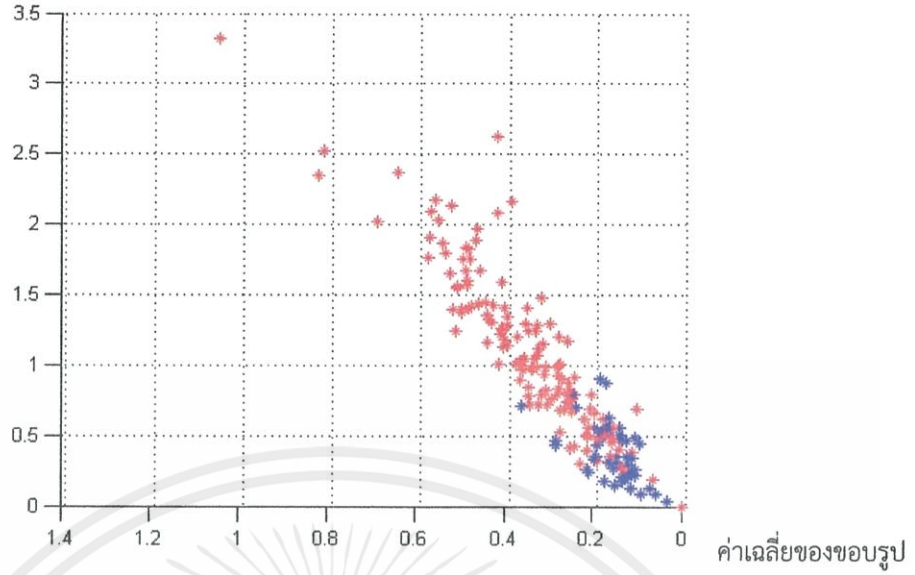
ค่าเฉลี่ยของขอบรูป



รูปที่ 4.33 กราฟ SVM ค่าเฉลี่ย (Y) กับจำนวนจุด (X)

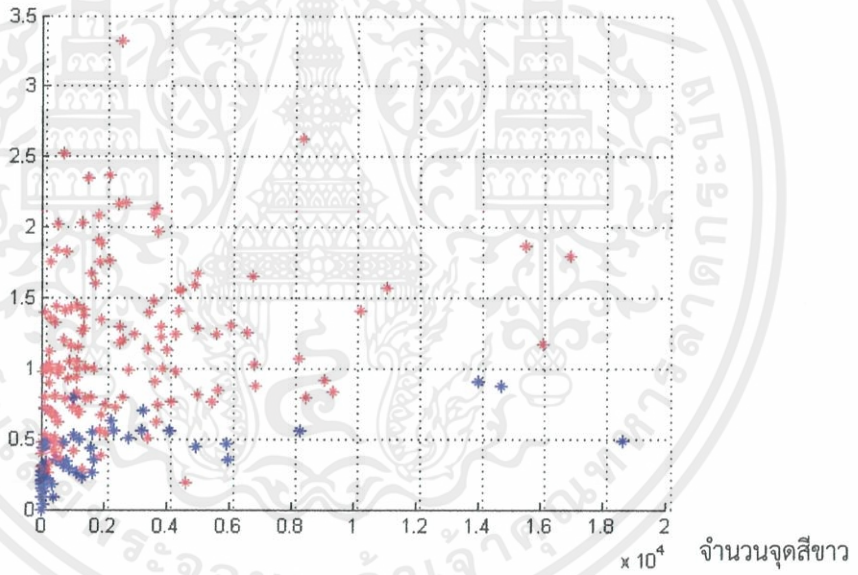
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าสูงสุดของขอบรูป



รูปที่ 4.34 กราฟ SVM ค่า max (Y) กับค่าเฉลี่ย (X)

ค่าสูงสุดของขอบรูป

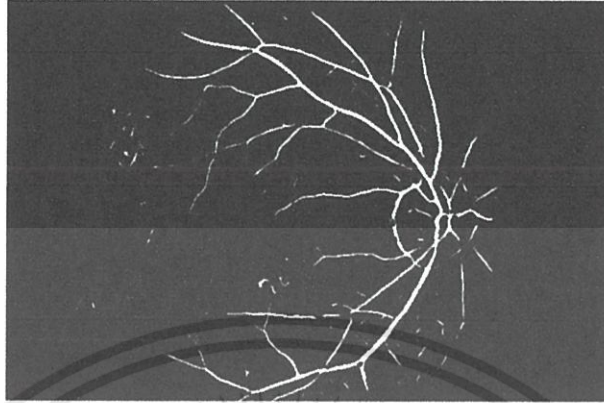


รูปที่ 4.35 กราฟ SVM ค่า max (Y) กับจำนวนจุด (X)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

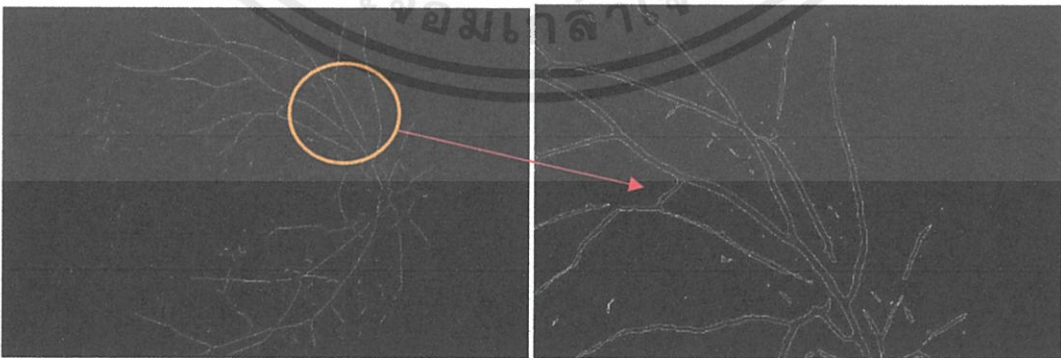
#### 4.3.14 การหาแนวเส้นเลือดหลัก

- นำรูปเส้นเลือดที่ได้จากการทำ Matched Filter ต่อด้วย Otsu Threshold ดังรูปที่ 4.36



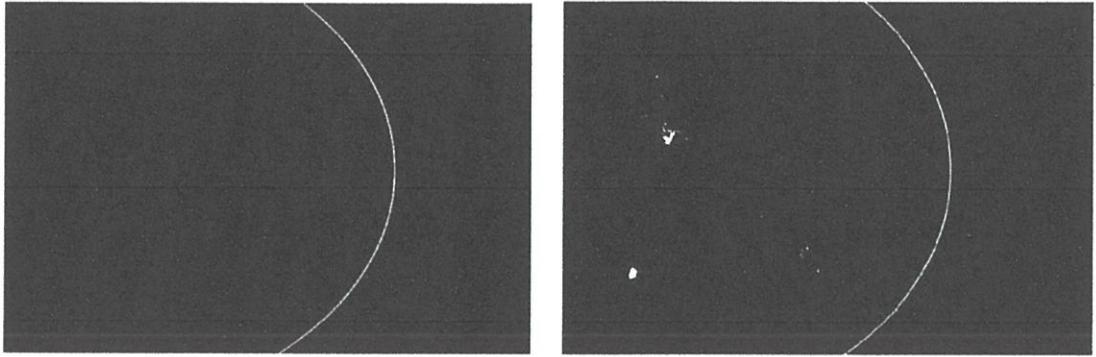
รูปที่ 4.36 Matched Filter ที่ผ่าน Otsu Threshold

- นำรูปเส้นเลือดมาหาขอบรูปแบบขาวดำ
- เพื่อการคำนวณมุมได้ง่าย (คือคำนวณแบบวนรอบตามเข็มนาฬิกา) จึงแบ่งกลุ่มของเส้นออกเป็นชุดโดยการทำลาเบล และตัดชุดที่มีจำนวนพิกเซลน้อยกว่า 1000 พิกเซลออก
- นำแต่ละลาเบลมาทำ Hough Transform โดยทำการ Sampling Rate = 50 จะได้ผลดังรูปที่ 4.37
- จาก Hough Transform จะได้ค่าจุดศูนย์กลางและค่า  $a, b$  เพื่อที่จะนำไปสร้างแนวเส้นเลือดหลัก จะได้วงรีดังรูปที่ 4.38
- ตัดส่วนเกินออกเนื่องจากวงรีที่สร้างที่การใช้วงรีแนวตั้งเพื่อประมาณ โดยดูจากจุดศูนย์กลาง ยังอยู่ในขอบเขตก็ให้ตัดตามจุดศูนย์กลาง แต่ถ้าไม่ใช่ก็ให้ตัดตามที่เกินลูกตา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและห้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

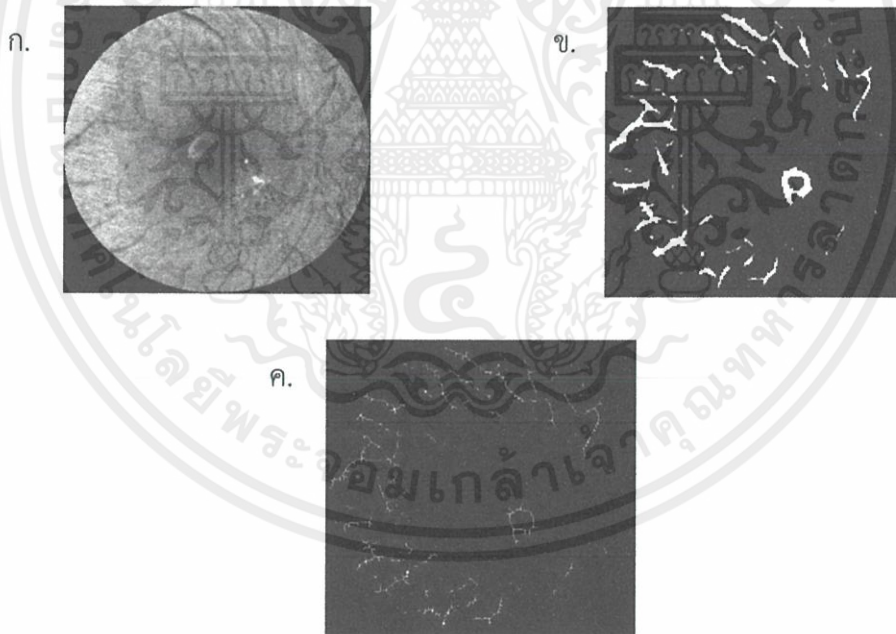
รูปที่ 4.37 ผ่านการหาขอบ



รูปที่ 4.38 วงรีที่สร้างได้จากการทำ Hough Transform

4.3.15 การวัดคุณภาพหลังจากผ่านโปรเซสทั้งหมดแล้วรูปที่ได้ผลลัพธ์เป็นปกติ จะมีการวัดคุณภาพอีกครั้งหนึ่งเพื่อที่จะบอกว่ามีโอกาสถูกผิดเท่าไรจากคุณภาพของรูปที่ได้มา

เราจะเริ่มจากการตัดแยกบางส่วนของรูปมาเพื่อที่จะหาโฟเวีย โดยจะเป็นการจำกัดตำแหน่งของรูปเพื่อให้การคำนวณเร็วและถูกต้องจากนั้นใช้ Filter ในสมการ (2.2) ที่มีลักษณะใกล้เคียงกับโฟเวียเพื่อหาตำแหน่ง แล้วจึงตีกรอบเป็นวงกลมรอบจุดศูนย์กลางของโฟเวียในรัศมี 3.5 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลาง OD แล้วจึงนำไปผ่านกระบวนการเพื่อนำไปตรวจสอบคุณภาพของภาพ ดังรูป 4.39



รูปที่ 4.39 การทำ Quality Check (ก) การตีกรอบรอบโฟเวีย (ข) เส้นเลือดที่ตัดแยกรอบโฟเวีย

(ค) เส้นเลือดที่ผ่านการทำ Morphology Skeleton

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ผลการทดลอง

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลอง

ชนิด	ตรวจถูกต้อง	ตรวจผิด
ปกติ	135	56
ผิดปกติ	1128	87

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (Normal)

ชนิดของภาพ	จำนวนที่ทดลองทั้งหมด	ผิดเป็น NPDR	ผิดเป็น PDR	percent
Normal	191	52	4	70.68%

ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (Mild NPDR)

ชนิดของภาพ	จำนวนที่ทดลองทั้งหมด	ผิดเป็น Normal	ผิดเป็น PDR	percent
Mild NPDR	733	71	55	82.81%

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (Moderate NPDR)

ชนิดของภาพ	จำนวนที่ทดลองทั้งหมด	ผิดเป็น Normal	ผิดเป็น PDR	percent
Moderate NPDR	318	13	77	71.6981%

ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองแยกตามกลุ่ม (PDR)

ชนิดของภาพ	จำนวนที่ทดลองทั้งหมด	ผิดเป็น Normal	ผิดเป็น NPDR	percent
PDR	164	3	38	75%

โดยจะได้ค่า ความจำเพาะของการตรวจโรคเบาหวานขึ้นจอตา = 60.81%

หมายความว่าเมื่อตรวจผู้ที่ไม่ได้เป็นโรคเบาหวานขึ้นจอตาจริงๆ 100 คน จะบอกว่า 60 คนไม่ได้เป็นโรคเบาหวานขึ้นจอตา และ 40 คนเป็นโรคเบาหวานขึ้นจอตา

ความไวของการตรวจโรคเบาหวานขึ้นจอตา = 95.27%

หมายความว่าเมื่อตรวจผู้ที่เป็นโรคเบาหวานขึ้นจอตาจริงๆ 100 คน จะบอกว่า 95 คนเป็นโรคเบาหวานขึ้นจอตา และ 5 คนไม่ได้เป็นโรคเบาหวานขึ้นจอตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทสรุปและข้อเสนอแนะ

### 5.1 บทสรุป

ระบบฐานข้อมูลภาพในดวงตาเพื่อการวินิจฉัยโรค จะถูกนำไปใช้ในการวิเคราะห์ว่าผู้ป่วยมีอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตาหรือไม่ โดยจะนำภาพที่ได้จากจักษุแพทย์ตรวจให้กับผู้ป่วยโรคเบาหวานที่มาเข้ารับการรักษา จากนั้นนำมาวิเคราะห์หาและแยกผู้ที่ไม่มีอาการของโรคเบาหวานขึ้นจอตา เพื่อประหยัดเวลาของแพทย์ผู้รักษาที่ต้องตรวจเช็คอาการของผู้ป่วยจำนวนมาก การทำงานของระบบประกอบไปด้วย นำไฟล์ภาพเข้าสู่โปรแกรม จากนั้น โปรแกรมจะทำการปรับแต่งภาพเพื่อเพิ่มความชัดเจน หลังจากนั้นจะเข้าสู่กระบวนการคัดแยกกลุ่มของคนเป็นโรคออกจากคนปกติซึ่งกระบวนการนี้จะมีการประมวลผลสองครั้ง โดยการประมวลผลครั้งที่สองจะเน้นไปที่กลุ่มที่ถูกการประมวลผลครั้งแรกคัดแยกว่าเป็นคนปกติ เพื่อลดความผิดพลาดจากการประมวลผล ซึ่งผลที่ได้จากการประมวลผลสองครั้งให้ค่าความถูกต้องที่มากกว่าการประมวลผลครั้งเดียว เพราะว่าการประมวลผลครั้งที่สองจะเน้นไปที่ข้อบกพร่องและรายละเอียดที่การประมวลผลครั้งแรกละเลย เมื่อการประมวลผลเสร็จสิ้น ภาพที่ถูกคัดแยกว่าเป็นคนปกติจะถูกนำมาตรวจสอบคุณภาพอีกครั้ง

### 5.2 ปัญหาอุปสรรคและแนวทางแก้ไข

#### 5.2.1 ปัญหาและอุปสรรค

1. ความเข้าใจไม่ตรงกันของแพทย์ผู้ให้ข้อมูลของโรคกับผู้พัฒนา
2. รายละเอียดทางการแพทย์ที่ผู้พัฒนาไม่มีความรู้ ความเข้าใจ
3. รายละเอียดของภาพที่บางครั้งมีคุณภาพต่ำเกินไป
4. อัลกอริทึมที่ใช้ในการวิเคราะห์ภาพอาจจะยังไม่ใช่วิธีที่ดีที่สุด ต้องมีการพัฒนาต่อ

#### 5.2.2 แนวทางแก้ไขปัญหา

1. นัดพบกับแพทย์ผู้ให้ข้อมูลเกี่ยวกับโปรแกรมที่ต้องการ รวมทั้งทำความเข้าใจร่วมกันระหว่างแพทย์และผู้พัฒนาเกี่ยวกับลักษณะของระบบ ข้อมูล และ User Interface ที่แพทย์จะใช้ได้ง่ายที่สุด
2. ศึกษาข้อมูลทางการแพทย์ของโรคเบาหวานขึ้นจอตาในส่วนที่ต้องทำการพัฒนาให้มาก และปรึกษากับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเพื่อทบทวนความเข้าใจของผู้พัฒนา
3. ศึกษารายละเอียดทางเทคนิคเกี่ยวกับระบบข้อมูลของภาพ และลักษณะความผิดปกติของโรคที่เป็นความสำคัญในการพัฒนาโปรแกรม
4. ทดลองใช้แนวทางที่เป็นไปได้ในการพัฒนาโปรแกรมหลาย ๆ แนวทางเพื่อที่จะหาว่าแนวทางใดเหมาะสมมากที่สุด
5. ศึกษารายละเอียดของโปรแกรมที่ใกล้เคียง หรือศึกษาจากโปรแกรมที่ให้สำหรับระบบอื่นๆ แล้วนำมาประยุกต์ใช้

### 5.3 แนวทางในการพัฒนาต่อ

ทดลองใช้ภาษา C# เพื่อใช้พัฒนาในส่วนของ User Interface พัฒนาวิธีการคำนวณและประมวลผลภาพ โดยใช้ MATLAB และ รายละเอียดของ Image Processing ทดสอบความถูกต้องของระบบ เก็บสถิติของความผิดปกติของโรคเบาหวานในจอตาจากภาพถ่ายลูกตา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] Fleming, Alan D., et al. "Automated assessment of diabetic retinal image quality based on clarity and field definition." *Investigative ophthalmology & visual science* 47.3 (2006): 1120-1125.
- [2] Ballard, Dana H. "Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes." *Pattern recognition* 13.2 (1981): 111-122.
- [3] Sreng, Syna, et al. "Automatic exudate extraction for early detection of Diabetic Retinopathy." *Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE), 2013 International Conference on.* IEEE, 2013.
- [4] Walter, Thomas, et al. "A contribution of image processing to the diagnosis of diabetic retinopathy-detection of exudates in color fundus images of the human retina." *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 21.10 (2002): 1236-1243.
- [5] Ballard, Dana H. "Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes." *Pattern recognition* 13.2 (1981): 111-122.
- [6] Olson, Clark F. "Constrained Hough transforms for curve detection." *Computer Vision and Image Understanding* 73.3 (1999): 329-345.
- [7] Shah, Mubarak. "UCF Computer Vision Video Lectures 2012, Lecture 18: Hough Transform." *Center for Research in Computer Vision*, 27 Nov 2012. Web. 10 Jan. 2014.
- [8] Rajaput, G. G., B. M. Reshmi, and C. Sidramappa. "AUTOMATIC LOCALIZATION OF FOVEA CENTER USING MATHEMATICAL MORPHOLOGY IN FUNDUS IMAGES." *International Journal of Machine Intelligence* 3 (2011).
- [9] Sezgin, Mehmet. "Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation." *Journal of Electronic imaging* 13.1 (2004): 146-168.
- [10] J. Nayak, R. Acharya, P. S. Bhat, N. Shetty, and T. C. Lim, "Automated diagnosis of glaucoma using digital fundus images," *Journal of medical systems*, vol. 33, no. 5, pp 337-346, 2009.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [11] S. Kavitha, S. Karthikeyan, and K. Duraiswamy, "Neuroretinal rim Quantification in Fundus Images to Detect Glaucoma," *IJCSNS*, vol. 10, no. 6, pp 134, 2010.
- [12] Gunn, Steve R. "Support vector machines for classification and regression." *ISIS technical report 14* (1998).
- [13] Chaudhuri, Subhasis, et al. "Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters." *IEEE transactions on medical imaging* 8.3 (1989): 263-269.
- [14] Kumari, V. Vijaya, and N. Suriya Narayanan. "Diabetic Retinopathy-Early Detection Using Image Processing Techniques." *International Journal on Computer Science & Engineering* 2.2 (2010).
- [15] Priya, R., and P. Aruna. "Review of automated diagnosis of diabetic retinopathy using the support vector machine." *International Journal of Applied Engineering Research, Dindigul* 1.4 (2011): 844-863.
- [16] Singh, Neera, and Ramesh Chandra Tripathi. "Automated early detection of diabetic retinopathy using image analysis techniques." *International Journal of Computer Applications* 8.2 (2010): 18-23.



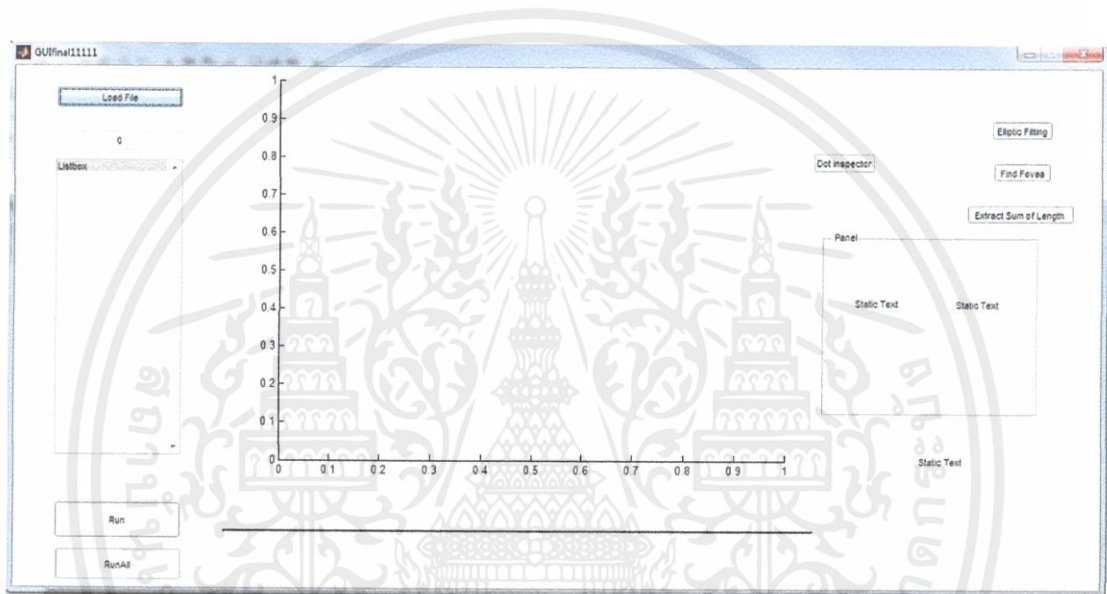
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ก

## Graphic User Interface (GUI)

การใช้งาน GUI จะมีการใช้งานสองแบบคือ

1. การประมวลผลภาพเพียงรูปเดียวโดยจะแสดงรายละเอียดต่างๆ ดีกว่า เช่น ตำแหน่งของจุดเหลือง, ตำแหน่งเส้นแนววงรีหลัก, บริเวณที่ใช้ในการตรวจสอบคุณภาพภาพ
2. การประมวลผลภาพหลายภาพจะจัดเก็บข้อมูลในรูปของโปรแกรม Excel โดยจะแสดงลักษณะของโปรแกรมได้ดังรูปที่ ก.1



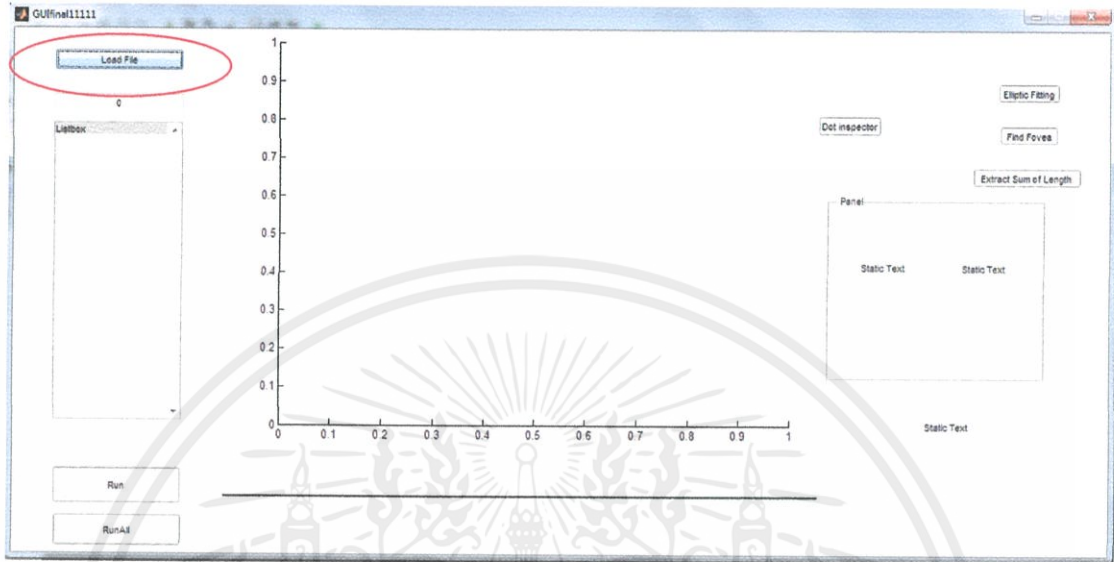
รูปที่ ก.1 หน้าต่าง GUI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประมวลผลภาพเพียงรูปเดียว

การประมวลผลภาพเพียงรูปเดียวจะมีขั้นตอนต่างๆดังนี้

1. โหลดภาพโดยเลือก Folder ที่มีรูปอยู่ โดยการกดปุ่มในวงกลมสีแดงดังรูปที่ ก.2



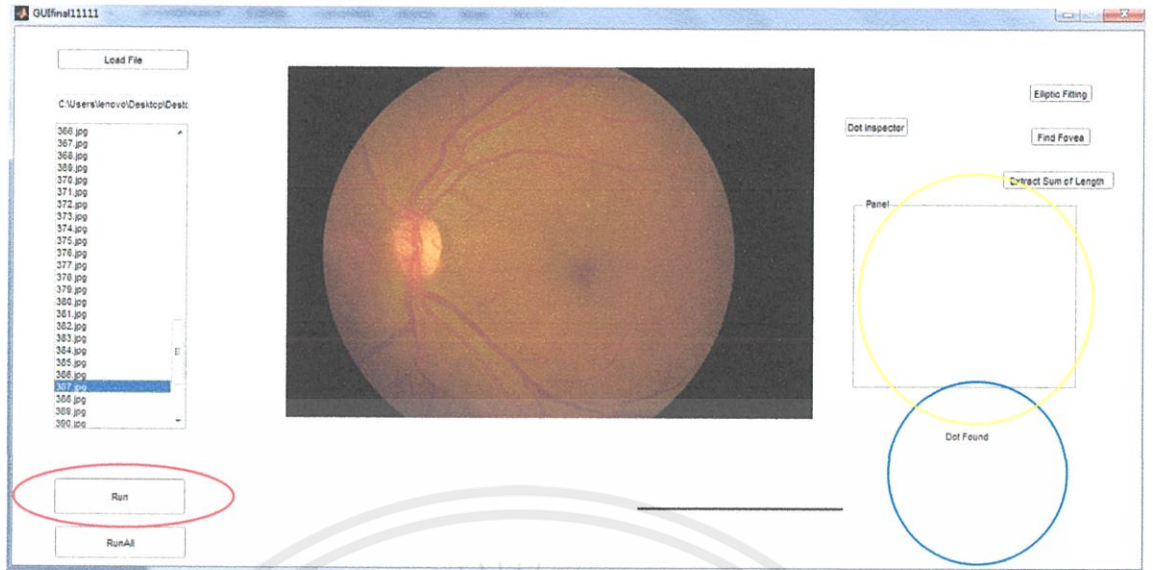
รูปที่ ก.2 การโหลดภาพจากหน้า GUI

2. เลือกภาพจาก Listbox ในวงสีแดง โดยรูปที่เราเลือกจะถูกแสดงดังรูปที่ ก.3

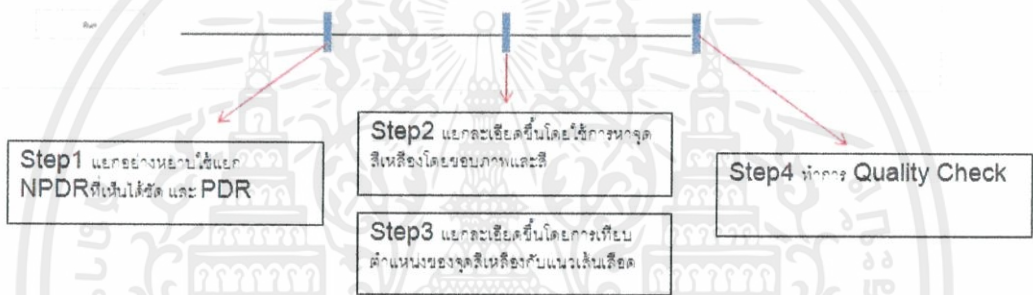


รูปที่ ก.3 การโหลดภาพจากหน้า GUI

3. ประมวลผลภาพโดยการกดปุ่มในวงกลมสีแดง และผลลัพธ์จะแสดงในวงกลมสีฟ้าดังรูปที่ ก.4 ในกรณีที่ตรวจพบว่าเป็นภาพดวงตาปกติจะมีการตรวจสอบคุณภาพภาพด้วย ซึ่งจะแสดงในวงกลมสีเหลือง และจะมีการแสดงว่าการประมวลผลถึงขั้นไหนดังรูปที่ ก.5 โดยเมื่อประมวลผลภาพเสร็จจะมีการเตือนด้วยเสียง

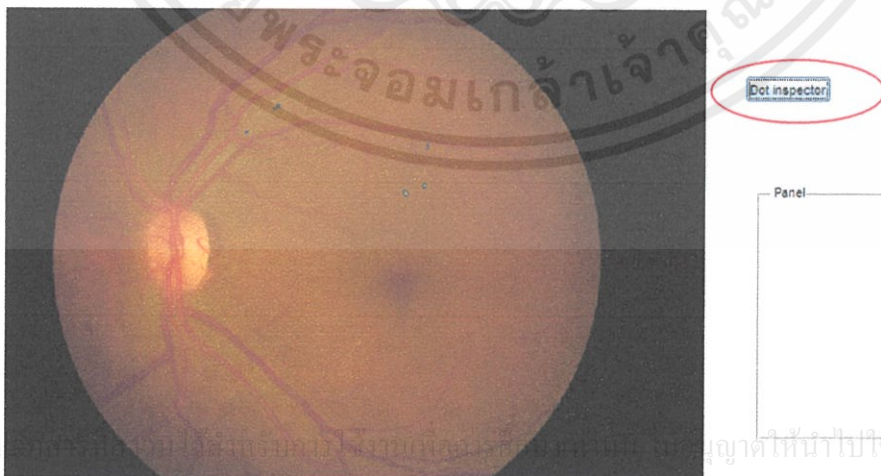


รูปที่ ก.4 ประมวลผลภาพเพียงภาพเดียว และการแสดงผลลัพธ์จากหน้า GUI



รูปที่ ก.5 แสดงขั้นตอนการทำงานจากหน้า GUI

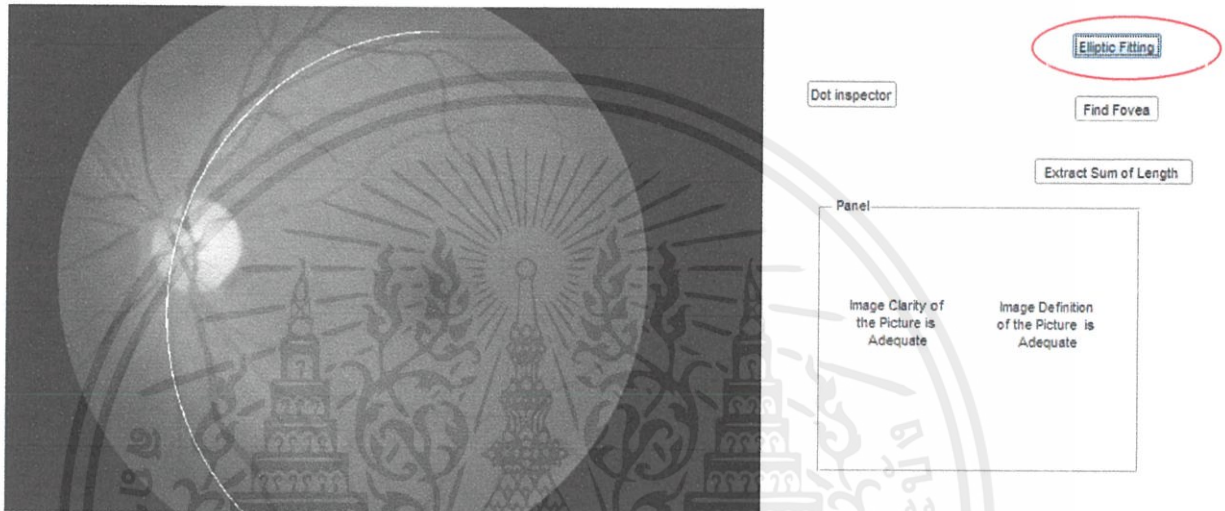
4. แสดงตำแหน่งของจุดสีเหลืองโดยการกดปุ่มในวงกลมสีแดง โดยจะแสดงตำแหน่งโดยการวางรอบๆจุดสีเหลืองด้วยวงสีน้ำเงินดังรูปที่ ก.6



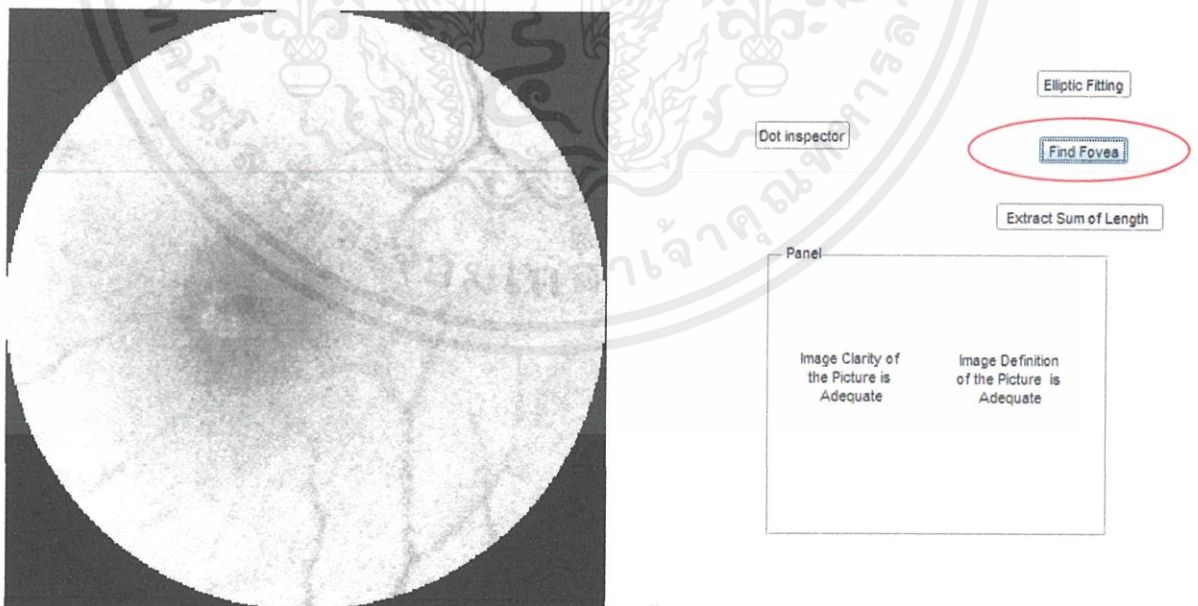
รูปที่ ก.6 การระบุตำแหน่งของจุดเหลืองจากหน้า GUI

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินทางปัญญาของสถาบันวิจัยและพัฒนาสุขภาพภาคใต้ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี หากท่านใดมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายประชาสัมพันธ์ โทร. 075-8121111 หรือ 075-8121112 ในวันและเวลาราชการ

5. การตรวจสอบคุณภาพภาพโดยจะตรวจสอบในกรณีที่ต้องตรวจพบว่ารูปดวงตาเป็นดวงตาปกติเท่านั้น ในการใช้งานจะแสดงแนวเส้นเลือดหลักโดยกดปุ่มในวงสีแดง และจะแสดงผลในรูปแบบที่ ก.7 เพื่อใช้ประกอบการพิจารณาในการตรวจสอบตำแหน่งการจัดเรียงในดวงตา และการตรวจสอบหาจุดสีเหลืองในภาพ ดังนั้นโปรแกรมในส่วนนี้จะใช้ได้เมื่อมีการประมวลผลถึงขั้นตอนที่ 3 ขึ้นไป (รูปที่ ก.5) ส่วนการกดปุ่มในวงกลมสีแดงจะเป็นการแสดงรูปโพเวียในรูปแบบที่ ก.8 และการกดปุ่มในวงกลมสีแดงจะแสดงการประมวลผลโพเวียในรูปแบบที่ ก.9 ซึ่งทั้งสองส่วนจะนำมาใช้ประกอบการพิจารณาความคมชัดของภาพ ในส่วนนี้จะใช้ได้เมื่อมีการประมวลผลในขั้นตอนที่ 4 เท่านั้น (รูปที่ ก.5)



รูปที่ ก.7 การแสดงแนวเส้นเลือดหลักจากหน้า GUI



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามรูปที่ ก.8 การแสดงตำแหน่งของโพเวียจากหน้า GUI ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

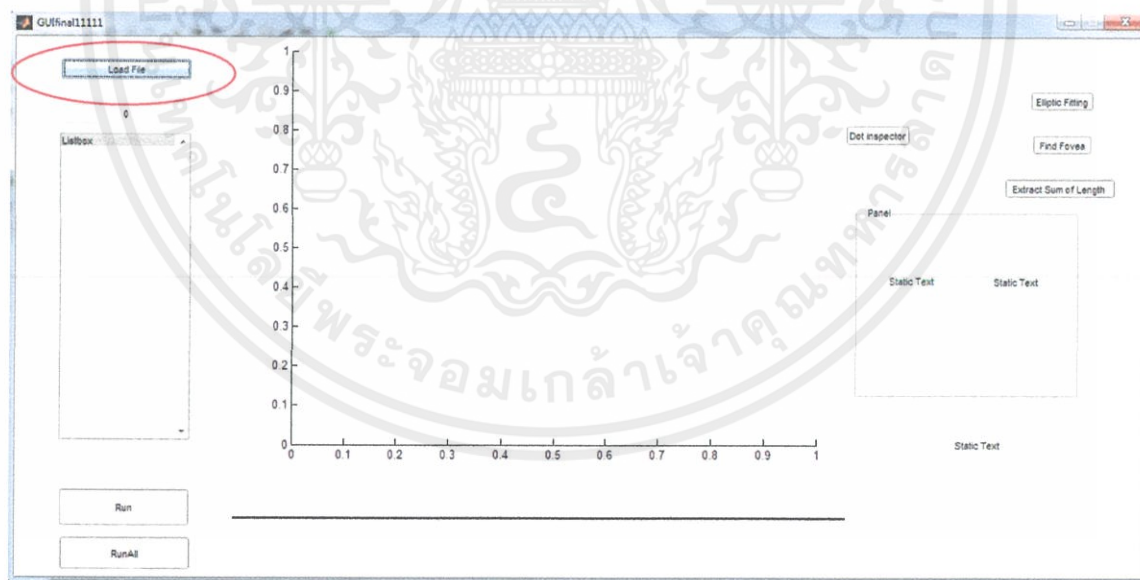


รูปที่ ก.9 การแสดงการประมวลผลโฟเวียจากหน้า GUI

การประมวลผลภาพทั้งหมดในโฟลเดอร์

การประมวลผลภาพทั้งหมดในโฟลเดอร์จะมีขั้นตอนต่างๆดังนี้

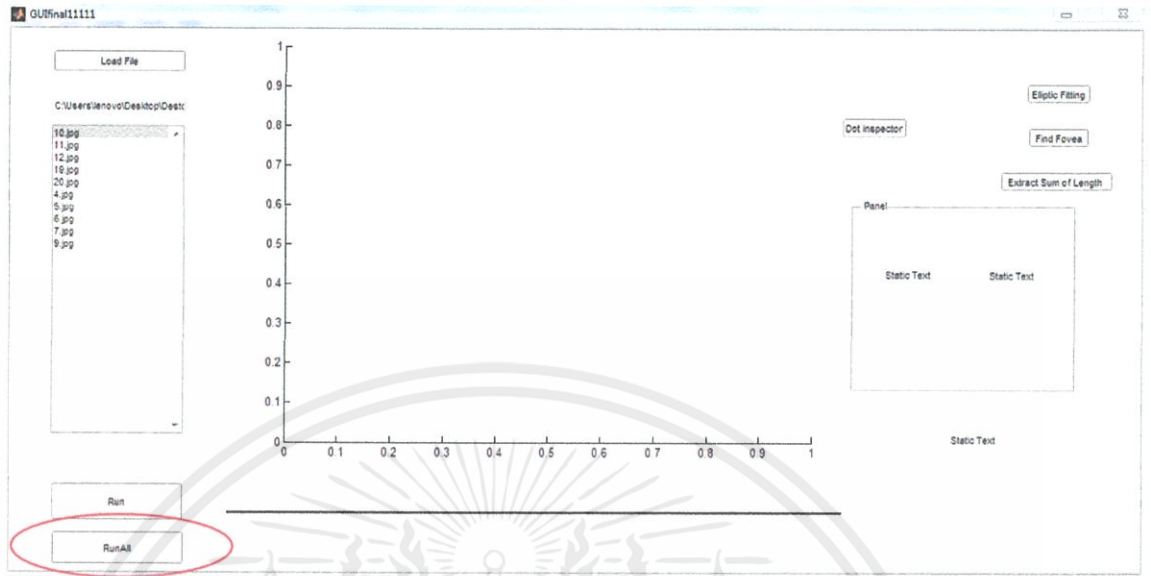
1. โหลดภาพโดยเลือก File ที่มีรูปอยู่โดยการกดปุ่มในวงกลมสีแดงดังรูป



รูปที่ ก.10 การโหลดภาพจากหน้า GUI

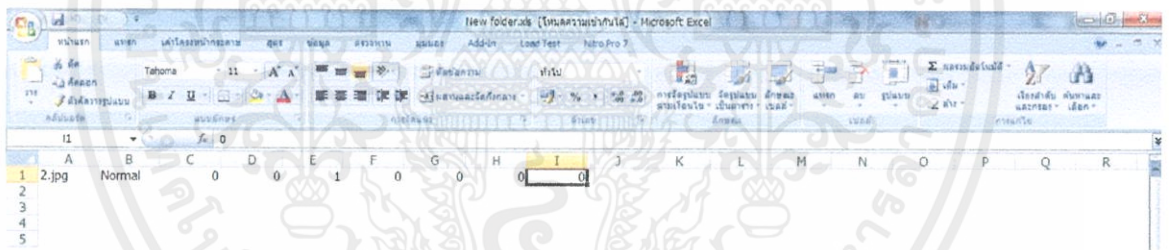
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ประมวลผลภาพโดยการกดปุ่มในวงกลมสีแดงแล้วโปรแกรมจะทำการบันทึกผลลัพธ์ในรูปแบบของ Excel โดยเมื่อประมวลผลภาพเสร็จจะมีการเตือนด้วยเสียง



รูปที่ ก.11 การประมวลผลภาพจากหน้า GUI

3. ผลลัพธ์จากการประมวลผลภาพทั้งหมดโดยจะแสดงเป็น Excel เป็นชื่อเดียวกับ File ที่เก็บภาพโดยลักษณะดังรูปที่ ก.12



รูปที่ ก.12 ผลลัพธ์ของโปรแกรม

โดยถ้าเป็น NPDR หรือ PDR จะมีแค่ชื่อกับอาการ แต่ถ้าเป็น Normal จะมีข้อมูลของ Quality โดยจะมีลักษณะเป็นเลข 0 คือไม่ผ่าน และเลข 1 คือผ่าน โดยจะแสดงดังนี้

Column A แสดงชื่อรูป

Column B แสดงผลลัพธ์ของการวิเคราะห์รูป

Column C to I แสดงการตรวจสอบคุณภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นโดยคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีใหม่ ๆ หากมีข้อผิดพลาดประการใดขออภัยเป็นอย่างสูง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Column C ระยะที่วัดจากไฟเวียไปที่ขอบดวงตาที่เหมาะสม

Column D ระยะที่วัดจาก OD ไปที่ขอบดวงตาเหมาะสม

Column E มุมที่วัดระหว่างจาก OD ไปที่โฟเวียเหมาะสม

Column F ความยาวของแนวเส้นเลือดหลักด้านบนเหมาะสม

Column G ความยาวของแนวเส้นเลือดหลักด้านล่างเหมาะสม

Column H การจัดเรียงของภาพเหมาะสม

Column I ความคมชัดของภาพเหมาะสม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้