



การปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายเรตินา  
**Retinal Image Enhancement**

ปรีชา วงศ์หิรัญเดชา  
**Preecha Vonghirandecha**

วิทยานิพนธ์นี้สำหรับการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Fulfillment of the Requirements for the Degree of  
Doctor of Philosophy in Computer Engineering  
Prince of Songkla University**

2562

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



การปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายเรตินา  
**Retinal Image Enhancement**

ปรีชา วงศ์หิรัญเดชา  
**Preecha Vonghirandecha**

วิทยานิพนธ์นี้สำหรับการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Fulfillment of the Requirements for the Degree of  
Doctor of Philosophy in Computer Engineering  
Prince of Songkla University**

2562

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายเรตินา

ผู้เขียน นายปรีชา วงศ์หิรัญเดชา

สาขาวิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....  
(รองศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนะเดชะ)

.....ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.ปิติเขต สุรักษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

.....กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนะเดชะ)

.....  
(รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์)

.....กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์)

.....กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นิคม สุวรรณวร)

.....กรรมการ  
(ดร.อนันท์ ชกสุริวงค์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้  
สำหรับการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

.....  
(ศาสตราจารย์ ดร.ดำรงศักดิ์ ฟ้ารุ่งสว่าง)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ .....

(รองศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนะเดชะ)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลงชื่อ .....

(รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

ลงชื่อ .....

(นายปรีชา วงศ์หิรัญเดชา)

นักศึกษา

(4)

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน  
และไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ .....

(นายปรีชา วงศ์หิรัญเดชา)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์ การปรับปรุงคุณภาพภาพเรตินา  
ผู้เขียน นายปรีชา วงศ์หิรัญเดชา  
สาขาวิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์  
ปีการศึกษา 2562

## บทคัดย่อ

องค์การอนามัยโลก (World Health Organization: WHO) ได้รายงานว่า โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (Age-related Macular Degeneration: AMD) โรคต้อกระจก (Cataract) และโรคต้อหิน (Glaucoma) เป็นสาเหตุหลักที่ส่งผลให้ผู้สูงอายุทั่วโลกสูญเสียการมองเห็น ในปัจจุบันระบบที่ใช้สำหรับคัดกรอง และตรวจวิเคราะห์โรคทางตาเหล่านี้ มีเครื่องมือหลายอย่าง แต่มีวิธีที่สามารถใช้งานได้ดี และมีค่าใช้จ่ายไม่สูงมาก คือ การตรวจจากภาพถ่ายสีจอตา (Fundus or Retinal Photography) อย่างไรก็ตาม ภาพสีจอตาที่ได้จากกล้องถ่ายภาพจอตา มีส่วนหนึ่งที่อาจยังมีคุณภาพไม่ดีพอ สำหรับนำมาใช้วิเคราะห์โรคได้ทันที เนื่องจากภาพสีจอตาเหล่านั้นอาจมีสีที่ไม่เหมาะสม หรือมีความเปรียบต่างหรือคอนทราสต์ (Contrast) น้อย ซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากคุณสมบัติของกล้องถ่ายภาพ ประสิทธิภาพของผู้ถ่ายภาพ หรือ ความส่องสว่างที่ไม่มีความสม่ำเสมอ (Non-Uniform Illumination) ที่เกิดจากสภาพตาของผู้ป่วยเอง เช่น มีต้อกระจก รุมาณาตา เล็ก เป็นต้น

จากปัญหาที่กล่าวข้างต้น งานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ชื่อ Color Balance and Contrast Enhancement (CBCE) สำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพสี จอตา ให้มีความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีที่เหมาะสม ตลอดจนมีมาตรฐานของภาพสีจอตาตามที่ระบุไว้ในแบบจำลองของ Hubbard และคณะ เพื่อให้จักษุแพทย์สามารถมองเห็นรายละเอียดของโครงสร้างทางกายภาพของจอตาได้ชัดเจนมากขึ้น ส่งผลให้การตรวจวินิจฉัยและการคัดกรองโรคมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น การปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาจะทำโดยสร้างฟังก์ชันการแปลง สำหรับจัดเรียงและกระจายค่าความเข้มของข้อมูลในแต่ละแบนด์ด้วยเทคนิค Histogram Specification โดยที่ฮิสโตแกรมของภาพผลลัพธ์ที่ต้องการ (Desired Histogram) สร้างขึ้นจากการแจกแจงข้อมูลด้วย Generalized Extreme Value (GEV) สำหรับการหาค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสม จะใช้ตัววัดคุณภาพ Achromatic Contrast Sensitivity Quality Metric (ACSQM) ที่ผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้น โดยใช้แบบจำลองการมองเห็นของมนุษย์ที่มีการประยุกต์ใช้ Contrast Sensitivity Function และ Psychometric Function

การวัดประสิทธิภาพของวิธีปรับปรุงคุณภาพที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ จะใช้ภาพสีจอตจาก 2 ฐานข้อมูล ได้แก่ ฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE จากการทดลองพบว่า ความสมมูลสีของภาพสีจอตที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพทั้งสองฐานข้อมูล จะมีสัดส่วน G/R และ B/R เข้าใกล้ค่าที่ระบุไว้ในแบบจำลองสีภาพจอตของ Hubbard และคณะ โดยภาพสีจอตของข้อมูล DIARETDB0 และ STARE มีสัดส่วน G/R โดยเฉลี่ยเท่ากับ  $0.506 \pm 0.002$  และ  $0.503 \pm 0.003$  และมีสัดส่วน B/R โดยเฉลี่ยเท่ากับ  $0.166 \pm 0.002$  และ  $0.168 \pm 0.002$  โดยลำดับ ส่วนคอนทราสต์ในแบนด์สีเขียวของฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE เพิ่มขึ้นประมาณ 141.68 % และ 21.63 % สำหรับการวัดความเป็นธรรมชาติของภาพด้วยตัววัดคุณภาพ LOE นั้น วิธีที่นำเสนอจะมีค่า LOE ดีที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีอื่น ๆ โดยมีค่าเท่ากับ  $18.17 \pm 14.82$  นอกจากนี้การประเมินแบบจิตวิสัยโดยจักษุแพทย์ยังแสดงให้เห็นว่าภาพสีจอตที่ได้รับการปรับปรุงด้วยวิธีที่นำเสนอ นั้น จะมีคอนทราสต์และความสมมูลสีเพิ่มขึ้นจากภาพนำเข้าประมาณ 64.38% และ 62.40% ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองแสดงให้เห็นว่า วิธีปรับปรุงคุณภาพที่ผู้วิจัยนำเสนอ มีประสิทธิภาพที่ดี สามารถทำให้ภาพสีจอตที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพแล้ว มีความสว่าง คอนทราสต์ และความสมมูลสีที่เหมาะสม ตามแบบจำลองของ Hubbard และคณะ อีกทั้งยังคงรักษาความเป็นธรรมชาติ ซึ่งมีความเหมาะสมสำหรับใช้ในการวินิจฉัยโรคที่ปรากฏอาการทางตาโดยจักษุแพทย์

คำสำคัญ : การปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอต ความสว่าง คอนทราสต์ ความสมมูลสี โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ แบบจำลองสีภาพจอตของ Hubbard และคณะ

**Thesis Title** Retinal Image Enhancement  
**Author** Preecha Vonghirandecha  
**Major Program** Computer Engineering  
**Academic Year** 2019

## ABSTRACT

According to the World Health Organization (WHO), eye diseases such as age-related macular degeneration, cataract, and glaucoma are the main cause of blindness in the elderly worldwide. Most currently diagnostic systems are based on a color retinal photography. However, the image may be unsatisfactory for reliable medical diagnosis due to their low quality such as low contrast or poor color which caused from camera properties, non-uniform illumination, and the experience of photographers.

For this problem domain, we propose Color Balance and Contrast Enhancement (CBCE) based on the histogram specification method for improving the image quality to provide better visibility of the retinal anatomical structures. The desired histogram is designed to enhance the contrast and color balance while preserving the naturalness of color retinal images based on Hubbard specification. It does this by employing Generalized Extreme Value (GEV) functions as transfer functions to redistribute the intensity. The optimal GEV parameters are determined by our image quality index namely Achromatic Contrast Sensitivity Quality Metric (ACSQM). The ACSQM is designed to deal with human visual system based on psychometric constraints and a contrast sensitivity function. The performance of our method has been evaluated against data from the STARE and DIARETDB0 image databases. The average green-to-red and blue-to-red color balance ratios (Mean  $\pm$  SD) of the enhanced images from DIARETDB0 are  $0.506 \pm 0.002$  and  $0.166 \pm 0.002$ , and STARE's ratios are  $0.503 \pm 0.003$  and  $0.168 \pm 0.002$ , which is close to the color balance specification from the Hubbard model. The contrast of green channel from DIARETDB0 and STARE has increased by 141.68 % and 21.63 %. Moreover, the quantitative measure for LOE ( $18.17 \pm 14.82$ ) shows that our method performs better than other methods in naturalness preservation. Subjective assessment by ophthalmologists shows that the contrast and color balance



of the enhanced images have increased by 64.38% and 62.40%. The results obtained show that our CBCE algorithm performs well in the color retinal image enhancement. The enhanced images have better image contrast and color balance based on Hubbard model while retaining a pleasing natural appearance. In term of diagnosis by ophthalmologists, the enhanced images obtained by our method could be used to assist ophthalmologists in early detection and medical diagnosis.

**KEYWORDS :** Retinal image enhancement, Brightness, Contrast, Color balance, Age-related Macular Degeneration, Hubbard specification.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ดำเนินการวิจัยและจัดทำวิทยานิพนธ์จนสำเร็จลุล่วงด้วยดี โดยการสนับสนุนจากบุคคลต่าง ๆ หลายฝ่าย ทางผู้วิจัยขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนตรี กาญจนเดชะ และ รศ.ดร.สาธิต อินทจักร์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์เป็นอย่างสูงที่ได้เมตตาให้ความรู้และให้คำปรึกษาในการทำวิจัยและวิทยานิพนธ์ ขอขอบพระคุณ คณาจารย์ทุกท่านที่ได้มอบความรู้ต่าง ๆ ที่ใช้ในการทำวิทยานิพนธ์ ขอขอบพระคุณ กรรมการสอบความก้าวหน้าวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้ติดตามและให้คำแนะนำต่าง ๆ ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างมากต่อการทำวิจัย และขอขอบพระคุณ บุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์และภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือในระหว่างการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ ประธานกรรมการ และกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ทุกท่าน ที่กรุณาตรวจทาน และให้คำแนะนำอันเป็นประโยชน์ในการแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้ดียิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ ผศ.พญ.ปฐมา ภูรยานนทชัย อาจารย์ประจำภาควิชาจักษุวิทยา คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ นพ.วรายศ พิทักษ์มхамงคล จักษุแพทย์ โรงพยาบาล สงขลา พญ.พิงพันธ์ คล่องธนกิจ จักษุแพทย์ โรงพยาบาลวชิระภูเก็ต และ นพ.ภาคภูมิ จงฐิตินนท์ โรงพยาบาลคลองหอยโข่ง ที่ช่วยให้คำแนะนำและช่วยในการประเมินคุณภาพของภาพสัจจอตาในงานวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ อาจารย์ Robert Elz และอาจารย์ Andrew Davision ที่มีส่วนช่วยในการแก้ไขปรับปรุงต้นฉบับวารสารวิชาการที่เป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ซึ่งทำให้ได้รับการตอบรับตีพิมพ์ในวารสารระดับนานาชาติ

ขอขอบพระคุณ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์และคณะวิทยาศาสตร์ ที่ได้อนุมัติทุนการศึกษาตามโครงการเพิ่ม Ph.D. เป็น 50% ซึ่งเป็นกำลังสนับสนุนของข้าพเจ้าที่สำคัญยิ่งในการศึกษาและทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัยที่ได้อนุมัติทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อวิทยานิพนธ์ประจำปี 2560 ซึ่งมีส่วนช่วยเป็นอย่างมากในการจัดหาเครื่องมือ วัสดุ อุปกรณ์ ต่าง ๆ ที่มีความจำเป็นในการทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้

ขอขอบคุณน้อง ๆ นักศึกษาในภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ที่คอยให้กำลังใจ  
สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และญาติพี่น้องทุกท่าน ซึ่งเป็นผู้มีพระคุณ  
สูงสุดที่ให้กำลังใจและให้การสนับสนุนด้านการศึกษาด้วยดีตลอดมา

ปรีชา วงศ์หิรัญเดชา

## สารบัญ

บทคัดย่อ	(5)
ABSTRACT	(7)
กิตติกรรมประกาศ	(9)
สารบัญ	(10)
รายการตาราง	(12)
รายการภาพประกอบ	(13)
รายการคำย่อ	(15)
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์	4
1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
1.4 ขอบเขตของการวิจัย	20
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	21
บทที่ 2 ทฤษฎี และหลักการที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย	22
2.1 บทนำ	22
2.2 กายวิภาคของตา	22
2.3 โรคที่เกี่ยวข้องกับจอตา	27
2.4 ทฤษฎีและหลักการพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง	32
2.4.1 การกำหนดคุณลักษณะของฮิสโทแกรม	32
2.4.2 การแจกแจงข้อมูลแบบค่าสุคติดวงนัยทั่วไป	34
2.4.3 โมเมนต์ถ่วงน้ำหนักด้วยความน่าจะเป็น	37
2.5 บทสรุป	38
บทที่ 3 การวิเคราะห์ห้ ออกแบบและพัฒนา	39
3.1 บทนำ	39
3.2 ตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตาที่นำเสนอ	40
3.2.1 กระบวนการของตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตา (ACSQM Process)	44
3.2.2 ขั้นตอนวิธีของตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตา (ACSQM Algorithm)	51

## สารบัญ (ต่อ)

3.3 การปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ	52
3.3.1 กระบวนการของการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ (CBCE Process)	53
3.3.2 ขั้นตอนวิธีของการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ (CBCE Algorithm)	58
3.4 บทสรุป	60
บทที่ 4 ผลการทดลองและบทวิจารณ์	62
4.1 บทนำ	62
4.2 ฐานข้อมูลภาพสีจอตานำเสนอ	62
4.2.1 ฐานข้อมูล STARE	62
4.2.2 ฐานข้อมูล DIARETDB0	62
4.2.3 คุณลักษณะของภาพสีจอตานำเสนอก่อนและหลังทำการปรับปรุงคุณภาพ	63
4.3 ตัววัดคุณภาพเชิงวัตถุวิสัย	68
4.3.1 ตัววัดคุณภาพ QSSIM	68
4.3.2 ตัววัดคุณภาพ LOE	70
4.3.3 ตัววัดคุณภาพ GCF	71
4.3.4 ตัววัดคุณภาพ $M^{(3)}$	73
4.4 การประเมินคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ	74
4.5.1 การประเมินคุณภาพแบบวัตถุวิสัย	75
4.5.2 การประเมินคุณภาพแบบจิตวิสัย	78
4.5 บทสรุป	87
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	88
5.1 บทนำ	88
5.2 สรุปผลการวิจัย	88
5.3 ข้อเสนอแนะ	90
เอกสารอ้างอิง	91
ภาคผนวก ก. ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์ 1	99
ภาคผนวก ข. ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์ 2	108
ภาคผนวก ค. ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์ 3	121
ประวัติผู้เขียน	128

## รายการตาราง

ตารางที่ 3-1 ค่าพารามิเตอร์ GEV ของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์	58
ตารางที่ 4-1 ค่าความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตาก่อนการปรับปรุง	64
ตารางที่ 4-2 จำนวนเปอร์เซ็นต์ของภาพสีจอตามีคุณภาพไม่เหมาะสม	65
ตารางที่ 4-3 ค่าความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตาลังการปรับปรุง	67
ตารางที่ 4-4 ความหมายของค่า $M^{(3)}$ ที่วัดได้	73
ตารางที่ 4-5 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของวิธีการปรับปรุงคุณภาพแต่ละวิธี โดยใช้ภาพ สีจอตากรานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE	78
ตารางที่ 4-6 รายละเอียดของภาพสีจอตานำเข้าใช้ในการประเมินโดยจักษุแพทย์	86
ตารางที่ 4-7 การเปรียบเทียบคะแนนประเมินแบบจิตวิสัย ของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ที่ ได้จากวิธีต่าง ๆ	86

## รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่ 1-1 สັດส่วนของโรคต่างๆที่เป็นสาเหตุให้เกิดภาวะตาบอด	1
ภาพประกอบที่ 1-2 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Grey World	5
ภาพประกอบที่ 1-3 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Histogram Equalization	6
ภาพประกอบที่ 1-4 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Histogram Specification	7
ภาพประกอบที่ 1-5 กราฟเปรียบเทียบ Chromaticity แบ่งตามรอยโรคต่าง ๆ ของแต่ละวิธี	8
ภาพประกอบที่ 1-6 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Morphological Transformation	9
ภาพประกอบที่ 1-7 ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่าง ๆ	11
ภาพประกอบที่ 1-8 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากกระบวนการปรับปรุงคุณภาพของ Joshi และคณะ	13
ภาพประกอบที่ 1-9 แผนภาพ Flow diagram ของวิธีการปรับปรุงคุณภาพของ Abbas และคณะ	14
ภาพประกอบที่ 1-10 ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่าง ๆ	15
ภาพประกอบที่ 1-11 ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละขั้นตอนของการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี HS-GEV	16
ภาพประกอบที่ 1-12 การเปรียบเทียบภาพสีจอตาก่อน (คอลัมน์ทางซ้ายมือ) และหลังการปรับปรุงคุณภาพ (คอลัมน์ทางขวามือ)	17
ภาพประกอบที่ 1-13 ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละขั้นตอนของการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี NCNR	18
ภาพประกอบที่ 1-14 ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละขั้นตอนของการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี LCA	19
ภาพประกอบที่ 2-1 กายวิภาคของลูกตา	23
ภาพประกอบที่ 2-2 เซลล์และชั้นต่าง ๆ ของจอตา	24
ภาพประกอบที่ 2-3 ภาพสีจอตตา	26
ภาพประกอบที่ 2-4 การเปรียบเทียบภาพในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน	27
ภาพประกอบที่ 2-5 ภาพตัวอย่างการมองเห็นของผู้ป่วยโรคต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับจอตา	28
ภาพประกอบที่ 2-6 ภาพเปรียบเทียบจอตาของคนปกติกับผู้ป่วยโรค AMD	29
ภาพประกอบที่ 2-7 ลักษณะพยาธิที่ผิดปกติซึ่งปรากฏบนจอตาของผู้ป่วยโรคเบาหวาน	30
ภาพประกอบที่ 2-8 ภาพเปรียบเทียบจอตาของคนปกติกับผู้ป่วยโรคต้อกระจก	31
ภาพประกอบที่ 2-9 ภาพเปรียบเทียบจอตาของคนปกติกับผู้ป่วยโรคต้อหิน	32
ภาพประกอบที่ 2-10 ลักษณะการกระจายข้อมูลแบบ Weibull, Gumbel และ Frechet	35
ภาพประกอบที่ 2-11 กระบวนการปรับปรุงการกระจายค่าระดับเทาด้วยวิธี Histogram Specification โดยอาศัยการแจกแจงข้อมูลแบบ GEV	37
ภาพประกอบที่ 3-1 ผังการทำงานของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ	40

### รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่ 3-2	ฟังก์ชันการวัดทางจิตวิทยา	42
ภาพประกอบที่ 3-3	ตัวอย่าง Sine-Wave Grating และ CSF	43
ภาพประกอบที่ 3-4	ตัวอย่างภาพที่ได้จากการกรอง CSF ด้วยค่า $sf$ ที่แตกต่างกัน	45
ภาพประกอบที่ 3-5	ภาพที่เกิดขึ้นในระหว่างขั้นตอนการคำนวณตัววัดคุณภาพ ACSQM	47
ภาพประกอบที่ 3-6	ภาพสี่จอตาที่มีคอนทราสต์แตกต่างกัน และค่า $q_c$ ที่วัดได้	48
ภาพประกอบที่ 3-7	ภาพไบนารีแสดงพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมากเกินไป	49
ภาพประกอบที่ 3-8	ภาพสี่จอตาที่มีความมืดหรือสว่างมากเกินไป และค่า PD ที่วัดได้	50
ภาพประกอบที่ 3-9	ขั้นตอนวิธีของตัววัดคุณภาพ ACSQM	52
ภาพประกอบที่ 3-10	ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนการปรับปรุงคุณภาพของภาพสี่จอตา	54
ภาพประกอบที่ 3-11	ขั้นตอนวิธีของการปรับปรุงคุณภาพ CBCE	60
ภาพประกอบที่ 4-1	การวัดคุณภาพด้วย QSSIM	69
ภาพประกอบที่ 4-2	การวัดคุณภาพด้วย LOE	71
ภาพประกอบที่ 4-3	การวัดคุณภาพด้วย GCF	72
ภาพประกอบที่ 4-4	การวัดคุณภาพด้วย $M^{(3)}$	74
ภาพประกอบที่ 4-5	การเปรียบเทียบภาพผลลัพธ์ด้วยวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพจาก DIARETDB0	80
ภาพประกอบที่ 4-6	การเปรียบเทียบภาพผลลัพธ์ด้วยวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพจาก STARE	81
ภาพประกอบที่ 4-7	การเปรียบเทียบพื้นที่ที่มีคของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่างๆ โดยใช้ ภาพนำเข้า Im0292.ppm ซึ่งเป็นภาพที่มีความสว่างลดลง บริเวณขอบภาพ (Vignette)	82
ภาพประกอบที่ 4-8	การเปรียบเทียบความมีสีสรรของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ โดยใช้ ภาพนำเข้า Image039.png ซึ่งเป็นภาพที่มีลักษณะมืดและมีลูมิแนนซ์ ที่ไม่สม่ำเสมอ	83
ภาพประกอบที่ 4-9	การเปรียบเทียบกราฟลำดับ Lightness ของภาพผลลัพธ์ที่ได้ จากวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพนำเข้า Image032.png	84

## รายการคำย่อ

AMD	Age-related Macular Degeneration
STARE	Structured Analysis of the Retina
DIARETDB0	Standard Diabetic Retinopathy Database Calibration Level 0
CSF	Contrast Sensitivity Function
GEV	Generalize Extreme Value
PWMs	Probability Weighted Moments
QSSIM	Quaternion Structural Similarity
LOE	Lightness Order Error
GCF	Global Contrast Factor
NCNR	Retinal Fundus Image Enhancement using Normalized Convolution and Noise Removal
LCA	Color Retinal Image Enhancement based on Luminosity and Contrast Adjustment
HS-GEV	Histogram Specification with Generalize Extreme Value
KLD	Kullback Leibler Divergence
CBCE	Color Balance and Contrast Enhancement
ACSQM	Achromatic Contrast Sensitivity Quality Metric

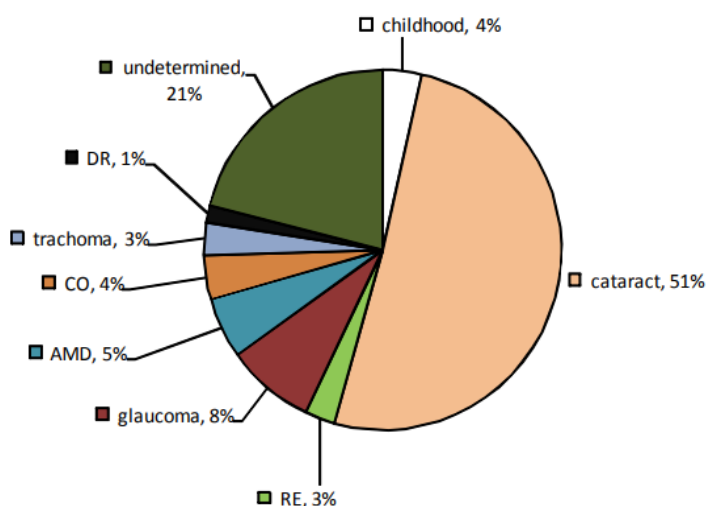


## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย

องค์การอนามัยโลก (World Health Organization: WHO) ได้รายงานเมื่อเดือนตุลาคม ปี 2561 ว่า ประชากรที่อยู่ในภาวะมีความบกพร่องทางสายตา (Visual Impairment) ทั่วโลก มี ประมาณ 1.3 พันล้านคน โดย 36 ล้านคนอยู่ในภาวะตาบอด (Blindness) นอกจากนี้ ยังพบว่า ประมาณร้อยละ 90 ของประชากรที่มีความบกพร่องทางสายตาอยู่ในประเทศที่กำลังพัฒนา และ ร้อยละ 82 ของผู้ที่มีความบกพร่องทางสายตาจะมีอายุตั้งแต่ 50 ปีขึ้นไป อย่างไรก็ตามปัญหาของความบกพร่องทางสายตาประมาณร้อยละ 80 สามารถแก้ไขได้ หากสามารถตรวจพบได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้น จากการสำรวจล่าสุดเมื่อปี 2553 พบว่า สาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดภาวะตาบอด เกิดจากโรคต้อกระจก (Cataract) ร้อยละ 51 โรคต้อหิน (Glaucoma) ร้อยละ 8 และโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (Age-related Macular Degeneration: AMD) ร้อยละ 5 ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-1 [1] [2] [3]



ภาพประกอบที่ 1-1 สัดส่วนของโรคต่างๆ ที่เป็นสาเหตุให้เกิดภาวะตาบอด [1]

จากการที่ประเทศไทย จะก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุโดยสมบูรณ์ ในปี 2567 – 2570 จำนวนประชากรผู้สูงอายุที่เพิ่มขึ้น จะทำให้โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ มีแนวโน้มที่จะเป็นปัญหาที่มีความสำคัญและทวีความรุนแรงมากขึ้นกับระบบสาธารณสุขของประเทศไทย อีกทั้ง องค์การอนามัยโลก ยังได้คาดการณ์ว่าในปี 2563 จะมีผู้ป่วยโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ

ทั่วโลกประมาณ 196 ล้านคน และจะเพิ่มเป็น 288 ล้านคนในปี 2583 [4] ความชุกของโรคนี้จะเพิ่มขึ้นตามอายุที่มากขึ้น ซึ่งร้อยละ 8 ของคนที่มียุ 50 ปีขึ้นไป จะเป็นโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ และจะเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 35 สำหรับคนที่มียุ 75 ปีขึ้นไป สำหรับประเทศไทย เมื่อปี 2553 ได้มีการสุ่มตรวจประชากรที่มีอายุ 50 ปีขึ้นไป จำนวน 7,043 คน จาก 5 จังหวัด ใน 5 เขตของประเทศไทย พบว่า มีผู้ป่วยโรคจอประสาทตาเสื่อมในผู้สูงอายุจำนวน 862 คน คิดเป็นร้อยละ 12.2 โดยมีผู้ป่วยเป็นที่ตาทั้งสองข้างประมาณร้อยละ 53.1 ผู้ป่วยที่เป็นโรคนี้ส่วนใหญ่ประมาณร้อยละ 94.3 อยู่ในระยะเริ่มต้น และอีกร้อยละ 5.7 อยู่ในระยะอันตราย จนอาจทำให้เกิดภาวะ ตาบอดได้ [6] [7]

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ เป็นกลุ่มโรคที่เกิดจากความเสื่อมบริเวณส่วนกลางของจอตาที่เรียกว่า จุดภาพชัด (Macula) โดยปัจจัยหลักที่ทำให้เกิดโรคนี้คือ อายุที่เพิ่มมากขึ้น ส่วนแสงจากคอมพิวเตอร์และโทรศัพท์มือถือก็เป็นอีกหนึ่งสาเหตุที่ช่วยเร่งให้จอตาเสื่อมก่อนวัยอันควร โดยผู้ป่วยบางรายอาจเกิดการเสื่อมของจอตาขึ้นอย่างช้า ๆ ขณะที่ผู้ป่วยบางรายอาจเกิดการเสื่อมของจอตาขึ้นอย่างรวดเร็วจนอาจรักษาไม่ได้ ทำให้สูญเสียการมองเห็นอย่างรุนแรงถึงขั้นตาบอด และส่งผลให้การปฏิบัติกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวัน เช่น การอ่านหนังสือ การขับรถ และการจดจำใบหน้าบุคคล ไม่สามารถทำได้อย่างปกติ

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ สามารถสังเกตหรือตรวจหาได้จากสิ่งผิดปกติทางโครงสร้างเนื้อเยื่อ ซึ่งจะมีรอยโรค (Lesions) ปรากฏขึ้นในจอตา (Retina) เช่น จุดเหลือง (Drusen) หลอดเลือดฝอยงอกใหม่ (Neovascularization) หรือ จุดเลือดออกเล็กๆ (Dot Hemorrhages) เป็นต้น ดังนั้น หากสามารถตรวจหาสิ่งผิดปกติที่ปรากฏเหล่านี้ได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้น ก่อนที่จะเกิดภาวะแทรกซ้อนที่รุนแรง ซึ่งนอกจากจะสามารถรักษา ป้องกันการสูญเสียการมองเห็น และลดค่าใช้จ่ายทางการแพทย์แล้ว ยังเป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิตให้ผู้สูงอายุสามารถดำรงชีวิตในสังคมได้อย่างมีความสุขอีกด้วย

ถึงแม้ในปัจจุบันจะมีความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีทางการถ่ายภาพ รวมถึงการใช้เครื่องตรวจวิเคราะห์ภาพตัดขวางขั้วประสาทตาด้วยเลเซอร์ (Optical Coherence Tomography : OCT) อย่างแพร่หลาย แต่ระบบในปัจจุบันที่มีความน่าเชื่อถือ และได้นำมาใช้สำหรับคัดกรองวินิจฉัย และตรวจติดตามโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ มีด้วยกันสองแบบ คือ การตรวจคัดกรองแบบโดยตรง (Direct Screening) และ การตรวจคัดกรองแบบใช้ภาพ (Photographic Screening) สำหรับการตรวจคัดกรองแบบแรกนั้น จักษุแพทย์จะใช้กล้องส่องตรวจลูกตา (Ophthalmoscope) ส่องไปยังส่วนจอตา (Fundus) ซึ่งเป็นส่วนหลังสุดของลูกตาโดยตรง ขณะที่แบบหลัง จะเป็นการตรวจคัดกรองจากภาพสีจอตา (Fundus or Retinal Color Image) ที่ได้จากการถ่ายภาพจอตาด้วยกล้อง

ถ่ายภาพจอตา (Fundus Camera) [3] [8] ซึ่งเป็นวิธีตรวจที่ไม่ทำให้ผู้ป่วยมีบาดแผลจากการผ่า หรือ การสอดใส่เครื่องมือเข้าไปในร่างกาย โดยปกติ ภาพสีจอตาที่ได้จากการถ่ายมักจะมีเงาไว้ เพื่อให้ผู้เชี่ยวชาญ (Expert หรือ Grader) มาทำการตรวจวิเคราะห์ในภายหลัง เพื่อให้คำวินิจฉัยในเรื่องชั้น ในกรณีที่มีการตรวจพบรอยโรค และมีแนวโน้มความเสี่ยงของการเป็นโรค ผู้เชี่ยวชาญจะทำการ ติดต่อผู้ป่วย เพื่อแนะนำให้ผู้ป่วยไปพบกับจักษุแพทย์ที่เกี่ยวข้องกับโรคนั้นโดยตรง เพื่อทำการ รักษาต่อไป

วิธีการตรวจคัดกรอง โดยใช้ภาพสีจอตานี้ สามารถลดภาระของจักษุแพทย์ ลด ค่าใช้จ่ายจากการเดินทางของผู้ป่วย และเพิ่มจำนวนการตรวจคัดกรองผู้ป่วยได้มากขึ้น โดยเฉพาะ ผู้ป่วยที่อยู่ในพื้นที่ชนบทซึ่งขาดแคลนจักษุแพทย์ สิ่งสำคัญที่สุดของการตรวจคัดกรองแบบนี้คือ คุณภาพของภาพสีจอตา โดยภาพสีจอตาที่มีคุณภาพที่ดีนั้น จะต้องมีความสว่าง (Brightness) ความ เปรียบต่างหรือคอนทราสต์ (Contrast) และความสมดุลสี (Color Balance) ที่เหมาะสม สามารถเห็น ลักษณะของ Drusen และความผิดปกติของเซลล์เม็ดสีที่เกิดขึ้นที่จอตาได้ดี อันจะส่งผลให้การ วิเคราะห์และการตรวจระยะของโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น [9] [10] [8] [11] [12]

อย่างไรก็ตาม ภาพสีจอตาที่ได้กล้องถ่ายภาพจอตามีส่วนหนึ่งนี้อาจยังมีคุณภาพไม่ ดีพอสำหรับนำมาใช้วิเคราะห์โรคได้ทันที เนื่องจากภาพสีจอตาเหล่านั้นอาจมีความสว่างที่ไม่ เหมาะสม หรือมีคอนทราสต์ที่น้อยเกินไป ซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากคุณสมบัติของกล้องถ่ายภาพ หรือ ประสิทธิภาพของผู้ถ่ายภาพ [13] [8] นอกจากนี้ กล้องถ่ายภาพจอตาซึ่งใช้เลนส์ และเซ็นเซอร์ตัว เดียวกัน ก็อาจให้ภาพผลลัพธ์ที่แตกต่างกันได้ เนื่องจากผู้ผลิตกล้องใช้โปรไฟล์สี (Color Profile) ที่ แตกต่างกัน และถึงแม้ผู้ถ่ายภาพจะได้รับการฝึกฝนมาอย่างดีแล้วก็ตาม แต่ไม่อาจรับประกันได้ว่า ภาพสีจอตาที่ถ่ายได้นั้นจะมีคุณภาพที่ดีเพียงพอ ดังนั้น จึงมีความจำเป็นต้องนำภาพที่ได้จากการถ่าย จอตาซึ่งยังมีคุณภาพต่ำ มาปรับปรุงให้มีคุณภาพและมาตรฐานเหมือนกัน ถึงแม้จะถ่ายจากกล้อง ถ่ายภาพจอตาที่ต่างกันก็ตาม (Post Hoc Standardization) [14] [15] เพื่อช่วยให้ผู้เชี่ยวชาญและจักษุ แพทย์ สามารถมองเห็นลักษณะ โครงสร้างทางกายภาพของจอตา (Retinal Anatomical Structures) และรอยโรคที่ปรากฏบนภาพสีจอตาได้ชัดเจนมากขึ้น อันจะส่งผลทำให้การตรวจคัดกรอง และการ ติดตามผลการรักษาของโรคมีความถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้น

Hubbard และคณะ นักวิจัยจาก โครงการ Age-Related Eye Disease Study (ARED) ได้สร้างแบบจำลองสีของภาพจอตาที่เป็นมาตรฐาน และมีคุณภาพเหมาะสม สำหรับนำมาใช้ในการ ตรวจคัดกรอง และวิเคราะห์โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ โดยการทดลองปรับฮิสโทแกรม ในแต่ละแบนด์ของภาพสีจอตาด้วยมือ (Manual) เพื่อหาค่าความสว่าง คอนทราสต์ และ ความ

สมดุสิตี ที่สามารถทำให้เห็นคอนทราสต์ของ Drusen และบริเวณที่ปรากฏรอยโรคได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับเชื่อมุมิสารสีของจอตาที่มีสภาพปกติ (normal RPE) [15]

จากที่ได้กล่าวมาทั้งหมดในข้างต้น งานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพโดยอัตโนมัติของภาพสีจอตาที่ยังมีคุณภาพต่ำ ให้มีคุณภาพดีขึ้น มีความเหมาะสมกับการมองเห็นด้วยตาของมนุษย์ โดยวิธีที่นำเสนอจะทำการปรับปรุงความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุสิตีของภาพสีจอตา เพื่อให้จักษุแพทย์สามารถมองเห็นรายละเอียดของโครงสร้างทางกายภาพของจอตา ตลอดจนรอยโรคต่าง ๆ ที่ปรากฏบนภาพได้อย่างชัดเจนมากยิ่งขึ้น อันจะส่งผลให้การคัดกรองและการตรวจวินิจฉัยโรคจอตาชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น

## 1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อออกแบบ และพัฒนาวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ให้มีความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุสิตี ที่เป็นมาตรฐานเดียวกัน มีความเหมาะสมกับการมองเห็นด้วยตาของมนุษย์ สามารถช่วยให้จักษุแพทย์เห็นรอยโรคต่าง ๆ ที่ปรากฏบนภาพสีจอตาได้อย่างชัดเจน อันจะส่งผลให้การตรวจวินิจฉัยโรคทางตามีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น

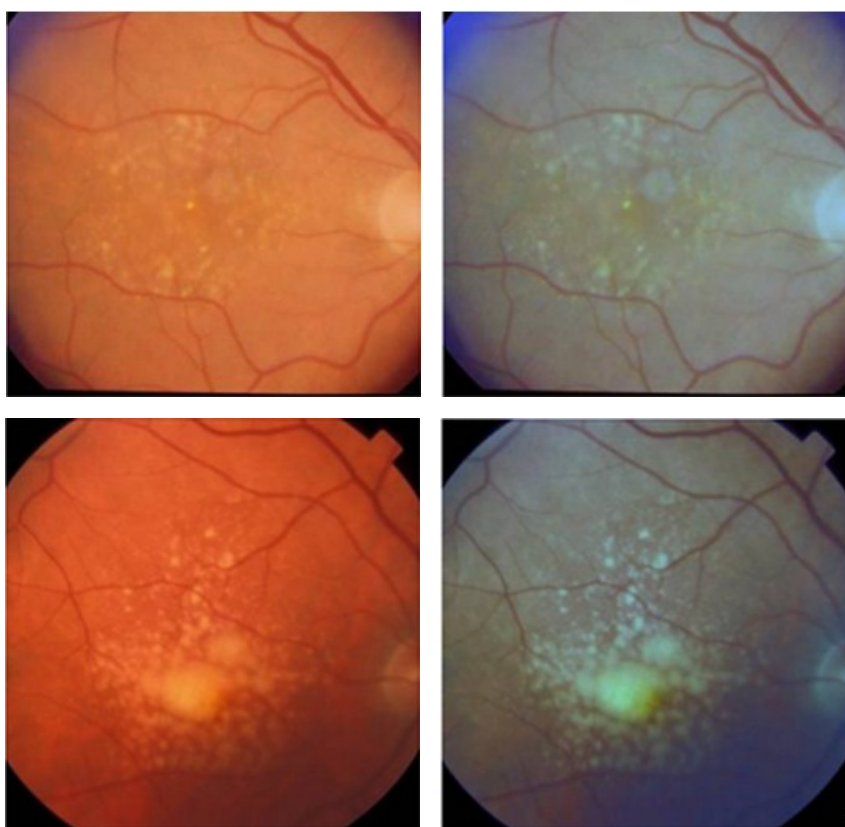
## 1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (Related Research)

การปรับปรุงคุณภาพของภาพมีวัตถุประสงค์หลัก เพื่อให้ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพแล้ว มีความเหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของงานแต่ละงานที่เฉพาะเจาะจงมากกว่าภาพเดิมที่ยังไม่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพ โดยปัจจุบันได้มีการนำเอาวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพไปประยุกต์ใช้ในงานด้านต่าง ๆ หลายด้าน โดยเฉพาะงานทางการแพทย์ซึ่งมีการใช้ภาพทางการแพทย์ (Medical Image) เช่น ภาพถ่ายสีจอตา ภาพถ่ายทางรังสี มาช่วยในการวินิจฉัยโรคและติดตามอาการของผู้ป่วย [16] [17] โดยในช่วงหลายปีที่ผ่านมา ได้มีงานวิจัยจำนวนมากที่นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ดังนั้น ผู้วิจัยจึงขอก้าวถึงวิธีการปรับปรุงคุณภาพวิธีต่าง ๆ จัดเรียงตามปี (คศ.) ที่มีการตีพิมพ์ในวารสาร ดังนี้

ในปี 2003 Goatman และคณะ [18] ได้นำเทคนิคการปรับปรุงคุณภาพ ซึ่งเป็นที่รู้จักและเป็นที่ยอมรับ 3 เทคนิค ได้แก่ 1) Gray World [19] 2) Histogram Equalization และ 3) Histogram Specification [16] มาใช้ปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาว่า ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพจากวิธีใด มีสีที่เหมาะสม สามารถแยกโรคต่าง ๆ

ที่สำคัญจำนวน 4 รอยโรค ซึ่งประกอบด้วย Cotton Wool Spots (CWS), Hard Exudates (HE), Blot Haemorrhages (BH) และ Drusen ออกจากกันได้ดีที่สุดใน โดยภาพสีจอตตาที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ มีจำนวน 18 ภาพ โดยแต่ละภาพ จะมีรอยโรคปรากฏอย่างน้อย 1 รอยโรค

ผลการศึกษาพบว่า เทคนิค Gray World สามารถทำให้การรับรู้ที่มีต่อภาพสีจอตตาด้วยตาของมนุษย์มีมากขึ้น เนื่องจากเทคนิคนี้ทำให้เกิดการขยายของช่วงสี (Color Range) แต่ภาพที่ได้จะมีสีที่ผิดเพี้ยนไป อีกทั้งพื้นที่บริเวณที่เป็นฉากหลังของภาพ ซึ่งมักจะมีการกระจายความเข้มแสงอย่างไม่สม่ำเสมอ (Non-Uniform Illumination) ยังคงไม่สามารถเห็นรายละเอียดได้อย่างชัดเจน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-2

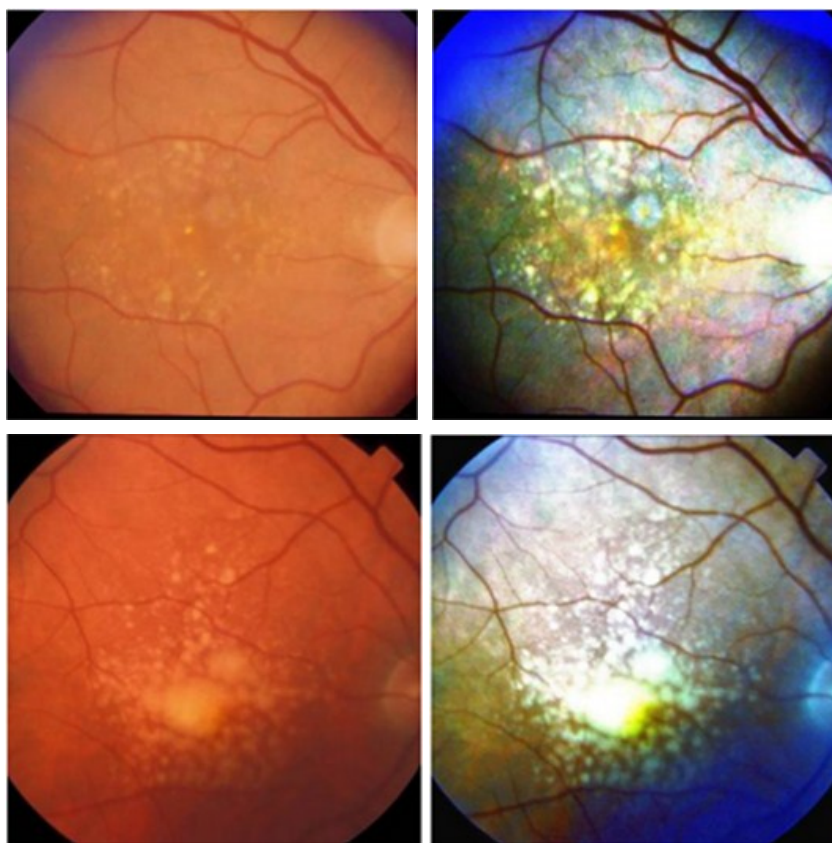


(ก) ภาพนำเข้า

(ข) Gray World

ภาพประกอบที่ 1-2 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Grey World [20]

ภาพสีจอตตาที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยเทคนิค Histogram Equalization จะมีคอนทราสต์มากที่สุด แต่สีของภาพจะไม่มี ความสมดุล นอกจากนี้ยังเกิดสิ่งรบกวน (Noise) ขึ้นมา ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-3

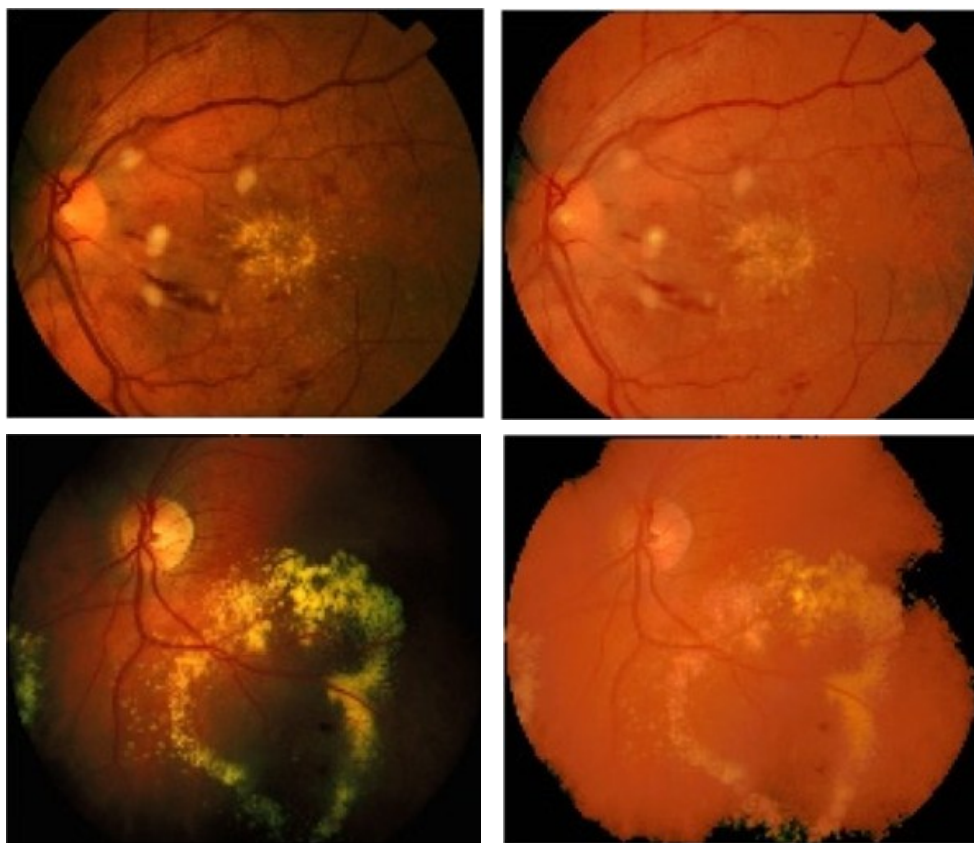


(ก) ภาพนำเข้า

(ข) Histogram Equalization

ภาพประกอบที่ 1-3 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Histogram Equalization [20]

ภาพสีจอตาที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพ ด้วยเทคนิค Histogram Specification จะมีสี และคอนทราสต์ ที่เป็นมาตรฐานเดียวกัน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-4



(ก) ภาพนำเข้า

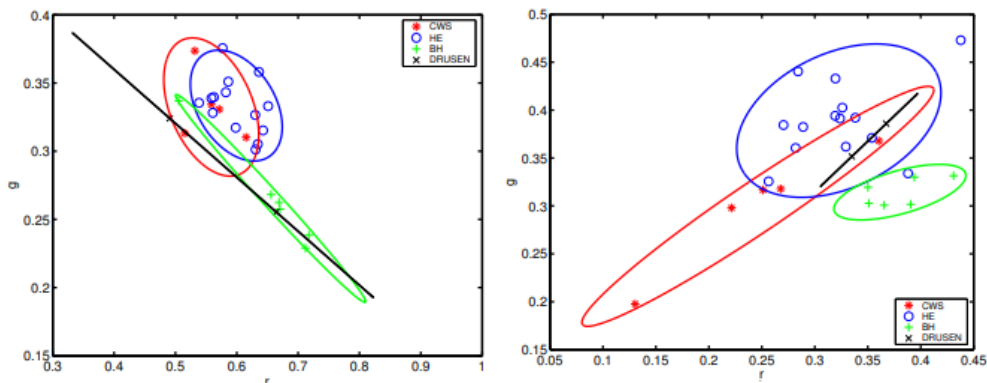
(ข) Histogram Specification

ภาพประกอบที่ 1-4 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Histogram Specification [20]

ภาพประกอบที่ 1-5 เป็นการพล็อตค่าเฉลี่ยสี ( $r$ ,  $g$ ) ของแต่ละรอยโรค จากภาพสีจอตตาแต่ละภาพ ซึ่งได้รับการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่างๆ โดยที่ สีแดง น้ำเงิน เขียว และ ดำ จะแทนรอยโรค CWS, HE, BH และ Drusen ตามลำดับ ข้อมูลในแกน  $x$  แทนค่าของ  $r$  ซึ่งสามารถคำนวณได้จาก  $R/(R+G+B)$  และ ข้อมูลในแกน  $y$  แทนค่าของ  $g$  ซึ่งสามารถคำนวณได้จาก  $G/(R+G+B)$  โดยที่  $R$ ,  $G$  และ  $B$  คือ ข้อมูลในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน ตามลำดับ

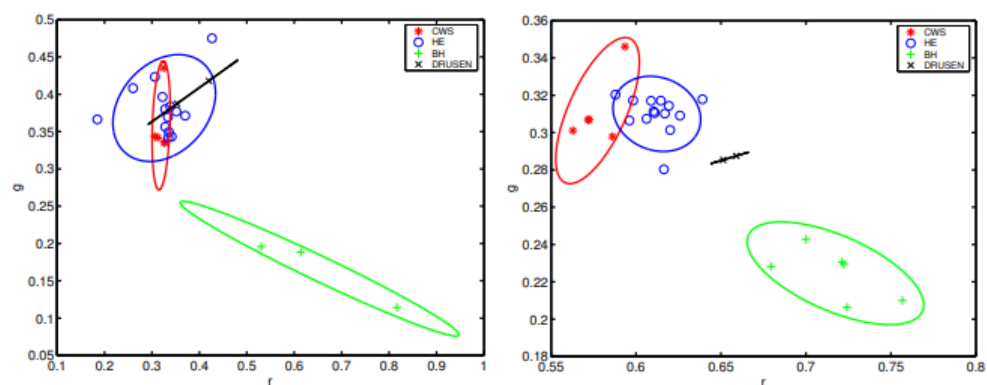
ผลจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-5 สามารถสรุปได้ว่า ภาพที่ไม่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพจะมีการทับซ้อนกันของแต่ละรอยโรคมาก จึงไม่สามารถใช้ในการแบ่งแยกโรคต่าง ๆ ได้ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-5 (ก) ในขณะที่ภาพที่ได้รับการปรับปรุงด้วยวิธี Gray World และ Histogram Equalization สามารถแยกโรค Blot haemorrhages ได้ดี แต่รอยโรคอื่นยังคงเกิดการทับซ้อนกัน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-5 (ข) และ

(ค) ส่วนภาพที่ได้รับการปรับปรุงด้วยวิธี Histogram Specification สามารถแยกรอยโรคต่างๆออกจากกันได้ดี ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-5 (ง)



(ก) Original Image

(ข) Gray World



(ค) Histogram Equalization

(ง) Histogram Specification

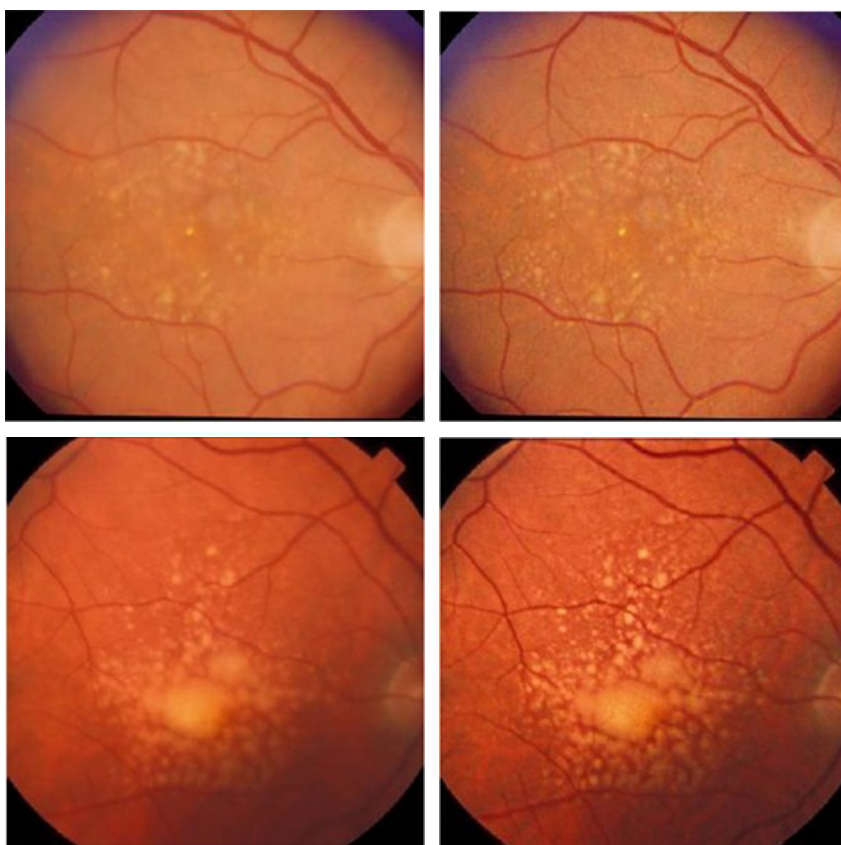
ภาพประกอบที่ 1-5 กราฟเปรียบเทียบ Chromaticity แบ่งตามรอยโรคต่าง ๆ ของแต่ละวิธี [18]

ในปี 2006 Zhang และคณะ [21] ได้นำเสนอวิธีปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพสีจอตตา โดยใช้เทคนิค Morphological Transform เพื่อช่วยให้การตรวจจ็รอยโรคด้วยภาพสีจอตตา ให้ความถูกต้องมากยิ่งขึ้น โดยก่อนหน้านี้ ในปี 2001 Leandro และคณะ [22] ได้นำเทคนิคนี้มาใช้เช่นกัน เพื่อให้ส่วนที่เป็นเส้นเลือด (Vessel) สามารถมองเห็นได้อย่างชัดเจนมากขึ้น เทคนิคนี้จะอาศัยกระบวนการทางสัณฐานวิทยา (Morphological Image Processing) ซึ่งประกอบด้วยดำเนินการ 2 ตัว คือ Top-Hat Transform และ Bottom-Hat Transform โดยที่ตัวดำเนินการ Top-Hat Transform มีขั้นตอนย่อย 2 ขั้นตอน คือ ขั้นตอนที่ 1) เป็นการนำภาพนำเข้า (Input Image) มากระทำกันทางสัณฐานวิทยาด้วยตัวดำเนินการ โอเพนนิ่ง (Opening) เพื่อเปิดเผยส่วนของวัตถุในภาพที่เชื่อมกันที่มีขนาดเล็กออก มี



ผลทำให้สิ่งรบกวนที่เป็นจุดขนาดเล็กหายไป และขั้นตอนที่ 2) เป็นการหาผลลัพธ์ของตัวดำเนินการ Top-Hat Transform โดยการนำภาพนำเข้มาลบออกจากสิ่งที่ได้จากขั้นตอนที่ 1 ส่วนการทำ Bottom-Hat Transform นั้นก็มี 2 ขั้นตอนที่คล้ายคลึงกันคือ ขั้นตอนที่ 1) เป็นการนำภาพนำเข้ มากระทำกันทางสัญฐานวิทยาด้วยตัวดำเนินการ โคลสซิ่ง (Closing) เพื่อกลบหรือลบส่วนของวัตถุในภาพที่เป็นหลุมหรือร่องที่มีขนาดเล็ก และขั้นตอนที่ 2) เป็นการหาผลลัพธ์ของตัวดำเนินการ Bottom-Hat Transform โดยการนำภาพนำเข้ มาลบออกจากสิ่งที่ได้จากขั้นตอนที่ 1

กระบวนการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพสีจอตา สามารถทำได้โดยการนำภาพนำเข้ มาบวกกับผลลัพธ์ที่ได้จากการทำ Top-Hat Transform แล้วลบด้วยผลลัพธ์ที่ได้จากการทำ Bottom-Hat Transform [23] ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีดังกล่าว จะทำให้ภาพมีคอนทราสต์บริเวณส่วนที่เป็นขอบเพิ่มมากขึ้น ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-6 แต่วิธีดังกล่าวยังคงมีสิ่งรบกวนที่เป็นจุดเล็ก ๆ เกิดขึ้นในบริเวณพื้นฉากหลังซึ่งจะมีลักษณะที่ราบเรียบเป็นส่วนใหญ่



(ก) ภาพนำเข้

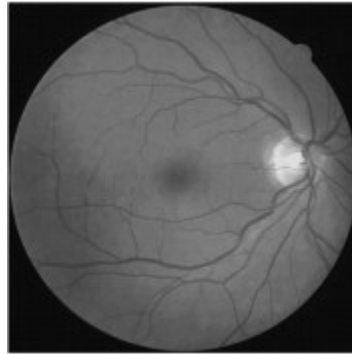
(ข) Morphological Transform

ภาพประกอบที่ 1-6 ผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Morphological Transformation [20]

ในปี 2007 Feng และคณะ [24] ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพสีจอตตา โดยใช้เทคนิค Multi-Scale Transform ด้วยตัวแปลง Contourlet Transform เปรียบเทียบกับตัวแปลง Wavelet Transform [25] (สำหรับรายละเอียดของ Wavelet และ Contourlet Transform สามารถศึกษาได้จาก [26]) นอกจากนี้ ยังเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้กับวิธีอื่น ๆ อีก 3 วิธี ได้แก่ 1) Histogram Equalization 2) Local Normalization [27] ซึ่งเป็นการปรับบรรทัดฐานของพื้นที่บริเวณรอบ ๆ ของแต่ละพิกเซล ให้มีค่าเฉลี่ยเท่ากับศูนย์ และมีความแปรปรวนเท่ากับหนึ่ง เพื่อแก้ปัญหาลักษณะที่เกิเกิดขึ้นจากความไม่สม่ำเสมอของแสง และ 3) Linear Unsharp Masking [28] โดยเทคนิคนี้จะอาศัยตัวกรอง Space Filter เพื่อเพิ่มองค์ประกอบของส่วนที่เป็นขอบวัตถุจากภาพนำเข้า

ผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ แสดงในภาพประกอบที่ 1-7 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีของ Feng และคณะ โดยใช้ตัวแปลง Contourlet Transform ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-7 (ฉ) จะมีคอนทราสต์ที่เหมาะสมกว่าวิธีอื่น ๆ ในขณะที่ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการใช้ตัวแปลง Wavelet Transform ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-7 (จ) จะเกิดความไม่สม่ำเสมอของโทน ส่วนภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี Local Normalization ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-7 (ค) จะเกิดสิ่งรบกวนเป็นจุดเล็กๆ ขึ้นเป็นจำนวนมาก ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี Linear Unsharp Masking ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-7 (ง) มีคอนทราสต์ที่ดี แต่ภาพจะดูมืดกว่าภาพที่ได้จากวิธีอื่นๆ จึงทำให้การแยกส่วนที่เป็นฉากหน้าและฉากหลังทำได้ยากขึ้น ส่วนภาพผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Histogram Equalization ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-7 (ข) จะมีการปรับปรุงคอนทราสต์ที่มีมากเกินไป จึงทำให้ไม่สามารถเห็นรายละเอียดบริเวณพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมาก โดยเฉพาะบริเวณขั้วประสาทตา

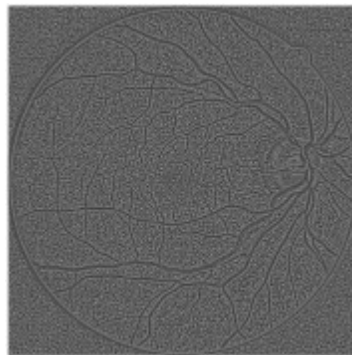
อย่างไรก็ตาม วิธีของ Feng และคณะ นั้นมีวัตถุประสงค์หลัก เพื่อใช้ในการสกัดหาตำแหน่งของเส้นเลือด โดยเลือกปรับปรุงเฉพาะข้อมูลในแบนด์สีเขียวเพียงแบนด์เดียวเท่านั้น จึงทำให้วิธีนี้ไม่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้ปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตตา เพื่อใช้วินิจฉัยกับภาพด้วยตาของมนุษย์ได้



(ก) ภาพนำเข้า



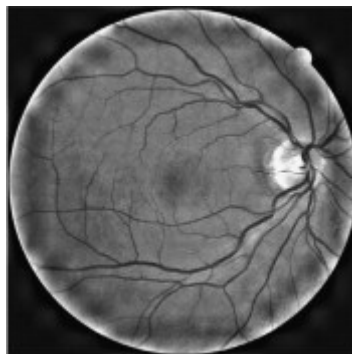
(ข) Histogram Equalization



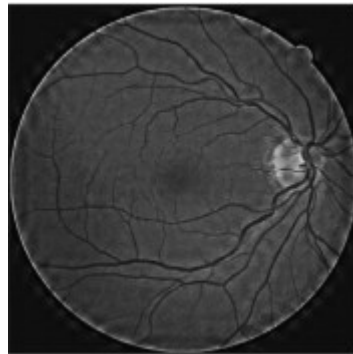
(ค) Local Normalization



(ง) Linear Unsharp Masking



(จ) Wavelet Transform



(ฉ) Contourlet Transform

ภาพประกอบที่ 1-7 ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่าง ๆ [24]

ในปี 2009 Joshi และคณะ [29] ได้เสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา โดยอาศัยหลักความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับจอตาที่ว่า พื้นที่ผิวของจอตามีลักษณะโค้ง เมื่อมีแสงเข้าสู่จอตาทางรูม่านตา (Pupil) จะทำให้บริเวณข้าง ๆ ของจอตาได้รับแสงน้อยกว่าบริเวณตรงกลาง จึงทำให้พื้นที่บริเวณข้าง ๆ ของภาพสีจอตาที่ถ่ายได้ มีลักษณะที่มีคกว่าบริเวณพื้นที่ตรงกลาง จากองค์ความรู้ดังกล่าว Joshi และคณะ จึงได้ออกแบบกริดทรงกลม (Polar Grid) พร้อมทั้งจุดต่าง ๆ บนกริด ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (ค) เพื่อใช้ระบุตำแหน่งของข้อมูลที่จะนำมาใช้คำนวณหา Additive Component ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (จ) สำหรับใช้ปรับค่าความสว่างของภาพ และคำนวณหา Multiplicative Component ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (ฉ) สำหรับปรับคอนทราสต์ของภาพ

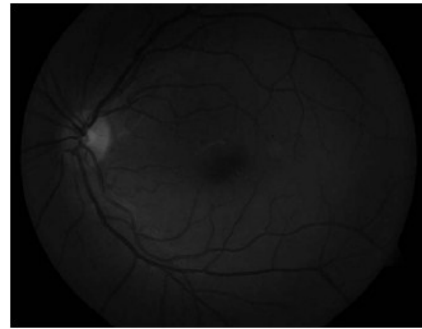
สำหรับขั้นตอนหา Component ทั้งสองนี้ จะเริ่มต้นจากการนำข้อมูลในแบนด์สีเขียวที่อยู่บนจุดของกริดทรงกลม มาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและความแปรปรวน เพื่อใช้ในการ ประมาณ (Interpolate) หาค่าเฉลี่ยและความแปรปรวนของจุดอื่น ๆ ที่ไม่ได้เป็นจุดบนกริดทรงกลม หลังจากนั้นจะคำนวณหาค่า Mahalanobis Distance เพื่อแยกข้อมูลแบนด์สีเขียว ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (ข) ออกเป็นส่วนภาพฉากหน้า (Foreground) และ ฉากหลัง (Background) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (ง) (สีดำแทนภาพฉากหน้า และสีขาวแทนภาพฉากหลัง) Additive Component และ Multiplicative Component สามารถคำนวณได้จากค่าเฉลี่ย และความแปรปรวน ของทุกๆ พิกเซลของภาพฉากหลัง

ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพในแบนด์สีเขียว ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (ข) เกิดจากการนำภาพในแบนด์สีเขียว คูณกับ Multiplicative Component และบวกกับ Additive Component

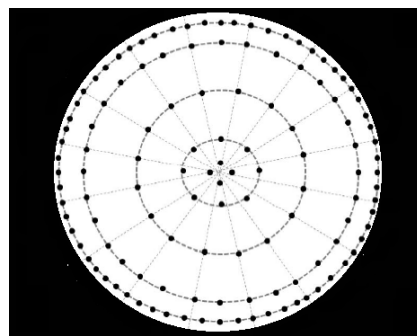
ส่วนการปรับปรุงคุณภาพในแบนด์สีแดงและแบนด์สีน้ำเงินนั้น ข้อมูลในแต่ละแบนด์จะนำมาปรับค่าบรรทัดฐาน โดยการหารด้วยค่าสูงสุดของแบนด์ RGB แล้วคูณด้วยค่าสัมประสิทธิ์ โดยที่ค่าสัมประสิทธิ์ดังกล่าวสามารถคำนวณได้โดยการนำข้อมูลในแบนด์สีเขียวที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพแล้ว คูณด้วยค่าสูงสุดของแบนด์ RGB แล้วหารด้วยข้อมูลของแบนด์สีเขียวที่ยังไม่ได้ปรับปรุงคุณภาพ หลังจากปรับปรุงคุณภาพในแบนด์สีแดงและสีน้ำเงินเสร็จเรียบร้อยแล้ว จะได้ผลลัพธ์เป็นภาพสีจอตาที่มีคอนทราสต์และมีความสม่ำเสมอของแสงที่ดีขึ้น ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-8 (ข)



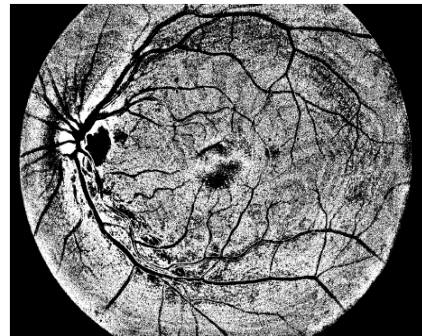
(ก) ภาพนำเข้า



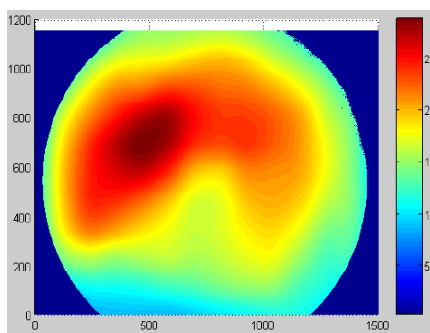
(ข) ภาพแบนด์สีเทา



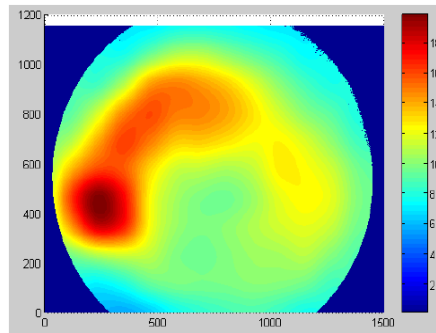
(ค) จุดบนกริดที่ใช้สุ่มข้อมูล



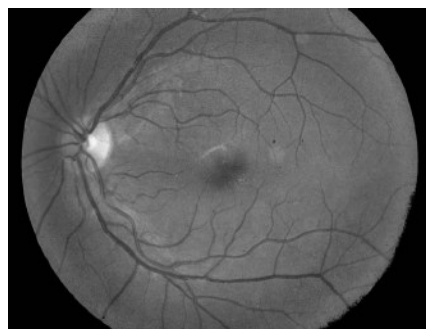
(ง) ภาพฉากหน้า (สีดำ) / ฉากหลัง (ขาว)



(จ) องค์ประกอบของตัวบวก



(ฉ) องค์ประกอบของตัวคูณ



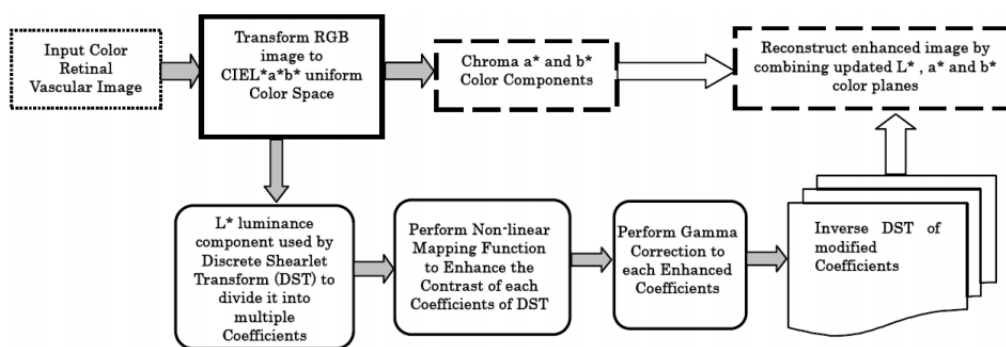
(ช) ภาพแบนด์สีเทาที่ได้รับการปรับปรุง



(ซ) ภาพสีจอตาที่ได้รับการปรับปรุง

ภาพประกอบที่ 1-8 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากกระบวนการปรับปรุงคุณภาพของ Joshi และคณะ [29]

ในปี 2013 Abbas และคณะ [30] ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพสีจอตา ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนย่อยต่าง ๆ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-9 การปรับปรุงคุณภาพเริ่มต้นจาก การแปลงภาพสีจอตาจากระบบสี RGB ไปเป็นระบบสี CIE  $L^*a^*b^*$  หลังจากนั้น จะทำการปรับปรุงคุณภาพของข้อมูลในแบนด์  $L^*$  โดยการนำข้อมูลในแบนด์  $L^*$  มาแยกออกเป็น ส่วนประกอบย่อย ๆ ด้วยตัวแปลง Discrete Shearlet Transform (DST) [31] [32] ต่อจากนั้นจึงใช้ฟังก์ชัน Non-linear Mapping และ Gamma Correction มาปรับปรุงคอนทราสต์และโทนของสัมประสิทธิ์ของแต่ละส่วนประกอบย่อย และทำการแปลงกลับด้วยฟังก์ชัน invert DST ในขั้นตอนสุดท้ายจะนำข้อมูลในแบนด์  $L^*$  ซึ่งได้รับการปรับปรุงแล้ว รวมกับข้อมูลในแบนด์  $a^*$  และ  $b^*$  เพื่อทำการแปลงกลับไปอยู่ในระบบสี RGB



ภาพประกอบที่ 1-9 แผนภาพ Flow diagram ของวิธีการปรับปรุงคุณภาพของ Abbas และคณะ [30]

ภาพประกอบที่ 1-10 แสดงผลลัพธ์ที่เกิดจากการปรับปรุงคุณภาพโดยใช้ระบบสี CIE  $L^*a^*b^*$  เปรียบเทียบกับ Hue-Saturate-Intensity (HSI) พร้อมทั้งเปรียบเทียบกับเทคนิคอื่น ๆ อีก 2 เทคนิค ได้แก่ Histogram Equalization และ Contourlet Transform ภาพผลลัพธ์ในภาพประกอบที่ 1-10 (ก) แสดงให้เห็นว่า วิธีของ Abbas และคณะ สามารถปรับปรุงความสว่าง เพิ่มคอนทราสต์ และรักษาคูสมบัติของสีได้ดี นอกจากนี้ เส้นเลือดบริเวณ Optic disc ยังสามารถสังเกตเห็นได้ชัดเจนมากขึ้น ในขณะที่ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพโดยใช้ระบบสี HSI จะเกิดสิ่งรบกวนและสีที่ผิดเพี้ยนไป ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-10 (ค) ส่วนภาพผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Histogram Equalization จะมีความสว่างมากเกินไป โดยเฉพาะพื้นที่บริเวณ Optic disc จึงทำให้ไม่สามารถมองเห็นเส้นเลือดบริเวณดังกล่าวได้อย่างชัดเจน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-10 (ข)

สำหรับภาพผลลัพธ์ที่ได้จากเทคนิค Contourlet Transform จะเกิดสิ่งรบกวนจำนวนมาก ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-10 (ง) นอกจากนี้ผลการวัดคุณภาพด้วยตัววัด PSNR ในงานวิจัยนี้ พบว่าวิธีการปรับปรุงคุณภาพของ Abbas และคณะ มีค่า PSNR มากที่สุด



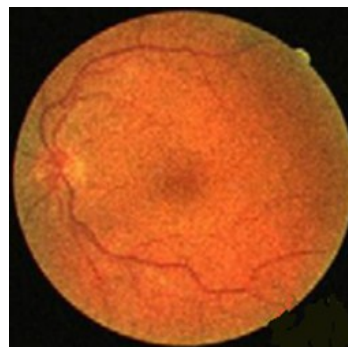
(ก) Abbas with CIE L\*a\*b\*



(ข) Histogram Equalization



(ค) Abbas with HSI

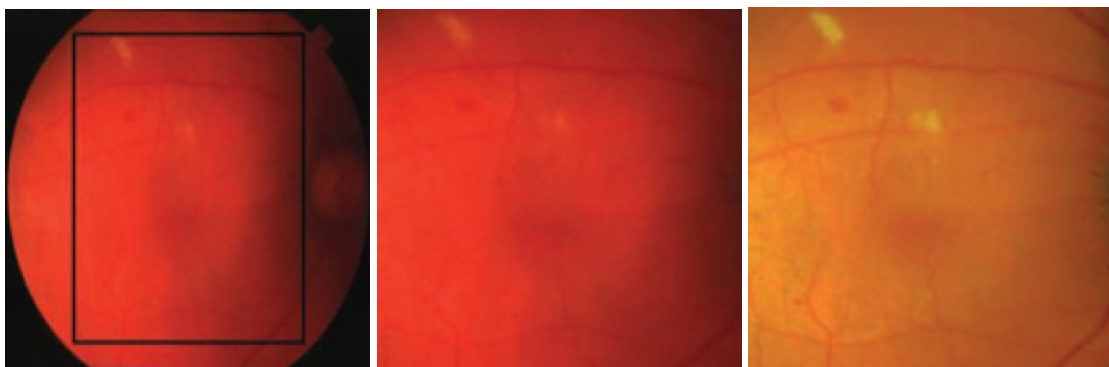


(ง) Contourlet Transform

ภาพประกอบที่ 1-10 ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่างๆ [30]

ในปี ค.ศ. 2016 Sathit Intajag และคณะ ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพภาพสีจอตาที่ชื่อว่า Histogram Specification with Generalize Extreme Value (HS-GEV) [33] โดยใช้การแจกแจงข้อมูลแบบค่าสุดขีดวางนัยทั่วไป (Generalized Extreme Value Distribution: GEV) มาออกแบบฟังก์ชันการแปลง (Transfer Function) ด้วยวิธี Histogram Specification [16] [17] [34] โดยฟังก์ชันการแปลงค่าจะกำหนดด้วยพารามิเตอร์ 3 ตัวสำหรับใช้ควบคุมความสว่าง คอนทราสต์ และความสมมูลสีของภาพสีจอตา พารามิเตอร์ทั้ง 3 ตัวนี้ได้แก่ รูปร่าง (Shape) สเกล (Scale) และตำแหน่ง (Location) ซึ่งพารามิเตอร์แต่ละตัวสามารถประมาณค่าด้วยวิธี Probability Weighted Moments (PWMs) [35]

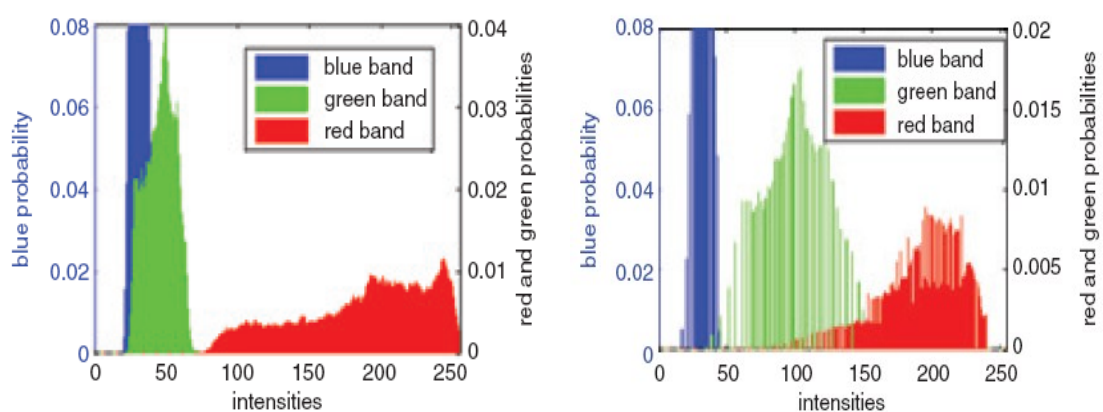
ขั้นตอนวิธี HS-GEV จะอาศัยตัววัดคุณภาพที่ชื่อ Kullback–Leibler Divergence (KLD) [36] ในการหาค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสม โดยการวนซ้ำ 2 รอบ โดยลูปนอกจะวนหาค่าของ Shape ซึ่งเป็นตัวปรับโทนของภาพ ส่วนลูปในจะวนหาค่า Scale ซึ่งเป็นตัวปรับค่าคอนทราสต์ของภาพ ในแต่ละรอบของการวนซ้ำ พารามิเตอร์ Location จะเปลี่ยนค่าตาม Shape และ Scale เพื่อให้ได้ความสมดุลที่ต้องการ ค่าของพารามิเตอร์ทั้งสามตัวที่ได้ในแต่ละรอบจะนำไปสร้างฟังก์ชันการแปลง เพื่อใช้ปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาหน้าเข้า หลังจากนั้นจะมีการคำนวณค่าของตัววัดคุณภาพ KLD ของภาพที่ได้รับการปรับปรุง พารามิเตอร์ GEV ที่ทำให้ภาพที่ได้รับการปรับปรุงมีค่า KLD สูงสุดจะถูกเลือกให้เป็นพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สุด และภาพที่ปรับปรุงด้วยพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สุดจะเป็นภาพผลลัพธ์ (Output Image) ภาพประกอบที่ 1-11 แสดงภาพนำเข้า ภาพบริเวณที่สนใจ ภาพผลลัพธ์ และ ฮิสโทแกรมของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์



(ก) ภาพนำเข้า

(ข) ภาพบริเวณที่สนใจ

(ค) ภาพผลลัพธ์



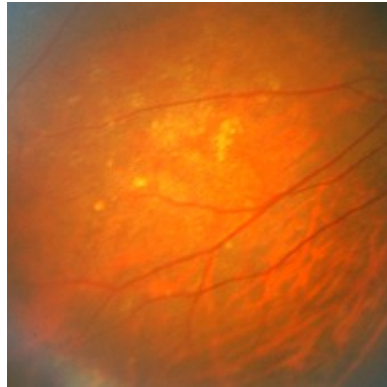
(ง) ฮิสโทแกรมของภาพนำเข้า

(จ) ฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์

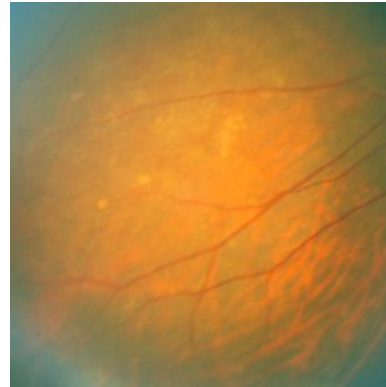
ภาพประกอบที่ 1-11 ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละขั้นตอนของการปรับปรุงภาพด้วยวิธี HS-GEV [33]



ถึงแม้วิธี HS-GEV จะสามารถปรับปรุงภาพสีจอตาได้ดี แต่ผลลัพธ์จากวิธีดังกล่าว อาจเกิดสิ่งรบกวนที่ไม่ต้องการดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-12 โดยภาพประกอบที่ 1-12 (ข) แสดง ภาพผลลัพธ์ที่เกิดพื้นที่ที่มีสีดำ (Dark Region) บริเวณขอบของภาพ ในขณะที่ภาพประกอบที่ 1-12 (ง) แสดงภาพผลลัพธ์ที่เกิดความผิดเพี้ยนของสีบริเวณกลางภาพ



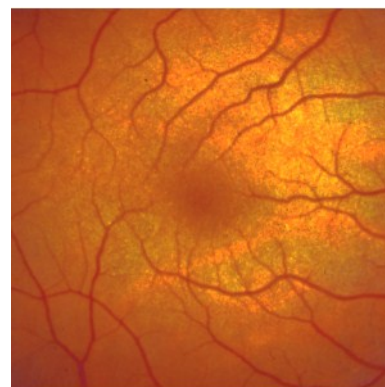
(ก) ภาพนำเข้า im0292.ppm



(ข) HS-GEV



(ค) ภาพนำเข้า im0082.ppm



(ง) HS-GEV

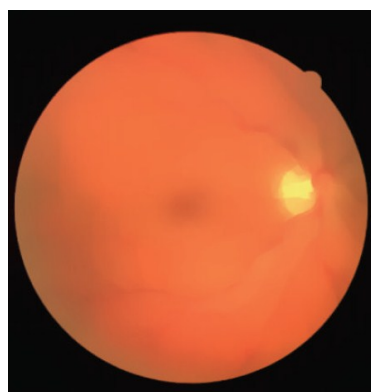
ภาพประกอบที่ 1-12 การเปรียบเทียบภาพสีจอตาก่อน (คอลัมน์ทางซ้ายมือ)  
และหลังการปรับปรุงคุณภาพ (คอลัมน์ทางขวามือ)

ในปี 2016 Dai และคณะ [37] ได้นำเสนองานวิจัยการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาที่มีชื่อว่า Retinal Fundus Image Enhancement using Normalized Convolution and Noise Removal (NCNR) โดยนำภาพนำเข้า (Input Image) มาแยกส่วนที่เป็นภาพฉากหน้า (Foreground Image) และภาพฉากหลัง (Background Image) ออกจากกันโดยใช้วิธี Normalized Convolution ของ Gastal และ

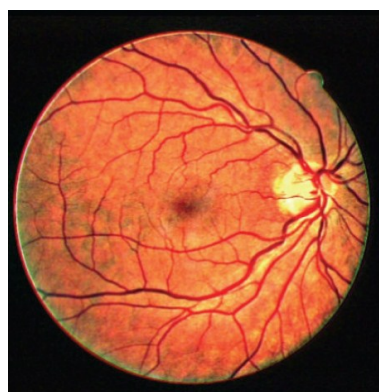
Oliveira [38] ผลต่างของภาพฉากหลังกับภาพนำเข้าจะนำไปคูณกับค่าพารามิเตอร์ระดับความเปรียบต่าง ผลที่ได้จากการคูณจะนำกลับไปรวมกับภาพนำเข้าเกิดเป็นภาพหลอมรวม (Fusion Image) หลังจากนั้นภาพหลอมรวมจะนำไปลดสัญญาณรบกวน (Noise) ด้วยวิธี Fourth-order Partial Differential Equations ของ Rajan และคณะ [39] และ วิธี Relaxed Median Filter ของ Hamza และคณะ [40] ภาพประกอบที่ 1-13 แสดงตัวอย่างภาพนำเข้า ภาพพื้นหลัง ภาพหลอมรวม และภาพที่ได้จากการลดสัญญาณรบกวน



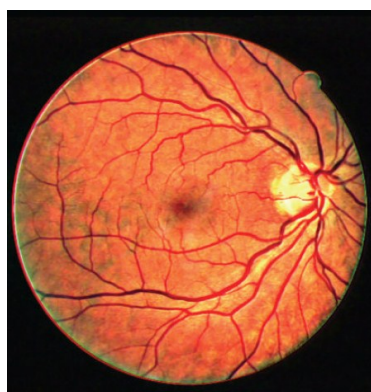
(ก) ภาพนำเข้า



(ข) ภาพพื้นหลัง



(ค) ภาพหลอมรวม



(ง) ภาพที่ลดสัญญาณรบกวน

ภาพประกอบที่ 1-13 ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละขั้นตอนของการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี NCNR [37]

วิธี NCNR สามารถปรับปรุงความสว่างและคอนทราสต์ของภาพสีจอตาได้ดี แต่ภาพผลลัพธ์ที่ได้ขาดความเป็นธรรมชาติ

ในปี 2017 Mai และคณะ [41] ได้นำเสนอวิธีปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาที่มีชื่อว่า A Color Retinal Image Enhancement based on Luminosity and Contrast Adjustment (LCA) โดยการปรับปรุงค่าลูมิแนนซ์ และคอนทราสต์ของภาพ ในส่วนการปรับปรุงค่าลูมิแนนซ์นั้นจะเริ่มด้วยการแปลงค่าสีในระบบสี RGB มาเป็นระบบสี HSV (Hue Saturation Value) หลังจากนั้นจะนำข้อมูลในแบนด์ Value มาปรับค่าของแกมมา (Gamma Correction) อัตราส่วนระหว่างแบนด์ Value เดิมกับแบนด์ Value ที่มีการปรับค่าแกมมาแล้ว ซึ่งเรียกว่า Luminance Gain Matrix จะนำมาคูณกับค่าในแต่ละแบนด์ของค่าสี RGB เพื่อปรับปรุงค่าลูมิแนนซ์ของภาพ หลังจากนั้นภาพที่ได้รับการปรับปรุงค่าลูมิแนนซ์แล้วจะนำมาปรับปรุงคอนทราสต์ด้วยการแปลงค่าสีในระบบสี RGB มาเป็นระบบสี CIE  $L^* a^* b^*$  แล้วปรับปรุงคอนทราสต์ของแบนด์  $L^*$  ด้วยวิธี CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) [42] โดยการกำหนดพารามิเตอร์ Tiles และ Clip limit ให้มีค่าเท่ากับ  $8 \times 8$  และ 0.01 ภาพประกอบที่ 1-14 แสดงตัวอย่างของภาพนำเข้า ภาพที่ได้จากการปรับปรุงค่าลูมิแนนซ์ และภาพที่ได้จากการปรับปรุงคอนทราสต์



(ก) ภาพนำเข้า

(ข) ภาพที่ปรับค่าลูมิแนนซ์

(ค) ภาพที่ปรับคอนทราสต์

ภาพประกอบที่ 1-14 ผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละขั้นตอนของการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี LCA [41]

วิธี LCA สามารถปรับปรุงความสว่างและคอนทราสต์ของภาพสีจอตาได้ดี แต่ไม่ได้ให้ความสำคัญกับความสมดุลสีของภาพ

จากการศึกษาค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา สามารถกล่าวสรุปได้ว่า วิธีการประมวลผลภาพสำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาที่มีคุณภาพต่ำให้มีคุณภาพดีขึ้นนั้น ซึ่งมีด้วยกันหลายวิธี สามารถจัดแบ่งวิธีต่าง ๆ ตามเทคนิคที่ใช้ได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ได้ดังนี้

1) เทคนิคการแยกส่วนประกอบ หรือการแปลงค่า (Decomposition/Transform based Technique) เทคนิคนี้จะแยกภาพออกเป็นส่วนย่อย ๆ หรือมีการแปลงข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบอื่น ๆ เช่น การแยกภาพออกเป็น 2 ส่วนย่อย โดยส่วนที่หนึ่งเป็นส่วนของสัญญาณความถี่สูง ข้อมูลในส่วนนี้ มักจะใช้เพื่อปรับปรุงคุณภาพที่เป็นรายละเอียดของภาพ (Image Detail) หรือขอบของวัตถุในภาพ และส่วนที่สอง ซึ่งเป็นส่วนของสัญญาณความถี่ต่ำ ข้อมูลในส่วนนี้มักจะใช้เพื่อปรับปรุงคุณภาพที่เกี่ยวข้องกับความเป็นธรรมชาติ (Naturalness) หรือโทนของภาพ หลังจากการปรับปรุงคุณภาพในแต่ละส่วนเสร็จเรียบร้อยแล้ว จะมีการรวมส่วนย่อยทั้งสองนี้กลับไปเป็นภาพผลลัพธ์ ข้อจำกัดที่สำคัญของเทคนิคนี้คือ การปรับปรุงคุณภาพในส่วนประกอบหนึ่ง จะส่งผลกระทบต่ออีกส่วนประกอบหนึ่งเสมอ นอกจากนี้ เทคนิคดังกล่าวยังมีการคำนวณที่ซับซ้อนและใช้เวลาในการประมวลผลค่อนข้างมาก [43]

2) เทคนิคที่อาศัยการวิเคราะห์ฮิสโทแกรมของภาพ (Histogram based Technique) เทคนิคนี้จะสร้างฟังก์ชันการแปลงค่าความเข้มของจุดภาพ (Pixel Mapping Function) เพื่อแปลงค่าความเข้มแสงเดิมของพิกเซล ณ ตำแหน่ง  $(x, y)$  ไปเป็นค่าใหม่ โดยอาศัยข้อมูลฮิสโทแกรมของภาพเป็นหลัก เทคนิคนี้ได้รับความนิยม เนื่องจากเป็นการประมวลผลที่ตรงไปตรงมา และไม่มีควมซับซ้อนมากนัก [41] [33]

#### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

บริเวณพื้นที่ที่สนใจ (Region of interest: ROI) ของภาพสีจอตาในงานวิจัยนี้คือ พื้นที่บริเวณจุดภาพชัด (Macular) ของจอตา ซึ่งเป็นพื้นที่ที่สามารถใช้วิเคราะห์ห้รอยโรคต่าง ๆ เช่น Drusen ของผู้ป่วยโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ ได้อย่างถูกต้องแบบมีนัยสำคัญ [44]

## 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้ต้นแบบวิธีการปรับปรุงคุณภาพ ที่สามารถใช้สำหรับปรับปรุงคุณภาพ ของภาพสีจอตา เพื่อให้มีความเหมาะสมสำหรับการมองเห็นด้วยตาของมนุษย์ สามารถเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพ ตลอดจนรอยโรคต่างๆ ที่จำเป็นสำหรับการวิเคราะห์โรค ได้อย่างชัดเจน ซึ่งจะช่วยให้สามารถตรวจพบแนวโน้มของการเป็นโรคได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้น ส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาอย่างทันท่วงที ลดการสูญเสียการมองเห็น ลดค่าใช้จ่ายทางการแพทย์ ตลอดจนเป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิตให้กับผู้ป่วยได้

2. การคัดกรองผู้ป่วยโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ ในเขตชนบทห่างไกล มักพบปัญหาอยู่มาก นอกจากการขาดแคลนเครื่องมือ และมีจักษุแพทย์ไม่เพียงพอแล้ว ยังมีงบประมาณที่จำกัด ทำให้ต้องจัดซื้อกล้องถ่ายภาพที่มีราคาถูกลง ส่งผลให้ภาพสีจอตาที่ได้จากกล้องถ่ายภาพเหล่านี้มีคุณภาพที่ไม่ดีเท่าที่ควร ดังนั้น วิธีปรับปรุงคุณภาพที่นำเสนอ สามารถนำไปใช้ปรับปรุงคุณภาพเพื่อทำให้ภาพสีจอตามีความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีที่เป็นมาตรฐานเดียวกัน ส่งผลให้การคัดกรองเบื้องต้นที่ทำโดยบุคลากรทางการแพทย์มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น สามารถแก้ไขการขาดแคลนจักษุแพทย์ ทำให้ผู้สูงอายุในเขตพื้นที่ชนบทห่างไกล สามารถเข้าถึงบริการสุขภาพได้ง่ายขึ้น ลดค่าใช้จ่าย และไม่ต้องเดินทางไกล ซึ่งเป็นอุปสรรคที่สำคัญของผู้สูงอายุ

3. ต้นแบบวิธีที่นำเสนอ สามารถนำไปใช้ในกระบวนการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาให้ดีขึ้นก่อน แล้วจึงนำไปใช้ในระบบตรวจจ็บรอยโรคโดยอัตโนมัติ

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

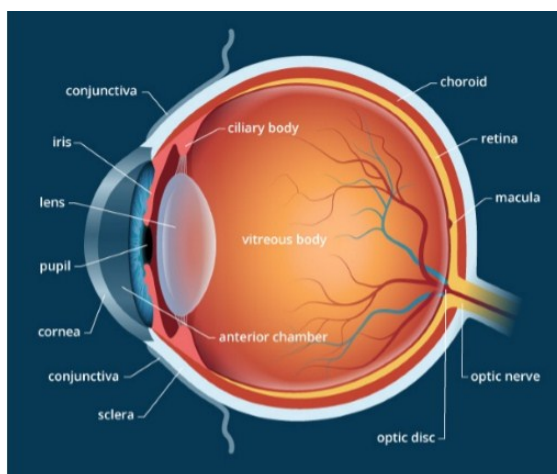
#### 2.1 บทนำ

ในบทนี้จะเริ่มต้นด้วยการกล่าวถึงลักษณะทางกายวิภาคและหน้าที่หลักของอวัยวะต่าง ๆ ที่อยู่ในดวงตา เพื่อให้มีความเข้าใจและสามารถอ้างอิงถึงสิ่งต่าง ๆ ที่ปรากฏบนภาพสีจอตาได้อย่างถูกต้อง หลังจากนั้นจะกล่าวถึงโรคที่เกี่ยวข้องกับจอตา เพื่อให้ทราบถึงสาเหตุ ปัญหาการมองเห็นที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย และสิ่งผิดปกติต่าง ๆ ที่ปรากฏขึ้นบนภาพสีจอตาของผู้ป่วย ต่อจากนั้นจะกล่าวถึงทฤษฎี ตลอดจนหลักการที่มีความสำคัญและเกี่ยวข้องกับการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา

#### 2.2 กายวิภาคของตา (Eye's Anatomy)

ประสาทสัมผัสการมองเห็น เป็นหนึ่งในระบบประสาทสัมผัสทั้งห้าของร่างกายมนุษย์ที่มีการใช้งานมากที่สุด โดยมีตา (Eye) เป็นอวัยวะรับรู้ที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการเห็นภาพและแสง อวัยวะสำคัญที่ทำหน้าที่ในการรับรู้การมองเห็นของตา เรียกว่า ลูกตา (Eye Ball) ซึ่งมีรูปร่างทรงกลม มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 24 มิลลิเมตร และมีน้ำหนักประมาณ 7.5 กรัม ลูกตาจะอยู่ในเบ้าตา (Orbit) ซึ่งเป็นโพรงกระดูกของกะโหลกศีรษะ ส่วนของลูกตาที่มองเห็นได้บนใบหน้า จะมีเปลือกตาช่วยป้องกันอันตราย มีขนตาช่วยกันฝุ่นละออง และมีน้ำตาเป็นตัวให้ความชุ่มชื้นแก่เนื้อเยื่อที่ปกคลุมส่วนนอกของลูกตา ส่วนหลังสุดของลูกตาจะเป็นขั้ว/จานประสาทตา (Optic Disc) ซึ่งเป็นศูนย์รวมของเส้นประสาทตา (Optic nerve) ซึ่งเป็นเส้นประสาทสมองคู่ที่ 2 (Cranial Nerve II) โดยเส้นประสาทตาจะเชื่อมเข้าสู่สมองบริเวณท้ายทอย (Occipital Lobe) ซึ่งเป็นสมองส่วนรับรู้การมองเห็น [45]

ลักษณะทางกายวิภาคของผนังลูกตาดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-1 ประกอบด้วยผนังชั้นต่าง ๆ 3 ชั้นคือ ชั้นนอกสุด (Fibrous Tunic) ชั้นกลาง (Uvea) และชั้นในสุดหรือชั้นจอตา (Retina) ซึ่งเป็นชั้นที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้



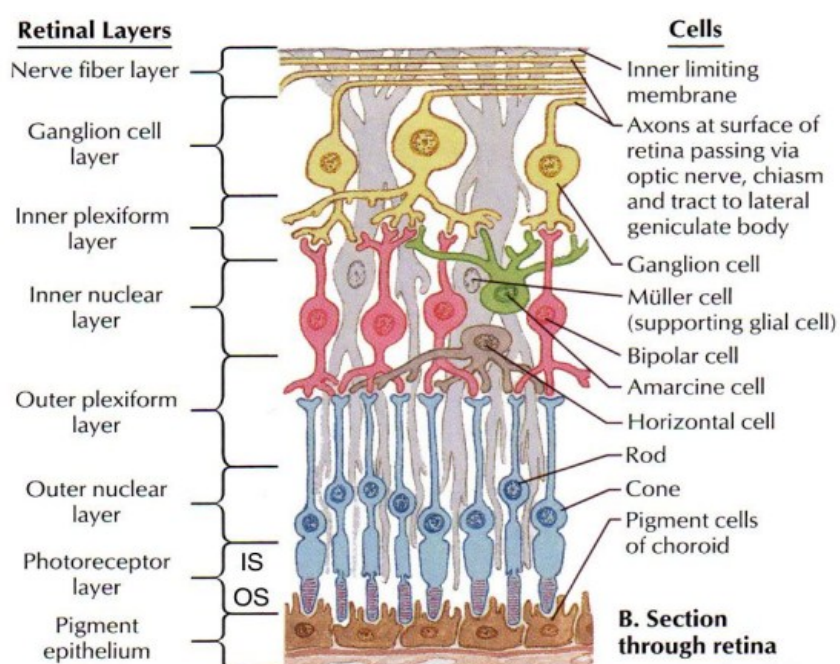
ภาพประกอบที่ 2-1 กายวิภาคของลูกตา [46]

1) **ชั้นนอกสุด (Fibrous Tunic)** เป็นชั้นที่ทำหน้าที่ปกป้องอันตรายให้แก่เนื้อเยื่อชั้นใน ประกอบด้วย กระจกตาหรือตาดำ (Cornea) เป็นส่วนที่อยู่นอกสุด มีลักษณะเป็นรูปโคมไฟแต่ที่เห็นเป็นสีดำเกิดจากสีของม่านตาที่อยู่ลึกลงไป มีหน้าที่ปกป้องส่วนต่าง ๆ ภายในลูกตา และทำให้เกิดการหักเหของแสง เพื่อทำให้เกิดการมองเห็น ส่วนถัดไปคือเปลือกลูกตาหรือตาขาว (Sclera) จะมีลักษณะเหนียวและมีสีขาว ทำหน้าที่ห่อหุ้มเนื้อเยื่อและเป็นที่ยึดเกาะของกล้ามเนื้อนอกลูกตาที่อยู่ในเบ้าตา (Extra-ocular Muscle)

2) **ชั้นกลาง (Uvea)** เนื้อเยื่อที่อยู่หน้าสุดของผนังลูกตาชั้นกลางคือ ม่านตา (Iris) ซึ่งประกอบด้วยหลอดเลือด และเซลล์ที่มีเม็ดสี (Melanocyte) โดยอาจจะเป็นสีน้ำตาล ดำ เขียว หรือฟ้า บริเวณตรงกลางของม่านตาจะมีรูที่เรียกว่า รูม่านตา (Pupil) มีหน้าที่ปรับปริมาณของแสงที่จะเข้าสู่ลูกตาให้มีความพอดี ส่วนถัดมาคือ แก้วตา (Lens) มีลักษณะนูนทั้งด้านหน้าและด้านหลัง ทำหน้าที่ร่วมกับกับกระจกตาในการหักเหแสงให้มาโฟกัส (Focus) ที่จอตา บริเวณด้านหน้าของแก้วตาจะมีของเหลวที่เรียกว่า สารน้ำในลูกตา (Aqueous Humor) บริเวณด้านหลังของแก้วตาจะมีของเหลวเรียกว่า วุ้นในตา (Vitreous Humor) วุ้นในตาจะทำหน้าที่ช่วยคงรูปร่างของลูกตา และช่วยในการหักเหของแสงเข้าสู่จอตา ส่วนถัดมาคือ เนื้อเยื่อซิลิอารีบอดี (Ciliary Body) มีลักษณะเป็นรูปสามเหลี่ยม มีหน้าที่สร้างสารน้ำในลูกตา และทำหน้าที่ปรับรูปร่างของแก้วตาสำหรับการมองในระยะใกล้และไกล ส่วนหลังสุดของผนังชั้นกลางนี้จะเป็นเนื้อเยื่อคอโรยด์ (Choroid) ซึ่งเป็นชั้นที่มีหลอดเลือดเป็นจำนวนมากทำหน้าที่นำอาหารมาเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของลูกตา

3) **ชั้นในสุดหรือชั้นจอตา (Retina)** เป็นผนังชั้นในสุดของลูกตา ทำหน้าที่รับสัญญาณแสงและส่งผ่านไปสมองเพื่อแปลงเป็นภาพ ผนังในชั้นนี้มีลักษณะเป็นแผ่นบาง ๆ สี ไม่มี

สี แต่เมื่อมองผ่านกล้อง Ophthalmoscope จะเห็นเป็นสีแดง เนื่องจากการสะท้อนผ่านหลอดเลือดของเนื้อเยื่อชั้นกลาง ส่วนที่สำคัญของจอตา คือ จุดภาพชัด (Macula) ซึ่งเป็นส่วนที่ควบคุมความชัดของจุดกลางภาพ มีขนาดประมาณ 5-6 มิลลิเมตร บริเวณจุดกึ่งกลางของจุดภาพชัด จะมีลักษณะเป็นรอยบุ๋ม/เว้า เรียกว่า Fovea ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้เห็นภาพได้ชัดและละเอียดที่สุด [45] [47] ส่วนบริเวณอื่นๆ ของจอตา จะช่วยในการมองเห็นภาพด้านข้าง (Peripheral Vision) เมื่อใช้กล้อง Optical Coherence Tomography (OCT) ส่องดูที่จอตา จะสามารถเห็นเนื้อเยื่อและเซลล์ต่าง ๆ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-2 ซึ่งเป็นภาพที่นำเสนอโดย Bhavna Antony



ภาพประกอบที่ 2-2 เซลล์และชั้นต่าง ๆ ของจอตา [Bhavna Antony]

ภาพประกอบที่ 2-2 แสดงภาพตัดขวางของจอตา ซึ่งจะเห็นเนื้อเยื่อชั้นต่าง ๆ ในจอตาได้แก่ ชั้น Nerve Fiber ชั้น Ganglion Cell ชั้น Inner nuclear ชั้น Outer Plexiform ชั้น Outer Nuclear ชั้น Photoreceptor และชั้น Pigment Epithelium ซึ่งมีลักษณะที่บ่งชี้ว่าทำหน้าที่กั้นชั้นจอตา กับชั้น Uvea สำหรับเลือดที่มาเลี้ยงจอตาจะมาจากชั้น Uvea ประมาณร้อยละ 65 และอีกประมาณร้อยละ 35 จะมาจากเส้นเลือดที่เรียงตัวอยู่บนจอตา [3]

ส่วนเซลล์ต่าง ๆ ที่อยู่ในจอตาประกอบด้วย เซลล์ประสาทชนิดสองขั้ว (Bipolar Cell) เซลล์ปมประสาท (Ganglion Cell) เซลล์รับแสง (Photoreceptors) และเซลล์ประสาท (Optic Nerve) โดยผู้วิจัยจะขอกล่าวถึงรายละเอียดเฉพาะเซลล์ที่มีส่วนเกี่ยวข้องกับภาพสีจอตา ดังนี้

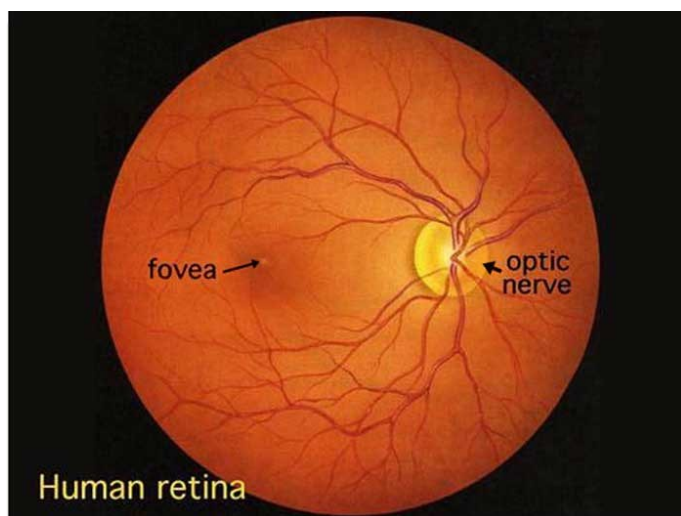


- เซลล์รับแสง (Photoreceptors) มี 2 ชนิดคือ เซลล์รูปแท่ง (Rod Cell) และเซลล์รูปกรวย (Cone Cell) โดยเซลล์รูปแท่งเป็นเซลล์ที่ทำหน้าที่รับรู้สีขาว ดำ และเทา มีความไวต่อแสงมาก ทำให้สามารถมองเห็นสิ่งต่าง ๆ ได้ แม้จะมีแสงน้อยหรือในที่มืด แต่เซลล์ชนิดนี้จะไม่สามารถจำแนกสีได้ เซลล์ชนิดนี้มีประมาณ 125 ล้านเซลล์ ส่วนเซลล์รูปกรวยเป็นเซลล์ที่ทำหน้าที่รับรู้สี สามารถแยกความแตกต่างของสีได้ แต่เซลล์ชนิดนี้จะไม่ไวแสง จึงไม่สามารถมองเห็นสีของวัตถุได้ในที่มืด แต่ในที่ ๆ มีปริมาณแสงที่มากพอ จะสามารถเห็นสีของวัตถุได้ เซลล์นี้มีประมาณ 7 ล้านเซลล์

- เซลล์ประสาท (Optic Nerve) ทำหน้าที่ส่งข้อมูลสิ่งที่ได้เห็นไปยังสมอง โดยเซลล์ประสาทเหล่านี้จะมาเชื่อมรวมกันอยู่ที่ขั้วประสาท หรือ จานประสาท (Optic Disk) โดยที่บริเวณตรงกลางของขั้วประสาทจะเรียกว่า จุดบอด (Blind Spot) ซึ่งเป็นจุดที่ไม่มีเซลล์รับแสง ดังนั้นจึงไม่ปรากฏภาพใด ๆ ที่จุดบอดนี้

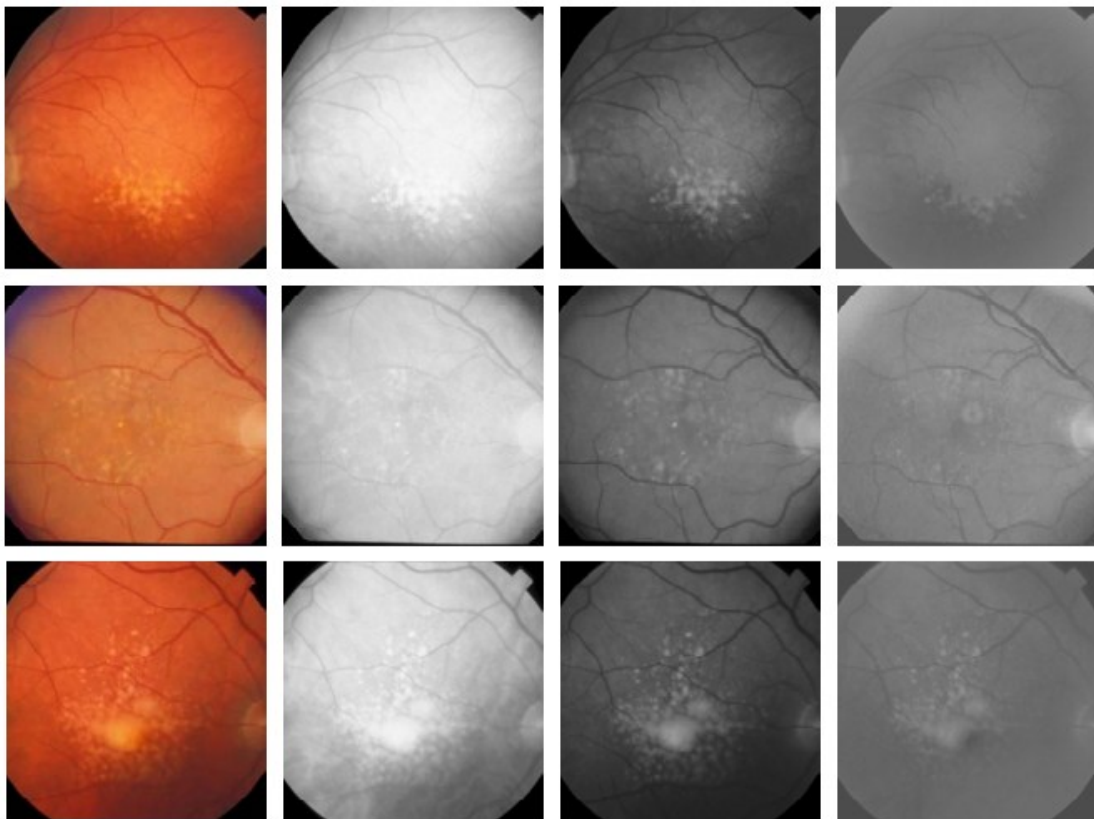
เมื่อใช้กล้องส่องตรวจในลูกตา Ophthalmoscope ต้องไปยังส่วนที่เป็น Fundus ซึ่งเป็นส่วนหลังสุดของลูกตา โดยส่องผ่านรูม่านตา แก้วตา วันตา ไปยังส่วนหลังสุดของลูกตา สิ่งที่เห็นจากกล้องนี้ ประกอบด้วย จอตา ขั้วประสาทตา หลอดเลือด และ จุดภาพชัด ซึ่งอยู่ห่างจากขั้วประสาทตาไปทางด้านข้าง (Temporal) [45] ส่วนภาพที่ได้จากกล้องถ่ายภาพจอตา (Fundus Camera) ได้แสดงไว้ในภาพประกอบที่ 2-3 (นำเสนอโดย Helga Kolb) จะเรียกว่า ภาพสีจอตา (Fundus Image / Retinal Image) ซึ่งเป็นชั้นของเนื้อเยื่อจอตาที่ถูกฉายไปที่ระนาบของภาพ (Image Plane) โดยอาศัยหลักการสะท้อนแสงและปริมาณของการสะท้อนแสงของสีแดง เขียว และ น้ำเงิน จะบันทึกในรูปของความเข้มของแสง (Intensity)

บริเวณที่เป็นวงกลมสีเหลืองในภาพประกอบที่ 2-3 จะเรียกว่า ขั้วประสาท หรือ Optic Disc จากจุดกึ่งกลางของขั้วประสาทไปทางซ้ายประมาณ 2 เท่าครึ่งของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของขั้วประสาทคือ จุดภาพชัด และบริเวณจุดศูนย์กลางของจุดภาพชัดจะเรียกว่า Fovea



ภาพประกอบที่ 2-3 ภาพสีจอตา [Helga Kolb]

ภาพสีจอตาจะประกอบด้วยข้อมูลภาพ 3 แบนด์คือ แบนด์สีแดง (Red: R) เขียว (Green: G) และน้ำเงิน (Blue: B) ในแต่ละแบนด์ของภาพจอตาจะมีคุณลักษณะที่แตกต่างกันดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-4 โดยภาพที่เห็นในแบนด์สีแดงอาจจะมีแสงจ้ามากเกินไป (Too Bright) หรือมีความอิ่มสีมากเกินไป (Oversaturated) ได้ง่าย เนื่องจากฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญของเลือดและสารให้สีเมลานิน (Melanin) ในจอตาจะปล่อยหรือสะท้อน (Emit) แสงสีแดงออกมาเป็นส่วนใหญ่ จึงทำให้ลักษณะทางพยาธิสภาพของเส้นเลือดและรอยโรคต่าง ๆ ไม่สามารถมองเห็นได้อย่างชัดเจนในแบนด์สีแดง ในทางกลับกันฮีโมโกลบินและเมลานินจะดูดซับแสงสีน้ำเงินได้เป็นจำนวนมาก จึงส่งผลให้ภาพที่เห็นในแบนด์สีน้ำเงินจะมีลักษณะค่อนข้างมืดและมีคอนทราสต์ต่ำ ส่วนแสงสีเขียวที่ฮีโมโกลบินและเมลานินสามารถดูดซับได้ดีเช่นกัน แต่น้อยกว่าแสงสีน้ำเงิน จึงทำให้ภาพที่เห็นในแบนด์สีเขียว สามารถมองเห็นคอนทราสต์ของเส้นเลือดหรือรอยโรคแยกออกจากส่วนของภาพฉากหลังได้อย่างชัดเจน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-4 โดยที่ภาพประกอบที่ 2-4 (ข) - (ง) แสดงภาพของแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงินตามลำดับ ซึ่งได้จากข้อมูลภาพสีจอตาในภาพประกอบที่ 2-4 (ก)



(ก) ภาพสี

(ข) แบนด์สีแดง

(ค) แบนด์สีเขียว

(ง) แบนด์สีน้ำเงิน

ภาพประกอบที่ 2-4 การเปรียบเทียบภาพในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน

### 2.3 โรคที่เกี่ยวข้องกับจอตา (Retina-related Eye Diseases)

โรคทางตาที่ทำให้ผู้ป่วยมีปัญหาเกี่ยวกับการมองเห็นมีด้วยกันหลายโรค ได้แก่ โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (Age-related Macular Degeneration: AMD) โรคเบาหวานขึ้นตา (Diabetic Retinopathy: DR) โรคต้อกระจก (Cataract) และโรคต้อหิน (Glaucoma) เป็นต้น ผู้ป่วยมักจะไม่มีอาการใด ๆ ปรากฏให้เห็นในระยะเริ่มต้น จนกว่าจะถึงระยะอันตราย อาการต่าง ๆ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-5 จึงเริ่มปรากฏออกมาให้ผู้ป่วยทราบ ซึ่งอาจทำให้การรักษาทำได้ยากและผู้ป่วยมีโอกาสสูญเสียการมองเห็นสูง ดังนั้นการตรวจหาสิ่งผิดปกติต่าง ๆ ที่ปรากฏขึ้นบริเวณจอตาของผู้ป่วยจากภาพสีจอตาได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้นนั้น จะช่วยทำให้การรักษาทำได้ง่าย มีประสิทธิภาพ และลดการสูญเสียการมองเห็นได้



(ก) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ



(ข) โรคเบาหวานขึ้นตา



(ค) โรคต้อกระจก



(ง) โรคต้อหิน

ภาพประกอบที่ 2-5 ภาพตัวอย่างการมองเห็นของผู้ป่วยโรคต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับจอตา [47]

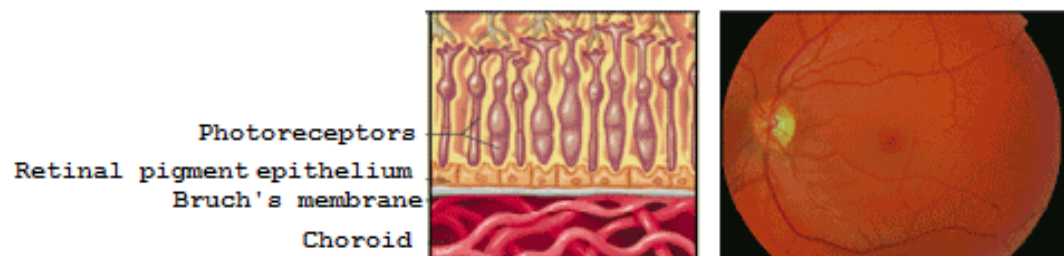
1) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (AMD) เป็นโรคที่เกิดจากการเสื่อมของจอตาบริเวณจุดภาพชัดของผู้สูงอายุ ทำให้การมองภาพบริเวณตรงกลางไม่ชัด คล้ายๆ มีจุดดำบังอยู่กลางภาพ หรือ เห็นภาพบิดเบี้ยวไป [47] ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-5 (ก) ในประเทศไทยโรค AMD เป็นโรคตาหนึ่งในสี่อันดับแรก ที่ทำให้ประชากรผู้สูงอายุสูญเสียการมองเห็น และทุกปีจะมีผู้สูงอายุประมาณ 3 หมื่นคนประสบปัญหาการมองเห็นจากโรคนี [47]

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ มีด้วยกัน 2 ชนิดได้แก่

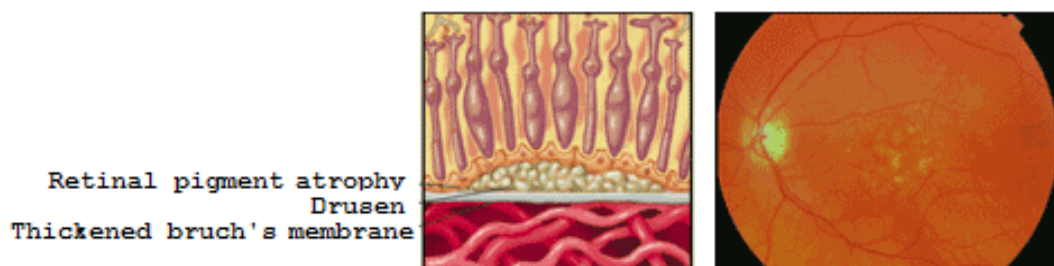
ชนิดที่ 1) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมชนิดแห้ง (Dry AMD) มีสาเหตุจากการเสื่อมสลายและบางลงของจุดภาพชัด จนทำให้เกิดจุดสีเหลือง หรือ Drusen ขึ้นบริเวณจุดภาพชัด โดยอาการมักจะเกิดขึ้นแบบค่อยเป็นค่อยไป จึงทำให้ความสามารถในการมองเห็นของผู้ป่วยค่อย ๆ ลดลงอย่างช้า ๆ จนนำไปสู่การมองเห็นที่บิดเบี้ยว หรือมีจุดดำบังอยู่กลางภาพ โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมชนิดนี้พบได้ประมาณร้อยละ 85-90 ของผู้ป่วยที่เป็นโรคนี

ชนิดที่ 2) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมชนิดเปียก (Wet AMD) เกิดขึ้นเนื่องจาก มีหลอดเลือดที่ผิดปกติงอกขึ้นใหม่ (Neovascularization) ในผนังลูกตาชั้นกลาง บริเวณใต้จุดภาพชัด โดยหลอดเลือดที่งอกขึ้นใหม่นี้ จะมีความเปราะบาง และฉีกขาด (หรือรั่วซึม) ได้ง่าย จึงทำให้มีเลือดและของเหลวไหลไปที่จุดภาพชัด โดยอาการมักจะเกิดขึ้นอย่างฉับพลัน และมีความรุนแรงมาก จึงทำให้ความสามารถในการมองเห็นของผู้ป่วยลดลงอย่างรวดเร็วจนอาจนำไปสู่ภาวะตาบอดได้ โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมชนิดนี้ พบได้เพียงประมาณร้อยละ 10-15 ของผู้ป่วยที่เป็นโรคนี้

ภาพประกอบที่ 2-6 (ก) แสดงตัวอย่างของภาพสีจอตาในคนปกติ ภาพประกอบที่ 2-6 (ข) และ (ค) แสดงตัวอย่างของภาพสีจอตาของผู้ป่วยชนิด Dry AMD ที่มีการสะสมของ Drusen และชนิด Wet AMD ที่มีหลอดเลือดงอกใหม่



(ก) จอตาคนปกติ



(ข) จอตาของผู้ป่วย AMD ชนิดแห้ง



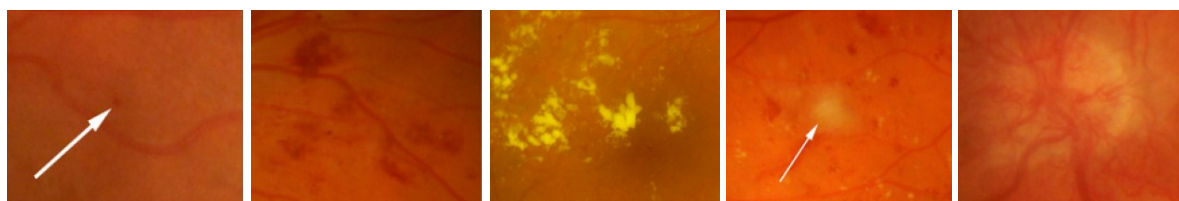
(ค) จอตาของผู้ป่วย AMD ชนิดเปียก

ภาพประกอบที่ 2-6 ภาพเปรียบเทียบจอตาของคนปกติกับผู้ป่วยโรค AMD [48]

2) โรคเบาหวานขึ้นตา (DR) ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวานมักจะมีระดับน้ำตาลในเลือดค่อนข้างสูง ซึ่งจะส่งผลให้ผนังหลอดเลือดในส่วนต่าง ๆ ของร่างกายรวมทั้งผนังหลอดเลือดบริเวณจอตาเสื่อมลง จึงทำให้มีเลือดหรือสารต่าง ๆ รั่วซึมออกมาจากหลอดเลือดที่เสื่อมเหล่านี้ได้ โรคเบาหวานขึ้นตามี 2 ระยะ คือ

ระยะที่ 1) ระยะนี้ผนังหลอดเลือดฝอยของจอตาที่มีความอ่อนแอจะเกิดการโป่งพอง (Microaneurysms) จนเมื่อหลอดเลือดฝอยที่โป่งพองมีการแตกออกจะทำให้เกิดจุดเลือดเล็กๆ ซึ่งเรียกว่า Dot Hemorrhages นอกจากนี้ ยังอาจจะมีน้ำและไขมันรั่วออกมาจากหลอดเลือดฝอยที่โป่งพอง ทำให้จอตาบวมน้ำ (Macular Edema) ส่งผลให้การมองเห็นของผู้ป่วยมัวลง

ระยะที่ 2) ร่างกายมีการสร้างหลอดเลือดฝอยขึ้นใหม่ แต่หลอดเลือดใหม่เหล่านี้จะมีลักษณะเปราะและฉีกขาดได้ง่าย จึงทำให้มีเลือดและน้ำเหลืองซึมออกมาจากหลอดเลือดฝอยในจอตา หากตรวจดูจอตาจะเห็นเลือด (Haemorrhages) และน้ำเหลือง (Exudate) ซึ่งมีด้วยกัน 2 ชนิดคือ Soft Exudate (หรือ Cotton-wool Spot) และ Hard Exudate น้ำเหลืองชนิด Soft Exudate จะมีลักษณะเป็นปื้นสีขาวหรือเทา ไม่มีขอบเขตที่ชัดเจน เกิดขึ้นจากหลอดเลือดในชั้น Nerve Fiber ของจอตาขาดเลือดเป็นหย่อม ๆ จึงทำให้มีการบวมขึ้น ส่วนน้ำเหลืองชนิด Hard Exudate จะมีลักษณะเป็นจุดหรือเป็นก้อนสีเหลืองหรือสีครีม มีขอบเขตที่ชัดเจน เกิดขึ้นจากการรั่วซึมออกมาของ Fatty Material ของหลอดเลือดในจอตา [49] ลักษณะทางพยาธิสภาพที่ผิดปกติที่ตรวจพบได้ในจอตาของผู้ป่วยโรคเบาหวานขึ้นตาดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-7 จะทำให้เกิดพังผืดดึงรั้งจอตา จนทำให้จอตาหลุดลอกได้ (Retinal Detachment) ทำให้เห็นเงาดำ ๆ ลอยไปมา หรือ มีจุดดำ ๆ มาบังตรงกลางของภาพดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-5 (ข)



(ก) Microaneurysms

(ข) Hemorrhages

(ค) Hard exudates

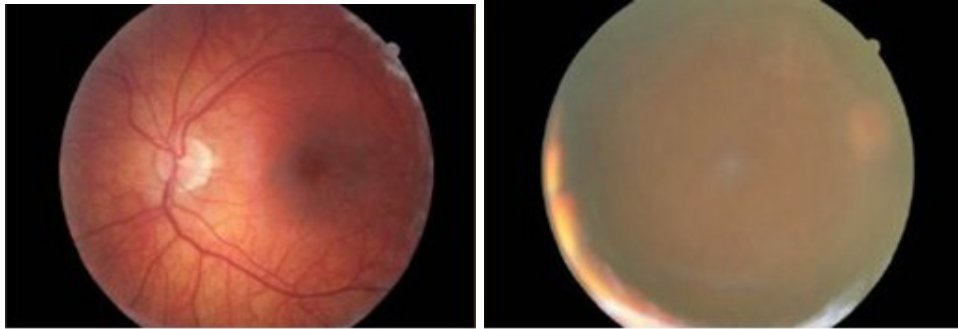
(ง) Soft exudate

(จ) Neovascularization

ภาพประกอบที่ 2-7 ลักษณะพยาธิที่ผิดปกติซึ่งปรากฏบนจอตาของผู้ป่วยโรคเบาหวาน [50]

3) โรคต้อกระจก (Cataract) เป็นโรคที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของเลนส์แก้วตาในผู้สูงอายุ จากที่มีลักษณะใสกลายเป็นขุ่น ทำให้การรวมแสงให้ไปตกบนจอภาพลดลง ส่งผล

กระทบต่อการรวมแสง จึงทำให้ตามัวลงเหมือนมีหมอกหรือฝ้า ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-5 (ค) ภาพประกอบที่ 2-8 (ก) แสดงภาพสีจอตาที่ถ่ายจากคนปกติ และภาพประกอบที่ 2-8 (ข) แสดงภาพสีจอตาที่ถ่ายจากผู้ป่วยโรคต้อกระจก

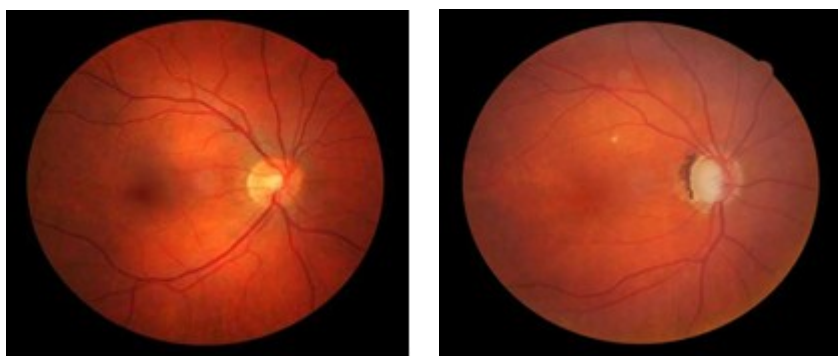


(ก) จอตาคนปกติ

(ข) จอตาผู้ป่วยโรคต้อกระจก

ภาพประกอบที่ 2-8 ภาพเปรียบเทียบจอตาของคนปกติกับผู้ป่วยโรคต้อกระจก [51]

4) โรคมืดอหีน (Glaucoma) เป็นภาวะที่เกี่ยวข้องกับระดับความดันในลูกตา โดยคนปกตินั้น น้ำในลูกตา (Aqueous Humor) ที่สร้างโดย Ciliary Body จะมีการไหลเวียนผ่านช่องม่านตา แล้วระบายออกทาง Trabecular Meshwork เพื่อรักษาระดับความดันของลูกตา แต่ผู้ป่วยโรคมืดอหีนจะมีความผิดปกติเกี่ยวกับการไหลเวียนของน้ำในลูกตา ทำให้ความดันในลูกตาสูงขึ้นจนถึงขั้นทำลายขั้วประสาท ส่งผลให้การมองเห็นแคบลงและมัวตรงขอบ ๆ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-5 (ง) ภาพประกอบที่ 2-9 (ก) แสดงภาพสีจอตาที่ถ่ายจากคนปกติ และ ภาพประกอบที่ 2-9 (ข) แสดงภาพสีจอตาที่ถ่ายจากผู้ป่วยโรคมืดอหีน



(ก) จอตาคนปกติ

(ข) จอตาผู้ป่วยโรคมืดอหีน

ภาพประกอบที่ 2-9 ภาพเปรียบเทียบจอตาของคนปกติกับผู้ป่วยโรคมืดอหีน [52]

## 2.4 ทฤษฎีและหลักการพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง (Basic Theory)

ทฤษฎีและหลักการพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาในงานวิจัยนี้ ประกอบด้วย 3 ทฤษฎีคือ 1) ทฤษฎีการกำหนดคุณลักษณะของฮิสโทแกรม (Histogram Specification: HS) ซึ่งใช้สำหรับแปลงค่าความเข้มแสงเดิมของภาพนำเข้าไปเป็นค่าความเข้มแสงใหม่ของภาพผลลัพธ์ 2) ทฤษฎีการแจกแจงค่าสุดขีดวงนัยทั่วไป (Generalize Extreme Value Distribution: GEV) ซึ่งใช้สำหรับประมาณค่าการกระจายค่าความเข้มแสงของภาพนำเข้า เพื่อสร้างฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์ตามที่ต้องการ (Desired/Specified Output Histogram) ซึ่งจะนำไปใช้ในกระบวนการทำ HS และ 3) ทฤษฎีโมเมนต์ถ่วงน้ำหนักด้วยความน่าจะเป็น (Probability Weight Moments: PWMs) ซึ่งใช้สำหรับการประมาณค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของการแจกแจงค่าสุดขีดวงนัยทั่วไป

### 2.4.1 การกำหนดคุณลักษณะของฮิสโทแกรม (Histogram Specification: HS)

การเกลี่ยฮิสโทแกรม (Histogram Equalization: HE) เป็นวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพทั่วไป โดยการเกลี่ยค่าความเข้มของแสงให้มีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ (Uniform Distribution) โดยใช้หลักการทางสถิติที่สำคัญ ได้แก่ ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น (Probability Density Function: PDF) และ ฟังก์ชันการแจกแจงความน่าจะเป็นสะสม (Cumulative Distribution Function: CDF) [16] การเกลี่ยฮิสโทแกรมสามารถปรับปรุงภาพให้มีคอนทราสต์ที่ดีขึ้น หากภาพเดิมนั้นมีการกระจายตัวของค่าความเข้มแสงค่อนข้างจะสม่ำเสมอ

กำหนดให้  $r$  แทนค่าระดับเทาของภาพนำเข้าที่ต้องการนำมาปรับปรุงคุณภาพ โดยที่  $r$  เป็นตัวแปรสุ่มแบบต่อเนื่องซึ่งได้รับการปรับค่าให้มีบรรทัดฐาน (Normalize) อยู่ในช่วง  $[0, 1]$  และมีฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นแบบต่อเนื่องเป็น  $p_r(r)$

สมมติให้  $T(r) = \int_{-\infty}^r p_r(w) dw$  เป็นฟังก์ชันการแจกแจงความน่าจะเป็นสะสมของ  $r$  ดังนั้น  $T(r)$  จะมีการกระจายค่าระดับสีเทาแบบต่อเนื่องอย่างสม่ำเสมอ ในช่วง  $[0, 1]$

สำหรับภาพระดับเทาซึ่งมีค่าความเข้มของแสงเป็นค่าไม่ต่อเนื่องและมีค่าอยู่ในช่วง  $[0, L-1]$  โดยที่  $L$  แทนจำนวนระดับความเข้มทั้งหมด (สำหรับภาพขนาด 8 บิต  $L$  มีค่าเท่ากับ 256) ดังนั้น  $(L-1) \times T(r)$  จึงกระจายอยู่ในช่วง  $[0, L-1]$  และ การแปลงค่าความเข้มของแสงเดิม ( $r$ ) ไปเป็นค่าใหม่  $(L-1) \times T(r)$  จึงเป็นการเกลี่ยความเข้มของภาพระดับเทาให้มีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ [16] [53] ดังนั้นฟังก์ชันการแปลงค่าความเข้มของแสงเดิม ( $r$ ) เป็นระดับความเข้มของแสงค่าใหม่ ( $z$ ) ด้วยวิธีการเกลี่ยฮิสโทแกรม สามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการ



$$z = (L-1)T(r) = (L-1) \int_{-\infty}^r p_r(w) dw \quad (2.1)$$

โดยที่  $w$  เป็นตัวแปรของการหาปริพันธ์ (Integration Variable)

การเกลี่ยฮิสโทแกรม เป็นวิธีปรับปรุงคุณภาพที่ทำให้ภาพผลลัพธ์มีการกระจายของค่าระดับเทาอย่างสม่ำเสมอในทุกค่า แต่วิธีนี้ไม่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้ปรับปรุงภาพสีจอตา เนื่องจากภาพสีจอตามักจะมีการกระจายของค่าระดับเทาที่ค่อนข้างซับซ้อนและไม่สม่ำเสมอ อีกทั้งการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตานั้น นอกจากจะต้องปรับปรุงคอนทราสต์แล้ว ยังจำเป็นจะต้องมีการปรับปรุงความสมดุลของสีด้วย ข้อจำกัดของวิธีการเกลี่ยฮิสโทแกรมนี้สามารถแก้ไขได้โดยการใช้ HS ซึ่งเป็นวิธีการปรับปรุงคุณภาพที่สามารถกำหนดลักษณะการกระจายของค่าระดับเทาของภาพผลลัพธ์ให้มีคอนทราสต์ ความสมดุลสี ตามที่ต้องการหรือระบุไว้ได้

กำหนดให้  $g$  แทนค่าระดับเทาของภาพผลลัพธ์ที่ต้องการและ  $p_g(g)$  แทนฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของภาพผลลัพธ์ที่ต้องการ (Specified PDF)

Pratt [17] ได้นิยามฟังก์ชันการแจกแจงความน่าจะเป็นสะสมของ  $g$  ดังสมการ

$$H(g) = (L-1) \int_{-\infty}^g p_g(u) du = z \quad (2.2)$$

โดยที่  $u$  เป็นตัวแปรของการหาปริพันธ์

จากสมการที่ (2.1) และ (2.2) ค่าระดับเทาใหม่  $g$  ของภาพผลลัพธ์ที่ต้องการสามารถคำนวณได้จาก

$$g = H^{-1}(z) \quad (2.3)$$

โดยที่  $H^{-1}$  คือ ฟังก์ชันการแปลงผกผัน ซึ่งจะแปลงค่าระดับเทาเดิมของภาพนำเข้าไปเป็นค่าระดับเทาใหม่  $g$  โดยที่มีการกระจายของค่าระดับเทาเป็นไปตามที่ต้องการ ซึ่งได้ระบุไว้ด้วย  $p_g(g)$  สำหรับรายละเอียดเพิ่มเติมอื่น ๆ นั้นสามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก [16] ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น  $p_g(g)$  ในสมการที่ (2.2) มีด้วยกันหลายฟังก์ชัน ได้แก่ ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นเอกกรุป (Uniform) ไฮเพอร์โบลิก (Hyperbolic) เลขชี้กำลัง (Exponential) เรย์เล (Rayleigh) [17] และ ค่าสุดขีดวงนัยทั่วไป (Generalized Extreme Value : GEV) [54]

ผู้วิจัยได้เลือกใช้ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นแบบ GEV เนื่องจากฟังก์ชันนี้มีพารามิเตอร์ 3 ตัว ซึ่งสามารถปรับโทน คอนทราสต์และค่าศูนย์กลางของความสว่างซึ่งมีผลต่อความสมดุลสีได้

#### 2.4.2 การแจกแจงข้อมูลแบบค่าสุดขีดวงนัยทั่วไป (Generalized Extreme Value Distribution: GEV)

ทฤษฎีค่าสุดขีด (Extreme Value Theory) เป็นทฤษฎีทางด้านสถิติที่นำมาใช้กับข้อมูลที่เกี่ยวข้องมาเฉพาะค่าสุดขีด (Extreme Value) ซึ่งอาจเป็นค่าสูงสุด (Maxima) หรือต่ำสุด (Minima) เช่น อุณหภูมิต่ำสุด-สูงสุดในแต่ละวัน ปริมาณน้ำต่ำสุด-สูงสุดในแต่ละวัน เป็นต้น

กำหนดให้  $X$  เป็นตัวแปรสุ่ม ที่มีฟังก์ชันการกระจายเป็น  $F$  และให้  $X_1, X_2, \dots, X_n$  เป็นตัวแปรสุ่ม  $n$  ตัว โดยที่ตัวแปรสุ่มแต่ละตัวเป็นอิสระต่อกัน และมีฟังก์ชันการกระจายเป็น  $F$  เหมือนกัน (Independent and Identical Distribute: iid) และกำหนดให้  $M_n$  เป็นค่าสูงสุด โดยที่  $M_n = \max\{X_1, \dots, X_n\}$

ถ้า  $M_n \leq x$  แล้ว  $X_1 \leq x, X_2 \leq x, \dots, X_n \leq x$  ดังนั้น ความน่าจะเป็นสะสมที่  $M_n$  มีค่าน้อยกว่า  $x$  สามารถเขียนได้ ดังนี้

$$P(M_n \leq x) = P(X_1 \leq x, \dots, X_n \leq x) \quad (2.4)$$

จากคุณสมบัติ Independent และ Identically Distributed จึงสามารถเขียนสมการ (2.4) ได้ใหม่ ดังนี้

$$P(M_n \leq x) = P(X_1 \leq x, \dots, X_n \leq x) = P(X_1 \leq x) \times \dots \times P(X_n \leq x) = (F(x))^n \quad (2.5)$$

ถ้ามีชุดตัวเลขจำนวนจริง  $a_n$  และ  $b_n$  ซึ่งทำให้สมการ (2.6) เป็นจริง

$$\lim_{n \rightarrow \infty} P\left\{\frac{M_n - b_n}{a_n} \leq x\right\} \equiv \lim_{n \rightarrow \infty} F^n(a_n x + b_n) \rightarrow G(x), \quad n \rightarrow \infty \quad (2.6)$$

แล้ว  $G(x)$  จะเป็นการแจกแจงข้อมูลแบบค่าสุดขีดวงนัยทั่วไป

สำหรับรายละเอียดเกี่ยวกับทฤษฎี GEV สามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก [54] ส่วนการประยุกต์ใช้ GEV ในงานด้านต่าง ๆ สามารถศึกษาได้จาก [55]

ฟังก์ชันการแจกแจงสะสมของการแจกแจงข้อมูลแบบ GEV สามารถเขียนเป็นสมการได้ ดังนี้ [56]

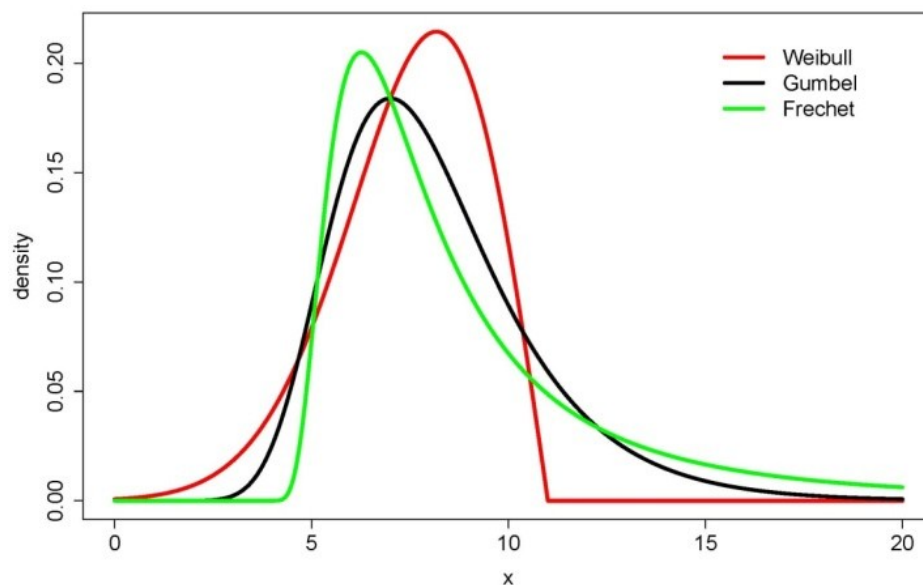
$$y = F(x) = \begin{cases} \exp\left\{-\left[1-\kappa\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]^{1/\kappa}\right\}, & \kappa \neq 0, \begin{cases} \mu+\sigma/\kappa \leq x < \infty, & \text{for } \kappa < 0; \\ -\infty < x \leq \mu+\sigma/\kappa, & \text{for } \kappa > 0; \end{cases} \\ \exp\left\{-\exp\left[-\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]\right\}, & -\infty < x < \infty, \text{ for } \kappa=0. \end{cases} \quad (2.7)$$

โดยที่พารามิเตอร์ตำแหน่ง (Location) แทนด้วยสัญลักษณ์  $\mu$  เป็นตัวกำหนดฐานนิยม (Mode) ของการแจกแจงข้อมูล พารามิเตอร์สเกล (Scale) แทนด้วยสัญลักษณ์  $\sigma$  เป็นตัวกำหนดความแปรปรวนของการแจกแจงข้อมูล และพารามิเตอร์รูปร่าง (Shape) แทนด้วยสัญลักษณ์  $\kappa$  เป็นตัวกำหนดรูปแบบการแจกแจงข้อมูลและความลาดเอียงของส่วนหางซึ่งมี 3 กรณีดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-10 ดังนี้

กรณีที่ 1 เมื่อค่า  $\kappa$  มากกว่าศูนย์ จะเป็นการแจกแจงแบบไวบูล (Weibull) หรือ Type III ซึ่งหางจะมีลักษณะสั้น (Short-tailed Distribution)

กรณีที่ 2 เมื่อค่า  $\kappa$  น้อยกว่าศูนย์ จะเป็นการแจกแจงแบบฟร็ีเชท (Frechet) หรือ Type II ซึ่งหางจะมีลักษณะลาดยาว (Long-tailed Distribution)

กรณีที่ 3 เมื่อค่า  $\kappa$  มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ จะเป็นการแจกแจงแบบกัมเบล (Gumbel) หรือ Type I ซึ่งหางจะมีลักษณะแบบเลขชี้กำลัง (Exponentially-tailed Distribution) [57] [58] [59]



ภาพประกอบที่ 2-10 ลักษณะการกระจายข้อมูลแบบ Weibull, Gumbel และ Frechet [57]

เพื่อให้ผู้อ่านเข้าใจง่ายและไม่เกิดความสับสน ผู้วิจัยจะเรียกชื่อพารามิเตอร์ทั้งสามตัวของ GEV ว่า พารามิเตอร์ Shape พารามิเตอร์ Scale และพารามิเตอร์ Location

ในงานวิจัยนี้พารามิเตอร์ทั้งสามตัวของ GEV จะใช้สำหรับปรับปรุงค่าความสว่างคอนทราสต์ และความสมคูลสี ของภาพสีจอตตา โดยฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็น ซึ่งสมนัยกับสมการที่ (2.7) คือ

$$f(x) = \begin{cases} \exp\left\{-\left(1+\kappa(x-\mu)/\sigma\right)^{-1/\kappa}\right\} \frac{1}{\sigma} \left[1+\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)\right]^{-\frac{1}{\kappa}-1} & \begin{cases} \mu+\sigma/\kappa \leq x < \infty, \text{ for } \kappa < 0; \\ -\infty < x \leq \mu+\sigma/\kappa, \text{ for } \kappa > 0; \end{cases} \\ \exp\left\{-\exp\left[-\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]\right\} \frac{1}{\sigma} \exp\left[-\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right], & -\infty < x < \infty, \text{ for } \kappa=0. \end{cases} \quad (2.8)$$

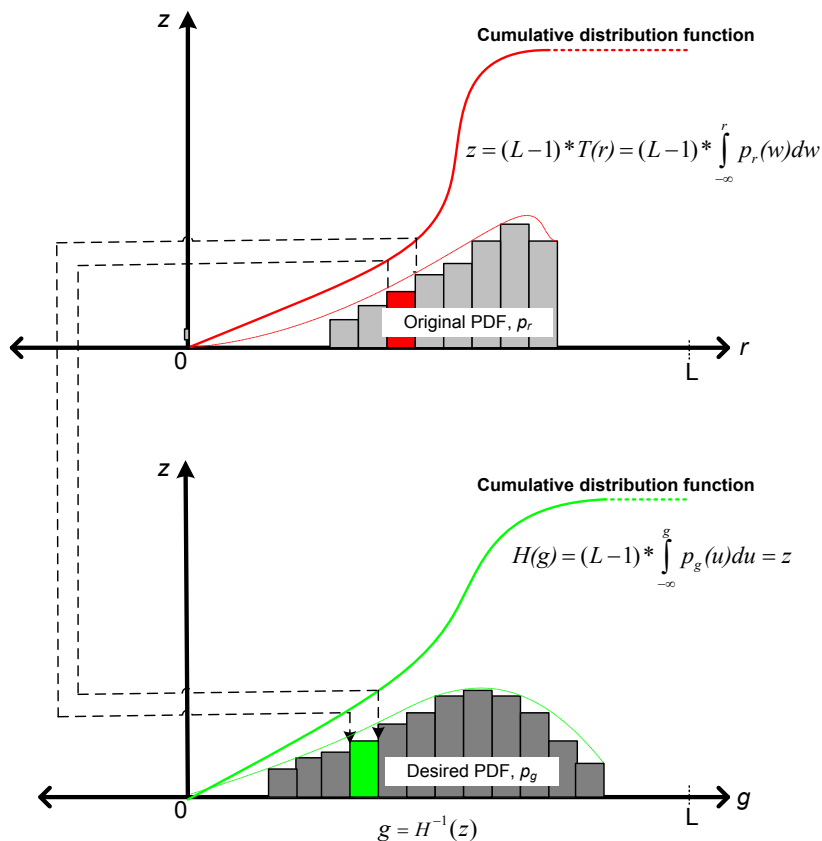
เนื่องจากฟังก์ชันการแจกแจงความน่าจะเป็นสะสมของ GEV เป็นฟังก์ชันที่สามารถผกผันได้ จึงสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบดังนี้ได้

$$x = F^{-1}(y) = \begin{cases} \mu + \frac{\sigma}{\kappa} \left[1 - (-\ln y)^\kappa\right] & \text{for } \kappa \neq 0; \\ \mu - \sigma \ln(-\ln y) & \text{for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (2.9)$$

สำหรับการออกแบบ Histogram Specification โดยอาศัยการแจกแจงข้อมูลแบบ GEV นั้น ฟังก์ชันผกผัน  $H^{-1}$  ในสมการที่ (2.3) จะถูกแทนด้วยฟังก์ชันผกผัน  $F^{-1}$  ในสมการที่ (2.9) ดังนั้นค่าระดับเทาใหม่  $g$  สามารถคำนวณได้จากฟังก์ชันการแปลงข้อมูล ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปสมการ

$$g = H^{-1}(z) = \begin{cases} \mu + \frac{\sigma}{\kappa} \left[1 - (-\ln z)^\kappa\right] & \text{for } \kappa \neq 0; \\ \mu - \sigma \ln(-\ln z) & \text{for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (2.10)$$

ภาพประกอบที่ 2-11 แสดงตัวอย่างการปรับปรุงการกระจายค่าระดับเทาด้วยวิธี Histogram Specification โดยอาศัยการแจกแจงข้อมูลแบบ GEV โดยที่  $p_r$  และ  $p_g$  คือ PDF ภาพนำเข้า และภาพผลลัพธ์ที่ต้องการ ในขณะที่  $z$  และ  $H_g$  คือ CDF ของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ที่ต้องการ ส่วนค่าความเข้มเดิม ( $r$ ) จะแปลงค่า (Map) ไปเป็นค่าความเข้มค่าใหม่ ( $g$ ) ด้วยฟังก์ชัน  $H^{-1}(z)$



ภาพประกอบที่ 2-11 กระบวนการปรับปรุงการกระจายค่าระดับเทาด้วยวิธี Histogram Specification โดยอาศัยการแจกแจงข้อมูลแบบ GEV

คุณภาพของการปรับปรุงภาพสีจอตาคด้วยวิธี Histogram Specification จะขึ้นอยู่กับ การออกแบบพารามิเตอร์ GEV ให้เหมาะสม โดยพารามิเตอร์ดังกล่าวสามารถประมาณค่าด้วยวิธี PWMs

### 2.4.3 โมเมนต์ตามสัดส่วนความน่าจะเป็น (Probability Weighted Moments: PWMs)

พารามิเตอร์ทั้งสามตัวของการแจกแจงแบบ GEV ได้แก่ พารามิเตอร์ Shape, Scale และ Location สามารถประมาณค่าด้วยวิธี PWMs ซึ่งเป็นวิธีที่นำเสนอโดย Hosking และคณะ [35] พารามิเตอร์ทั้งสามตัวสามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\hat{c} = 7.8590c + 2.9554c^2 \quad (2.11)$$

$$\hat{\sigma} = \frac{(2b_1 - b_0)\hat{\kappa}}{(1 - 2^{-\hat{\kappa}})\Gamma(1 + \hat{\kappa})} \quad (2.12)$$

$$\hat{\mu} = b_0 - \frac{\hat{\sigma}}{\hat{\kappa}} [1 - \Gamma(1 + \hat{\kappa})] \quad (2.13)$$

โดยที่  $c = (2b_1 - b_0) / (3b_2 - b_0) - \log 2 / \log 3$  และ  $\Gamma$  คือฟังก์ชันแกมมา (Gamma Function) ส่วนค่าของ  $b_0, b_1,$  และ  $b_2$  คือ ค่าโมเมนต์อันดับที่ 1 (ค่าเฉลี่ย) 2 และ 3 ที่ได้จากการประมาณค่าแบบไม่อคติ ดังนี้

$$b_r = \sum_{i=1}^n \frac{(i-1)(i-2)(i-3)\dots(i-r)}{n(n-1)(n-2)(n-3)\dots(n-r)} x(i), \quad r = 0, 1, 2, \dots \quad (2.14)$$

โดยที่  $x_{(i)}$  แทน ข้อมูลจัดลำดับที่อยู่ลำดับที่  $i$  จากกลุ่มตัวอย่างขนาด  $n$  ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบเซตดังนี้  $\{x_{(1)} \leq x_{(2)} \leq x_{(3)} \leq \dots \leq x_{(n)}\}$

## 2.5 บทสรุป

ในบทนี้ได้นำเสนอความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับกายวิภาคของตา โรคต่าง ๆ ทางตาที่เป็นสาเหตุทำให้ผู้ป่วยเกิดปัญหาเกี่ยวกับการมองเห็น และรอยโรคต่าง ๆ ที่ปรากฏอยู่บนภาพสีจอตา ตลอดจนทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ได้แก่ HS, GEV และ PWMs ในบทถัดไปจะนำเสนอ การวิเคราะห์ ออกแบบและพัฒนาขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา

## บทที่ 3

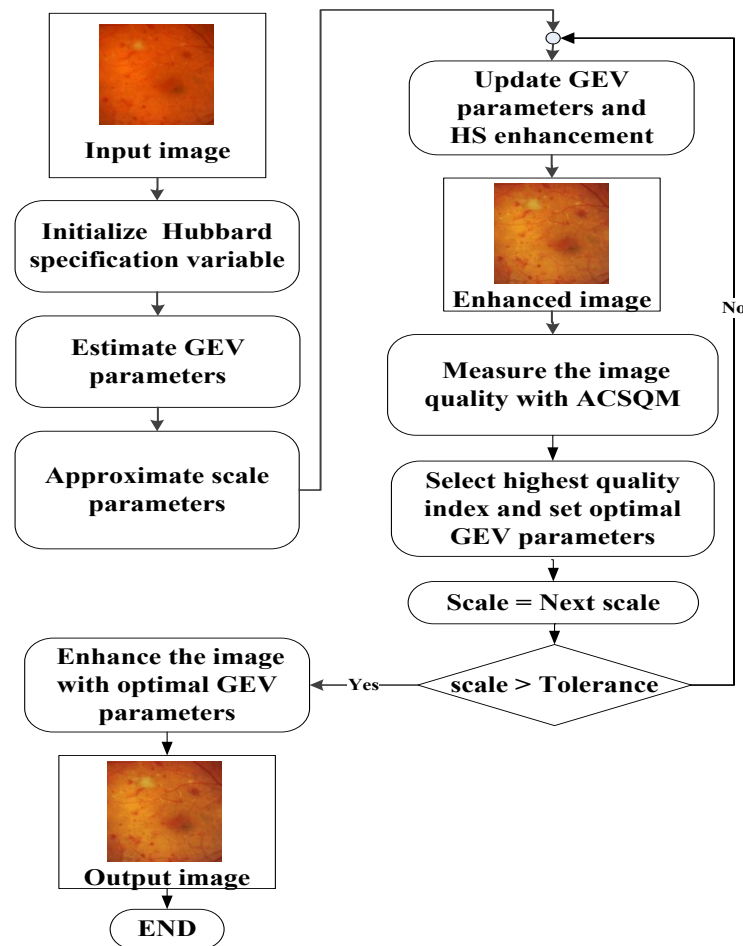
### การวิเคราะห์ออกแบบและพัฒนา

#### 3.1 บทนำ

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ที่มีชื่อว่า Color Balance and Contrast Enhancement หรือ CBCE โดยการปรับปรุงคอนทราสต์ ความสมดุลของสี และค่าความชัดในพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมากเกินไป เพื่อให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้มีความเหมาะสมกับการมองเห็นด้วยตาเปล่า โดยสามารถเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพหรือรอยโรคที่เกิดขึ้นได้อย่างชัดเจนมากขึ้น อันจะส่งผลให้จักษุแพทย์สามารถวินิจฉัยโรคที่ปรากฏสิ่งผิดปกติบนจอตาของผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องมากยิ่งขึ้น

กระบวนการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาของวิธีที่นำเสนอ สามารถเขียนเป็นผังงานดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-1 โดยการทำงานจะเริ่มจากการกำหนดค่าให้กับตัวแปรที่ใช้สำหรับควบคุมระดับความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตา ตามข้อกำหนดของแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] หลังจากนั้น ข้อมูลค่าความเข้มแสง (Intensity) ในแต่ละแบนด์จะนำมาใช้ประมาณค่าพารามิเตอร์ของ GEV แต่ในกรณีที่ภาพมีขนาดใหญ่มาก การคำนวณจากทุกพิกเซลจะต้องใช้เวลาค่อนข้างมาก ดังนั้นจึงมีความจำเป็นต้องใช้การสุ่มเลือกตัวแทนเพียงบางส่วนจากภาพโดยการลดขนาดของภาพให้เล็กลง (ในทางสถิติ ภาพที่มีขนาดเล็กจะเรียกว่า กลุ่มตัวอย่าง) แล้วใช้ค่าประมาณของพารามิเตอร์หรือตัวสถิติไปประมาณเป็นค่าพารามิเตอร์ของ GEV ซึ่งประกอบด้วย พารามิเตอร์ Shape, Scale และ Location พารามิเตอร์ทั้งสามตัวนี้จะสามารถประมาณค่าด้วยวิธี PWMs ต่อจากนั้น ค่าพารามิเตอร์ Shape และ Location ที่ได้จากการประมาณค่า จะนำไปใช้ปรับจูนค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพธ์ เนื่องจากผู้วิจัยได้กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ (Tolerance) ของพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพธ์ให้มีความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง  $[-5, 10]$  ดังนั้น ขั้นตอนต่อไปคือการวนซ้ำ เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาด้วยค่าพารามิเตอร์ Scale ในช่วง  $[-5, 10]$  เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับภาพผลลัพธ์ ในแต่ละรอบของการวนซ้ำ ความสมดุลสีของภาพจะได้รับการปรับปรุงด้วยพารามิเตอร์ Location ส่วนคอนทราสต์ของภาพจะปรับปรุงด้วยพารามิเตอร์ Scale ภาพที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพซึ่งเกิดขึ้นในแต่ละรอบจะนำไปวัดคุณภาพด้วยตัววัดคุณภาพที่ชื่อ Achromatic Contrast Sensitivity Quality Metric (ACSQM) ซึ่งผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้น ค่าของพารามิเตอร์ GEV ที่ทำให้ภาพที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพมีค่า ACSQM มากที่สุด จะ

นำไปใช้ในการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตารายละเอียดของแต่ละส่วนจะได้กล่าวถึงในหัวข้อ 3.2 – 3.3 ต่อไป



ภาพประกอบที่ 3-1 ผังการทำงานของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

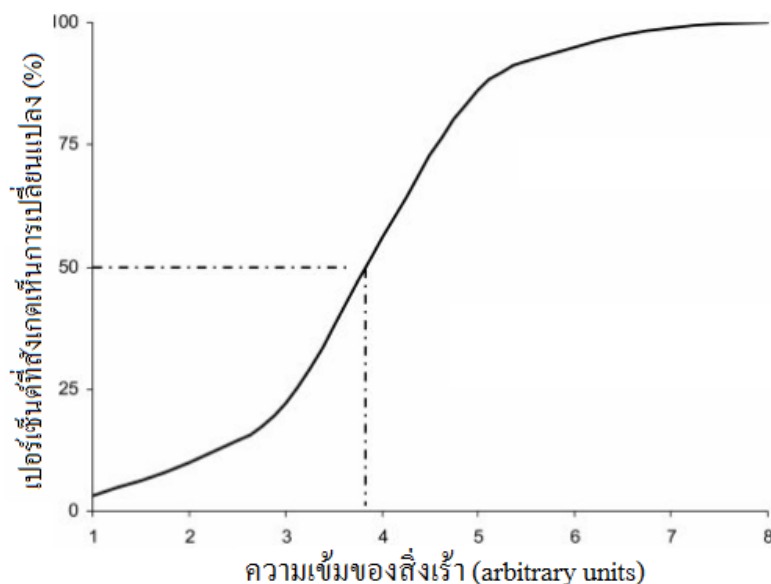
### 3.2 ตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ

งานวิจัยนี้ได้ออกแบบตัววัดคุณภาพที่ชื่อ Achromatic Contrast Sensitivity Quality Metric หรือ ACSQM สำหรับใช้วัดคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ ซึ่งเป็นการวัดระหว่างขั้นตอนการทดสอบการปรับจูนพารามิเตอร์ Scale ในช่วงความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ โดยค่าพารามิเตอร์ GEV ที่ทำให้ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพนั้นมีค่า ACSQM มากที่สุด จะได้รับการคัดเลือกให้เป็นค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตานำเสนอ



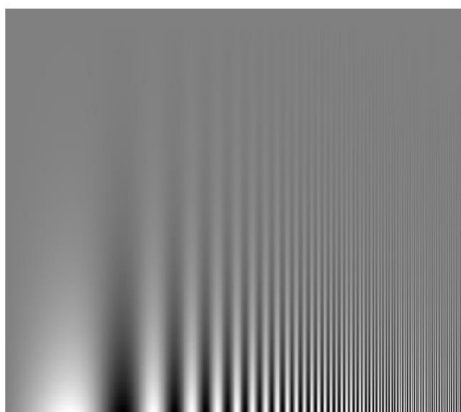
ตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตา ACSQM อาศัยหลักการที่เกี่ยวข้องกับกลไกการรับรู้ การมองเห็นของมนุษย์ (Human Perception Mechanism) นั่นคือ มนุษย์สามารถรับรู้ความรู้สึกที่มี ต่อสิ่งที่มองเห็นได้ไวต่อส่วนที่เป็นขอบของภาพ [17] มาเป็นพื้นฐานในการออกแบบตัววัดคุณภาพ การศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างการรับรู้ผ่านการมองเห็นที่มีต่อสิ่งเร้า (สิ่งเร้าในกรณีนี้หมายถึง ขอบของภาพ) ของมนุษย์และปริมาณความเข้มของสิ่งเร้าที่เป็นตัวกระตุ้นจะเรียกว่า จิตฟิสิกส์ (Psychophysics) [60] ในทางจิตฟิสิกส์ ปริมาณความเข้มที่น้อยที่สุดของสิ่งเร้าที่ทำให้ระบบ ประสาทสัมผัสทางตาสามารถแยกความแตกต่างของสิ่งที่มองเห็นได้จะเรียกว่า ขีดแบ่ง (Threshold) ซึ่งมี 2 ประเภท คือ 1) ขีดแบ่งสัมบูรณ์ (Absolute Threshold) หมายถึง ความเข้มของสิ่งเร้าที่น้อย ที่สุดที่ทำให้สามารถรับรู้ความรู้สึกได้ เช่น มนุษย์สามารถมีรับรู้ความรู้สึกเห็นแสงเปลวไฟจากเทียนไข ได้ในระยะ 48 กิโลเมตรในคืนที่มีดสนิท [61] และ 2) ขีดแบ่งความแตกต่าง (Difference Threshold) หมายถึง การเปลี่ยนแปลงหรือปริมาณความเข้มของสิ่งเร้าที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงจากความเข้มของสิ่ง เร้าเดิม จนทำให้สามารถรับรู้ความรู้สึกได้ถึงถึงการเปลี่ยนแปลงของสิ่งเร้าเดิมได้ (โดยที่ความเข้มของ สิ่งเร้าเดิมมีค่ามากกว่าขีดแบ่งสัมบูรณ์) ขีดแบ่งความแตกต่างนี้มีชื่อเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Just Noticeable Difference (JND) การศึกษาเรื่องของค่าขีดแบ่งสามารถนำมาใช้อธิบายเรื่องการรับรู้ หรือการแยกแยะความแตกต่างของแสงหรือสีต่าง ๆ ได้ เช่น สีเทาเข้ม สีเทาอ่อน เป็นต้น [60]

ในทางปฏิบัติ จะไม่สามารถหาค่าขีดแบ่งแบบชัดเจนที่สามารถบอกได้ว่า ค่าความ เข้มที่ต่ำกว่าค่าขีดแบ่งจะไม่สามารถรับรู้ถึงการเปลี่ยนแปลง ส่วนค่าความเข้มที่สูงกว่าขีดแบ่งจะ สามารถรับรู้ถึงการเปลี่ยนแปลงได้แน่นอน แต่ค่าความเข้มที่เพิ่มขึ้นจะทำให้ความน่าจะเป็นที่ สามารถรับรู้ความรู้สึกได้ ค่อย ๆ เพิ่มขึ้นตามไปด้วย โดยทั่วไปจะกำหนดให้ค่าความเข้มที่มีความ น่าจะเป็นของการรับรู้จากการมองเห็นที่ 50 % นั้นเป็นค่าขีดแบ่ง ภาพประกอบที่ 3-2 ซึ่งนำเสนอ โดย Cali M Fidopiastis แสดงตัวอย่างผลการทดลองสำหรับการหาความเข้มที่น้อยที่สุดที่สามารถ รับรู้ความรู้สึกได้ โดยข้อมูลในแกน X แทนระดับความเข้มของสิ่งเร้าต่าง ๆ ซึ่งอาจเป็น ความ เปรียบต่าง หรือ ขนาดของวัตถุ เป็นต้น ส่วนข้อมูลในแกน Y จะแทนข้อมูลจำนวนเปอร์เซ็นต์ที่ผู้ สังเกตสามารถรับรู้ถึงการเปลี่ยนแปลงได้ ดังนั้น ระดับความเข้มที่ทำให้สามารถรับรู้จากการ มองเห็นได้ 50 % ซึ่งมีค่าประมาณ 3.8 จะเป็นค่าขีดแบ่ง ส่วนฟังก์ชันที่ใช้อธิบายความน่าจะเป็นที่ สามารถสังเกตเห็นการเปลี่ยนแปลงได้จากระดับความเข้มของสิ่งเร้าที่ค่าต่าง ๆ จะเรียกว่า ฟังก์ชัน การวัดทางจิตวิทยา (Psychometric Function)

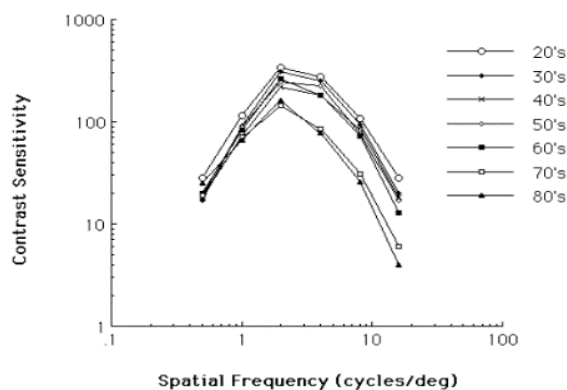


ภาพประกอบที่ 3-2 ฟังก์ชันการวัดทางจิตวิทยา [Cali M Fidopiastis]

ตัวผกผันการคูณของค่าขีดแบ่ง จะเรียกว่า ความไวต่อคอนทราสต์ (Contrast Sensitivity) อันหมายถึงความสามารถของมนุษย์ในการแยกความแตกต่างระหว่างความมืดและความสว่าง ซึ่งสามารถทำการทดสอบได้โดยใช้สิ่งเร้าที่เป็นภาพของคลื่นไซน์ (Sine-Wave Gratings) ไล่ระดับสีดำ-ขาว ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-3 (ก) เพื่อแทนความมืดและความสว่าง ความกว้างของคลื่นไซน์จะสามารถกำหนดโดยการเพิ่มและลดความถี่ของคลื่นไซน์ต่อ 1 มุมสายตา (Visual Angle) ส่วนความคมชัดของคลื่นไซน์จะกำหนดด้วยระยะห่างของลูมินานซ์ที่มีค่ามากที่สุดกับค่าน้อยสุดในหนึ่งรอบคลื่น ในกรณีนี้ ค่าขีดแบ่งจะหมายถึง ระยะห่างของค่าลูมินานซ์ที่น้อยที่สุดที่ผู้ทดสอบสามารถแยกความแตกต่างของช่องคลื่นไซน์ออกจากกันได้ ภาพประกอบที่ 3-3 (ข) แสดงตัวอย่างความสัมพันธ์ระหว่างความถี่เชิงพื้นที่กับค่า Contrast Sensitivity ของผู้สังเกตที่มีอายุ 20, 30, 40, 50, 60, 70 และ 80 ปี จากภาพประกอบที่ 3-3 (ข) แสดงให้เห็นว่า มนุษย์ไม่สามารถมองเห็นความแตกต่างในภาพขนาดเล็กที่มีคอนทราสต์น้อย แต่สามารถเห็นความแตกต่างได้ดีขึ้นเมื่อมีคอนทราสต์มากขึ้น และอายุก็เป็นอีกปัจจัยที่มีผลต่อความไวต่อคอนทราสต์ โดยผู้ที่มีอายุน้อยจะมีความไวต่อคอนทราสต์มากกว่าผู้ที่มีอายุมาก ความสัมพันธ์ของความถี่เชิงพื้นที่กับค่า Contrast Sensitivity สามารถนำมาเขียนเป็นสมการทางคณิตศาสตร์ที่เรียกว่า ฟังก์ชันความไวต่อความเปรียบต่าง (Contrast Sensitivity Function : CSF)



(ก) Sine-Wave Grating



(ข) CSF

ภาพประกอบที่ 3-3 ตัวอย่าง Sine-Wave Grating และ CSF [Christine Schieber]

สำหรับแนวความคิดพื้นฐานในการพัฒนาตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตานั้น ผู้วิจัยใช้หลักการที่สำคัญสองประการ ประการแรกคือ ระบบการมองเห็นของตามนุษย์ (Human Visual System) จะสามารถแยกวัตถุออกจากพื้นหลังได้ดี เมื่อลูมิแนนซ์หรือสีของวัตถุและพื้นหลังมีความแตกต่างกันมากพอ โดยที่การเปลี่ยนแปลงความเข้มของลูมิแนนซ์จะมีบทบาทความสำคัญมากกว่าการเปลี่ยนแปลงของสี [62] [63] และจะมีความรู้สึกไว (Sensitive) กับคอนทราสต์มากกว่าการเลื่อนค่าเฉลี่ย (Mean Shift) ของลูมิแนนซ์ [64] ประการที่สองคือ ในปัจจุบันมีงานวิจัยหลายชิ้นที่เกี่ยวข้องกับการสร้างตัววัดคุณภาพของภาพได้นำเอาฟังก์ชัน CSF มาประยุกต์ใช้เพื่อหาค่าถ่วงน้ำหนักความถี่เชิงพื้นที่ (Spatial Frequency) ของสิ่งเร้าทางการมองเห็นของมนุษย์ (Human Visual Stimuli) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อสกัดเอาสารสนเทศที่สำคัญและโดดเด่น (Prominent Information) ในภาพออกมา โดยอาศัยหลักการของการมองเห็นของมนุษย์ [65] [66] โดยในปี 2013 Yeganeh และคณะ [67] ได้นำเสนอตัววัดคุณภาพ TMQI ซึ่งประยุกต์ใช้ CSF เพื่อวัดเหมือนเชิงโครงสร้างของภาพและความเป็นธรรมชาติของภาพ แต่อย่างไรก็ตาม การวัดความเป็นธรรมชาติของภาพโดยวิธีนี้จะอาศัยข้อมูลเชิงสถิติจากภาพจำนวน 3000 ภาพ ที่เป็นภาพระดับเทาและมีฉากเป็นธรรมชาติทั่วไป ซึ่งภาพดังกล่าวมีความแตกต่างกับภาพสีจอตเป็นอย่างมาก ดังนั้นตัววัดคุณภาพ TMQI จึงไม่มีความเหมาะสมสำหรับใช้วัดคุณภาพของภาพสีจอต

จากหลักการที่ได้กล่าวมาทั้งสองประการในข้างต้น งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ลูมิแนนซ์ของภาพมากรองด้วยฟังก์ชัน CSF เพื่อทำให้เห็นลักษณะทางพยาธิสภาพที่สำคัญและโดดเด่นจาก

ภาพสีจอตาได้ชัดเจนขึ้น แล้วจึงคำนวณหาส่วนที่เป็นขอบของภาพ หลังจากนั้นจึงวัดคุณภาพของภาพสีจอตาโดยใช้ฟังก์ชันการวัดทางจิตวิทยา ดังแสดงในรายละเอียดต่อไปนี้

### 3.2.1 กระบวนการของตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตา (ACSQM Process)

การคำนวณตัววัดคุณภาพ ACSQM เริ่มต้นจากนำภาพสีจอตาที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพแล้ว มาคำนวณหาค่าลูมิแนนซ์ในแต่ละพิกเซลด้วยสมการที่ (3.1) ซึ่งจะได้ผลลัพธ์เป็นภาพลูมิแนนซ์  $L$  ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-5 (ก)

$$L = 0.2126R + 0.7152G + 0.0722B \quad (3.1)$$

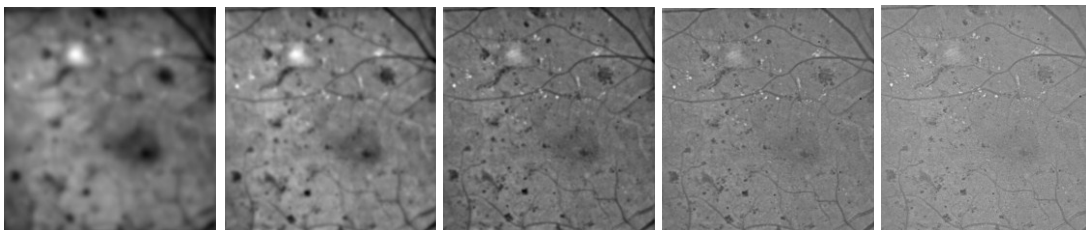
โดยที่  $R$ ,  $G$  และ  $B$  คือ ค่าความเข้มแสงของแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน ตามลำดับ

หลังจากนั้นจะนำภาพลูมิแนนซ์มากรองด้วย CSF เพื่อให้เห็นลักษณะทางพยาธิสภาพที่แตกต่างจากฉากหลังของภาพสีจอตาได้ชัดเจนขึ้น ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้แบบจำลอง CSF ของ Mannos และ Sakrison [68] ดังแสดงในสมการที่ (3.2)

$$\text{CSF}(sf) = a(z + sf / f_0)e^{-(sf / f_0)^d} \quad (3.2)$$

โดยที่พารามิเตอร์  $a$  เป็นค่าคงที่ พารามิเตอร์  $z$  คือ จุดตัดแกน  $y$  พารามิเตอร์  $f_0$  คือ ค่าความถี่ (ตำแหน่งในแกน  $x$ ) ที่มีค่า CSF สูงที่สุด พารามิเตอร์  $d$  คือ ตัวแปรควบคุมความชันของส่วนปลายหาง และ พารามิเตอร์  $sf$  คือ ความถี่เชิงพื้นที่ (Spatial Frequency) โดยค่าของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ได้ใช้ค่าตามที่ได้ระบุไว้ในงานวิจัยของ Mannos และ Sakrison ซึ่งกำหนดค่าให้พารามิเตอร์  $a = 2.6$ ,  $z = 0.0192$ ,  $f_0 = 8.772$  และ  $d = 1.1$  [68]

สำหรับค่าของพารามิเตอร์  $sf$  ในสมการที่ (3.2) ผู้วิจัยได้ทำการทดลองโดยการกำหนดให้  $sf$  มีค่าเท่ากับ 22.5, 11.25, 5.625, 2.81 และ 1.41 ซึ่งค่าดังกล่าวเกิดจากการกำหนดให้ระยะการมอง (Viewing Distance) มีค่าเป็น 4, 5, 6, 7 และ 8 เท่าของขนาดของภาพสีจอตา จากภาพประกอบที่ 3-4 ซึ่งแสดงผลที่ได้จากการกรองข้อมูล โดยใช้  $sf$  ที่มีค่าแตกต่างกัน ผู้วิจัยได้เลือกใช้ค่า  $sf$  เท่ากับ 5.625 ซึ่งจะทำได้ลักษณะทางพยาธิสภาพที่สำคัญจากภาพสีจอตาที่มีความละเอียดและมีคมชัดมากที่สุด



(ก)  $sf = 22.5$       (ข)  $sf = 11.25$       (ค)  $sf = 5.625$       (ง)  $sf = 2.81$       (จ)  $sf = 1.41$

ภาพประกอบที่ 3-4 ตัวอย่างภาพที่ได้จากการกรอง CSF ด้วยค่า  $sf$  ที่แตกต่างกัน

กระบวนการกรองข้อมูลดังกล่าวจะกระทำในโดเมนความถี่ (Frequency Domain) [16] ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนย่อย 3 ขั้นตอน คือ ขั้นตอนที่ 1) จะใช้ฟังก์ชัน Fast Fourier Transform (FFT) แปลงข้อมูลภาพลูมิแนนซ์ และ CSF จากโดเมนเชิงพื้นที่ ให้อยู่ในโดเมนความถี่ ขั้นตอนที่ 2) เป็นการกรองข้อมูลด้วย CSF โดยนำผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนที่ 1 ซึ่งก็คือภาพลูมิแนนซ์ และ CSF ซึ่งอยู่ในโดเมนความถี่ทั้งคู่มาคูณกัน และขั้นตอนที่ 3) เป็นการแปลงผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนที่สองซึ่งอยู่ในโดเมนความถี่ให้กลับมาอยู่ในโดเมนเชิงพื้นที่ด้วยฟังก์ชัน Inverse Fast Fourier Transform (IFFT) กระบวนการกรองภาพลูมิแนนซ์ด้วย CSF จะได้ผลลัพธ์เป็นภาพ CSF ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-5 (ข)

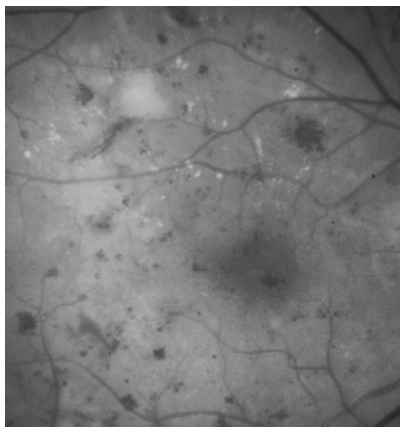
ในขั้นตอนต่อไป นำภาพ CSF ไปคำนวณหาส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน โดยใช้หน้าต่างขนาด (Window Size)  $5 \times 5$  พิกเซล เพื่อหาความเป็นขอบของภาพ ซึ่งจะได้ผลลัพธ์เป็นภาพขอบ (Edge Image) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-5 (ค) หลังจากนั้นจึงใช้ฟังก์ชันการวัดทางจิตวิทยา เพื่อวัดค่าคอนทราสต์ที่สังเกตเห็นได้เชิงพื้นที่ (Local Visibility Contrast) ของภาพขอบต่อไป

ค่าคอนทราสต์ที่สังเกตเห็นได้เชิงพื้นที่ซึ่งผู้วิจัยใช้สัญลักษณ์  $v_{local}(i)$  สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

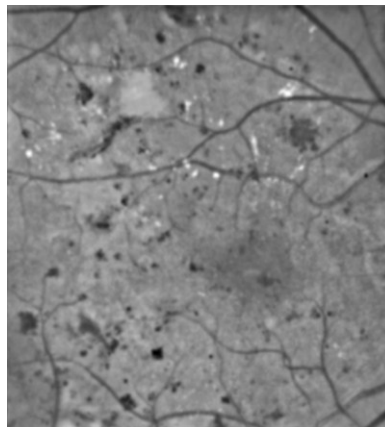
$$v_{local}(i) = pr(s_i, \mu_0, \sigma_0) \quad (3.3)$$

โดยที่  $pr$  เป็นฟังก์ชันการวัดทางจิตวิทยา พารามิเตอร์  $s_i$  แทนภาพขอบของภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพ ในตำแหน่งพิกเซลที่  $i$  ส่วนพารามิเตอร์  $\mu_0$  และ  $\sigma_0$  แทนค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพขอบของภาพนำเข้า โดยที่กระบวนการสร้างภาพขอบของภาพนำเข้าจะ

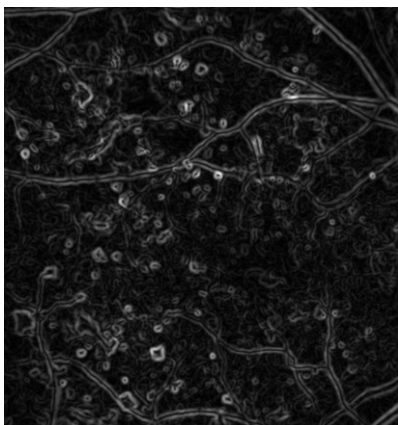
มีขั้นตอนเหมือนกับการสร้างภาพขอบของภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น



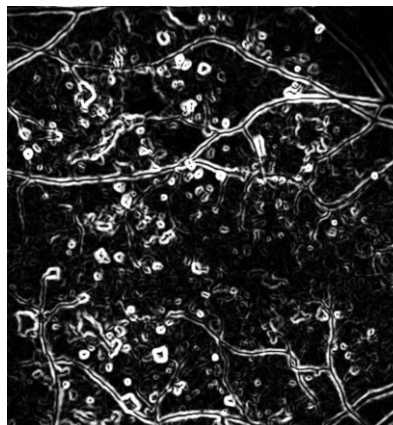
(ก) ภาพลูมิแนนซ์



(ข) ภาพ CSF



(ค) ภาพขอบ



(ง) ภาพ Local Visibility Contrast

ภาพประกอบที่ 3-5 ภาพที่เกิดขึ้นในระหว่างขั้นตอนการคำนวณตัววัดคุณภาพ ACSQM

ผู้วิจัยได้เลือกใช้ฟังก์ชันการวัดทางจิตวิทยาที่ชื่อ Galton's ogive ซึ่งอยู่ในรูปแบบการแจกแจงข้อมูลแบบเกาส์เซียนสะสม (Cumulative Gaussian Distribution) [69] ดังแสดงในสมการ

$$pr(s_i, \mu_0, \sigma_0) = \frac{1}{\sigma_0 \sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{s_i} \exp\left[-\frac{(x - \mu_0)^2}{2\sigma_0^2}\right] dx \quad (3.4)$$

โดยที่  $x$  แทนตัวแปรของการหาปริพันธ์ (Integration Variable)

ภาพประกอบที่ 3-5 (ง) แสดงภาพคอนทราสต์ที่สังเกตเห็นได้เชิงพื้นที่ หรือ  $v_{local}(i)$  ที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการที่ (3.3)

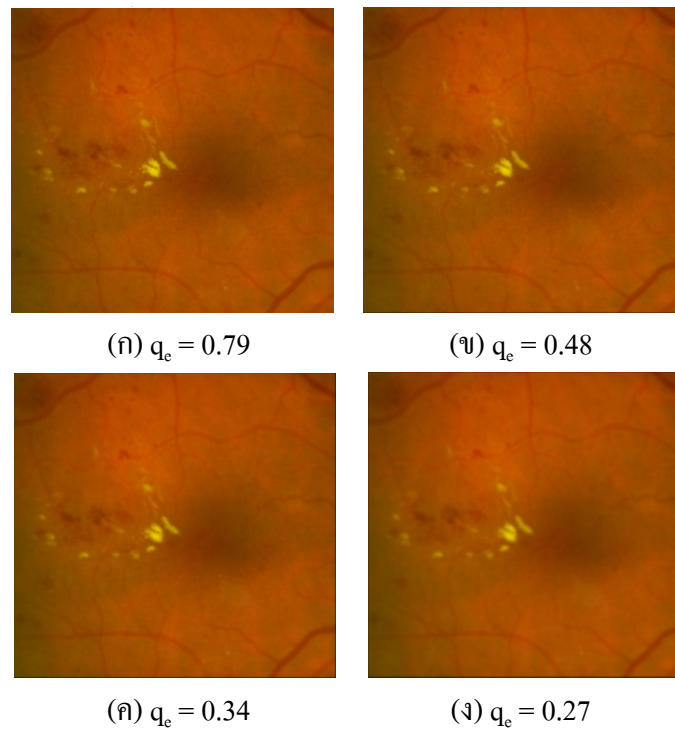
ตัววัดคุณภาพของคอนทราสต์ของภาพ  $q_e$  สามารถคำนวณได้จากค่าเฉลี่ยของ  $v_{local}(i)$  ดังแสดงในสมการ

$$q_e = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_{local}(i) \quad (3.5)$$

เมื่อดัชนี  $q_e$  มีค่าเท่ากับ 1 แสดงว่าภาพสีจอตานั้นมีคุณภาพของคอนทราสต์ดีที่สุด

ภาพประกอบที่ 3-6 แสดงตัวอย่างภาพสีจอตาสี่ที่มีคอนทราสต์ที่แตกต่างกัน และค่าของ  $q_e$  ที่วัดได้ โดยภาพประกอบที่ 3-6 (ข) - (ง) เกิดจากการนำภาพจากไฟล์ image003.png ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-6 (ก) มาปรับให้มีคอนทราสต์ของภาพลดลง โดยอาศัยการกรองข้อมูลภาพแบบค่าเฉลี่ย (Average Filter) ด้วยหน้าต่างขนาด  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$  และ  $7 \times 7$  ตามลำดับ ค่า  $q_e$  ที่วัดได้จากภาพประกอบที่ 3-6 (ก) - (ง) มีค่าเท่ากับ 0.79, 0.48, 0.34 และ 0.27 ตามลำดับ จากข้อมูล  $q_e$  ที่วัดได้ จะเห็นว่า ภาพสีจอตาสี่ที่มีคอนทราสต์ลดลง จะมีค่า  $q_e$  ลดลงด้วย ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า ค่า  $q_e$  สามารถใช้สำหรับการวัดคุณภาพคอนทราสต์ของภาพสีจอตาสี่ได้

โดยปกติค่าพารามิเตอร์ Scale ของ GEV ที่มีค่าเพิ่มขึ้น จะมีผลทำให้ภาพสีจอตามีคอนทราสต์มากขึ้น แต่การเพิ่มคอนทราสต์ไปในทิศทางที่มีมืดหรือสว่างมากเกินไป อาจส่งผลกระทบทำให้พื้นที่บางส่วนของภาพสูญเสียความสมดุลของสี หรือมีบริเวณพื้นที่ซึ่งมีความมืดหรือสว่างของแสงมากเกินไป จนทำให้การมองเห็นรายละเอียดของลักษณะทางพยาธิสภาพหรือรอยโรคนั้นลดลง หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือสัดส่วนของพื้นที่ที่มีปัญหาดังกล่าวจะเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้คุณภาพของภาพสีจอตาลดลงได้



ภาพประกอบที่ 3-6 ภาพสีจอตาที่มีคอนทราสต์แตกต่างกัน และค่า  $q_e$  ที่วัดได้

จากการวิเคราะห์ข้อมูลภาพสีจอตาในฐานข้อมูล STARE และ DIARETDB0 นั้นพบว่า ภาพสีจอตาส่วนใหญ่จะมีบริเวณพื้นที่ที่มีความมืดหรือสว่างของแสงมากเกินไป โดยอาจมีสาเหตุมาจากความส่องสว่างที่ไม่สม่ำเสมอ (Non-Uniform Illumination) หรือมีการบดบัง (Media Opacity) เช่นจากต้อกระจก ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-7 โดยบริเวณพื้นที่สีขาวของภาพประกอบที่ 3-7 (ค) ซึ่งสมนัยกับภาพประกอบที่ 3-7 (ก) เป็นพื้นที่ที่มีความมืดมากเกินไป และบริเวณพื้นที่สีขาวของภาพประกอบที่ 3-7 (ง) ซึ่งสมนัยกับภาพประกอบที่ 3-7 (ข) เป็นพื้นที่ที่มีความสว่างมากเกินไป

ผู้วิจัยได้ออกแบบกลไกสำหรับชดเชยบริเวณพื้นที่ที่มีความส่องสว่างไม่เหมาะสมของภาพสีจอตา โดยการคำนวณสัดส่วนของพื้นที่ที่มีความมืดหรือสว่างของแสงมากเกินไป ต่อพื้นที่ทั้งหมดของภาพสีจอตา ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$PD = \left( \sum_{r=1}^m \sum_{c=1}^n D(r,c) \right) / (m \times n) \quad (3.6)$$

โดยที่  $m$  และ  $n$  คือขนาดของภาพสีจอตา และ  $D(r,c)$  คือ ภาพไบนารีของพิกเซลในแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  ซึ่ง สามารถคำนวณได้จากสมการ



$$D(r,c) = \begin{cases} 1, & \text{if } S(RGB(r,c)) \leq T, \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.7)$$

โดยที่  $T$  คือ ค่าขีดแบ่ง ซึ่งคำนวณตามวิธีการของ Otsu [70] ในกรณีที่  $D(r,c)$  มีค่าเป็น 0 แสดงว่าเป็นพิกเซลที่มีแสงปกติ แต่หากมีค่าเป็น 1 แสดงว่าเป็นพิกเซลที่มีความมืดหรือความสว่างของแสงมากเกินไป ส่วน  $S(RGB(r,c))$  คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของค่าความเข้มในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน ของพิกเซลในแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  ดังสมการ

$$S(RGB(r,c)) = \sqrt{\left((R(r,c) - M(r,c))^2 + (G(r,c) - M(r,c))^2 + (B(r,c) - M(r,c))^2\right)/3} \quad (3.8)$$

โดยที่  $M$  คือ ค่าเฉลี่ยของ  $R$ ,  $G$  และ  $B$



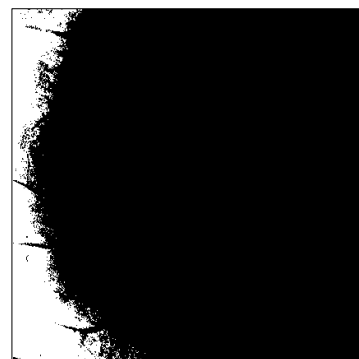
(ก) ภาพนำเข้า (Image015.png)



(ข) ภาพนำเข้า (Im307.ppm)



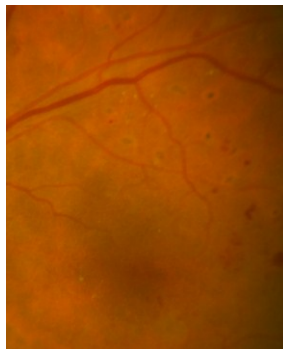
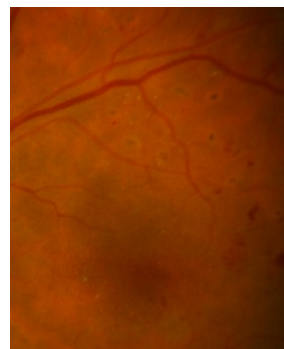
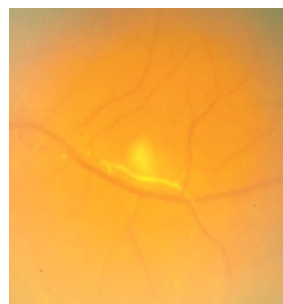
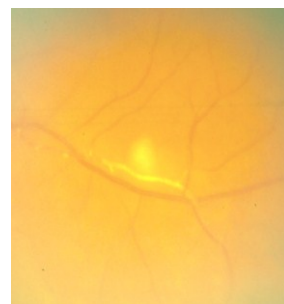
(ค) ภาพไบนารีพื้นที่ที่มืดเกินไป



(ง) ภาพไบนารีพื้นที่ที่สว่างมากเกินไป

ภาพประกอบที่ 3-7 ภาพไบนารีแสดงพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมากเกินไป

ภาพประกอบที่ 3-8 (ก) - (ข) แสดงตัวอย่างภาพสีจอตาที่มีสัดส่วนของพื้นที่ที่มีความมืดมากเกินไป โดยภาพประกอบที่ 3-8 (ก) และ (ข) มีค่า  $PD$  เท่ากับ 0.32 และ 0.49 ในขณะที่ภาพประกอบที่ 3-8 (ค) - (ง) แสดงตัวอย่างภาพสีจอตาที่มีสัดส่วนของพื้นที่ที่มีความสว่างมากเกินไป โดยภาพประกอบที่ 3-8 (ค) และ (ง) มีค่า  $PD$  เท่ากับ 0.14 และ 0.25 จากภาพประกอบที่ 3-8 จะเห็นว่า การเพิ่มขึ้นของสัดส่วนของพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมากเกินไป จะทำให้  $PD$  มีค่าเพิ่มขึ้น และค่า  $PD$  ที่เพิ่มขึ้นนั้น จะส่งผลให้คุณภาพของภาพลดลง

(ก)  $PD = 0.32$ (ข)  $PD = 0.49$ (ค)  $PD = 0.14$ (ง)  $PD = 0.25$ 

ภาพประกอบที่ 3-8 ภาพสีจอตาที่มีความมืดหรือสว่างมากเกินไป และค่า  $PD$  ที่วัดได้

ในขั้นตอนสุดท้าย ตัววัดคุณภาพ ACSQM ซึ่งแทนด้วย  $q$  สามารถคำนวณได้โดยนำสัดส่วนของพื้นที่ที่ไม่เหมาะสมที่คำนวณได้จากสมการที่ (3.6) หรือ  $PD$  มาลบออกจากตัววัดคุณภาพของคอนทราสต์ของภาพ  $q_e$  ในสมการที่ (3.5) ดังแสดงในสมการ

$$q = q_e - PD \quad (3.9)$$

ภาพประกอบที่ 3-10 แสดงตัวอย่างการปรับลดคุณภาพด้วยสัดส่วนของพื้นที่ที่ไม่เหมาะสม ภาพประกอบที่ 3-10 (ค) และ (ง) เป็นภาพสีจอตาคที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพ โดยใช้ค่าพารามิเตอร์ GEV ที่แตกต่างกัน ซึ่งเกิดขึ้นในขั้นตอนการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสม ภาพสีจอตาคในภาพประกอบที่ 3-10 (ค) มีค่า  $q_e = 0.8248$  และ  $PD = 0.0995$  ทำให้  $q$  มีค่าเท่ากับ 0.7253 ส่วนภาพสีจอตาคในภาพประกอบที่ 3-10 (ง) มีค่า  $q_e = 0.8193$  และ  $PD = 0.0309$  ทำให้  $q$  มีค่าเท่ากับ 0.7884 ตัวอย่างนี้แสดงให้เห็นว่า ถึงแม้ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพในภาพประกอบที่ 3-10 (ง) จะมีค่า  $q_e$  น้อยกว่าภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพในภาพประกอบที่ 3-10 (ค) ก็ตาม แต่เมื่อมีการชดเชยคุณภาพของภาพด้วยค่า  $PD$  แล้ว จะทำให้ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพในภาพประกอบที่ 3-10 (ง) มีค่า  $q$  มากกว่าภาพประกอบที่ 3-10 (ค) ดังนั้น ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพในภาพประกอบที่ 3-10 (ง) จะเป็นภาพผลลัพธ์

### 3.2.2 ขั้นตอนวิธีของตัววัดคุณภาพของภาพสีจอตาค (ACSQM Algorithm)

การทำงานทั้งหมดในหัวข้อ 3.2.1 สามารถนำมาเขียนเป็นขั้นตอนวิธีด้วยรหัสเทียม (Pseudo Code) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-9 โดยมีรายละเอียดของตัวแปรต่าง ๆ ดังนี้

**ACSQM(*iimg*, *eimg*)** ฟังก์ชันวัดคุณภาพของภาพที่ได้รับการปรับปรุงภาพ

ตัวแปรนำเข้า: *iimg*, *eimg*: ตัวแปรภาพนำเข้าและภาพที่ได้รับการปรับปรุง

ตัวแปร: *illum*, *elum*: ตัวแปรภาพลูมินแนนซ์ของภาพนำเข้าและภาพที่ได้รับการปรับปรุง

*icsf*, *ecsf*: ตัวแปรภาพ CSF ของภาพนำเข้าและภาพที่ได้รับการปรับปรุง

*iedge*, *eedge*: ตัวแปรภาพขอบของภาพนำเข้าและภาพที่ได้รับการปรับปรุง

*m*, *n*: ขนาดของภาพ (ความกว้างและความยาวของภาพ)

$\mu_0$ ,  $\sigma_0$ : ตัวแปรค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ *iedge*

$v_{local}$ : ตัวแปร Local Visibility Contrast

CSF: Contrast Sensitivity Function

PR: Psychometric Function

STD: Standard Deviation

$q_e$ : ตัวแปรค่าเฉลี่ยของ  $v_{local}$

PD: ตัวแปรสัดส่วนพื้นที่ที่มีมืดหรือสว่างมากเกินไป

ตัวแปรส่งออก:  $q$ : ตัวแปรคุณภาพ

1.  $illum \leftarrow 0.213 * iimg[:, :, 1] + 0.715 * iimg[:, :, 2] + 0.072 * iimg[:, :, 3]$
2.  $elum \leftarrow 0.213 * eimg[:, :, 1] + 0.715 * eimg[:, :, 2] + 0.072 * eimg[:, :, 3]$
3.  $icsf \leftarrow \text{IFFT}(\text{FFT}(illum) \times \text{FFT}(\text{CSF}))$
4.  $ecsf \leftarrow \text{IFFT}(\text{FFT}(elum) \times \text{FFT}(\text{CSF}))$
5. For each sliding window  $i$
6.  $iedge_i \leftarrow \text{STD}(icsf_i)$
7.  $eedge_i \leftarrow \text{STD}(ecsf_i)$
8.  $\mu_0 \leftarrow \text{MEAN}(iedge)$
9.  $\sigma_0 \leftarrow \text{STD}(iedge)$
10. For each sliding window  $i$
11.  $v_{local}(i) \leftarrow PR(eedge_i, \mu_0, \sigma_0)$
12.  $q_e \leftarrow \text{MEAN}(v_{local})$
13.  $PD = 0$
14. For each  $r$
15. For each  $c$
16. If  $S(eimg(r,c)) \leq T$
17.  $PD \leftarrow PD + 1$
18.  $PD \leftarrow (PD) / (m \times n)$
19.  $q \leftarrow q_e - PD$

ภาพประกอบที่ 3-9 ขั้นตอนวิธีของตัววัดคุณภาพ ACSQM

### 3.3 การปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาที่นำเสนอ

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ที่มีชื่อว่า Color Balance and Contrast Enhancement โดยการปรับปรุงความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตาให้มีคุณลักษณะตามแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] ซึ่งจะช่วยให้สามารถเห็นคอนทราสต์ของ Drusen และบริเวณที่ปรากฏรอยโรคได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับเงื่อนไขมีสารสีของจอตาที่มีสภาพปกติ (normal RPE) ได้ดีขึ้น

### 3.3.1 กระบวนการของการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา (CBCE Process)

กระบวนการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาของวิธี CBCE ซึ่งแสดงเป็นผังงานในภาพประกอบที่ 3-1 สามารถเขียนเป็นขั้นตอนโดยละเอียดได้ 3 ขั้นตอน และเพื่อให้ผู้อ่านสามารถเข้าใจขั้นตอนการทำงานได้ง่ายขึ้น ผู้วิจัยจึงขออ้างถึงภาพประกอบที่ 3-10 (ก) ซึ่งเป็นภาพสีจอตาที่ตัดเอาเฉพาะพื้นที่บริเวณจุดภาพชัด มาใช้ประกอบคำอธิบาย

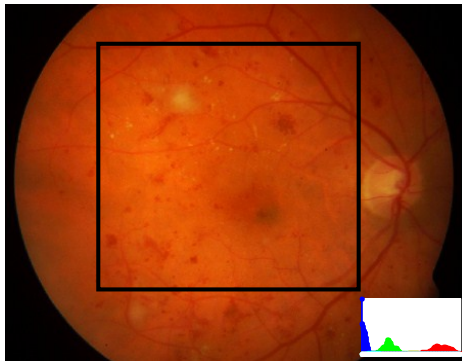
**ขั้นตอนที่ 1** การกำหนดตัวแปรตามแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ

กระบวนการปรับปรุงคุณภาพ เริ่มจากขั้นตอนการกำหนดค่าให้กับตัวแปรที่จะใช้สำหรับปรับปรุงความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตา ตามที่ได้ระบุไว้ในข้อกำหนดของแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] ซึ่งประกอบด้วย ตัวแปรความสว่าง แทนด้วยสัญลักษณ์  $bv_b$  ซึ่งกำหนดให้มีค่า  $bv_b = \{192, 96, 32\}$  โดยที่เซต  $bv_b$  มีสมาชิกเป็นค่าความสว่างของแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน ตามลำดับ ตัวแปรขอบเขตล่างและขอบเขตบนของความสว่างในแต่ละแบนด์ แทนด้วยสัญลักษณ์  $lb_b$  และ  $ub_b$  ซึ่งกำหนดให้มีค่า  $[lb_{b=R} ub_{b=R}] = [112, 240]$   $[lb_{b=G} ub_{b=G}] = [16, 144]$  และ  $[lb_{b=B} ub_{b=B}] = [16, 48]$  ตัวแปรเหล่านี้จะนำไปใช้ในขั้นตอนการปรับจูนค่าพารามิเตอร์ GEV ซึ่งเป็นขั้นตอนต่อไป

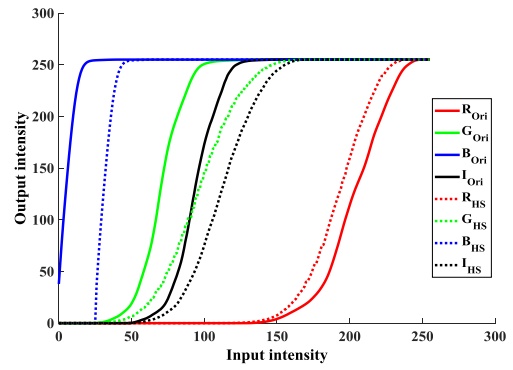
**ขั้นตอนที่ 2** การประมาณค่าพารามิเตอร์ของ GEV

ขั้นตอนที่สองเป็นการประมาณค่าพารามิเตอร์ GEV ของข้อมูลในแต่ละแบนด์ของภาพสีจอตา ซึ่งประกอบด้วยพารามิเตอร์ Shape ที่แทนด้วยสัญลักษณ์  $\hat{\epsilon}_b$  พารามิเตอร์ Scale ที่แทนด้วยสัญลักษณ์  $\hat{\sigma}_b$  และ พารามิเตอร์ Location ที่แทนด้วยสัญลักษณ์  $\hat{\mu}_b$  เพื่อให้การประมาณค่าพารามิเตอร์ GEV ใช้เวลาน้อยลง ภาพสีจอตาจะถูกนำมาลดขนาดของภาพให้มีขนาด  $64 \times 64$  จุดภาพโดยใช้วิธี Nearest Neighborhood [16] ก่อน แล้วจึงทำการประมาณค่าพารามิเตอร์ GEV ด้วยวิธี PWMs [35]

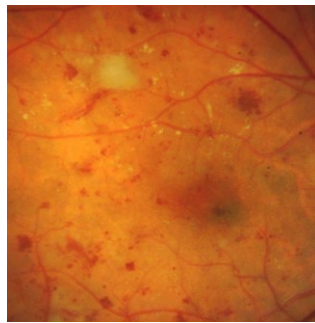
จากข้อมูลภาพสีจอตาของแบนด์สีแดงในภาพประกอบที่ 3-10 (ก) ค่าพารามิเตอร์ GEV ทั้งสามตัวที่ประมาณค่าได้มีค่า  $\hat{\epsilon}_{b=R} = 0.41$   $\hat{\sigma}_{b=R} = 22.73$  และ  $\hat{\mu}_{b=R} = 197.14$  ส่วนค่าเฉลี่ย (First Moment) ในสมการที่ (2.14) ที่คำนวณได้คือ  $b_0 = 203.47$  ซึ่งยังมีค่าห่างจากค่า  $bv_{b=R} = 192$  ซึ่งเป็นค่าความสว่างที่ต้องการในแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] ดังนั้นพารามิเตอร์ Location หรือ  $\hat{\mu}_b$  จึงจำเป็นต้องคำนวณใหม่ เพื่อให้ความสมดุลสีถูกต้องโดยการแทนค่า  $b_0$  ในสมการที่ (2.13) ด้วยตัวแปร  $bv_b$  และค่าพารามิเตอร์ Location ค่าใหม่ซึ่งแทนด้วยสัญลักษณ์  $\hat{\mu}'_b$  สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3.10)



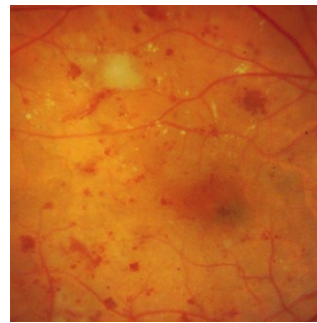
(ก) ภาพนำเข้า (file: Image109.png)



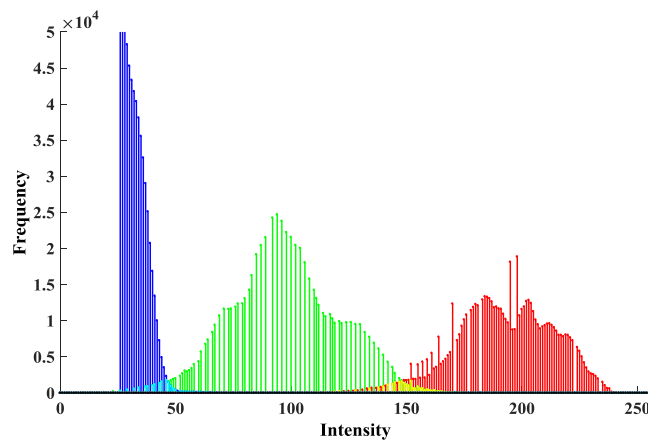
(ข) CDF of R, G, B and L



(ค) ภาพผลลัพธ์  $q = 0.7253$   
( $q_e = 0.8248, PD = 0.0995$ )



(ง) ภาพผลลัพธ์  $q = 0.7884$   
( $q_e = 0.8193, PD = 0.0309$ )



(จ) Histogram of R, G and B

ภาพประกอบที่ 3-10 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา

$$\hat{\mu}'_b = bv_b - \frac{\hat{\sigma}'_b}{\hat{\kappa}'_b} [1 - \Gamma(1 + \hat{\kappa}'_b)] \quad (3.10)$$

ในกรณีนี้ ตัวแปร  $bv_{b=R}$  และพารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_{b=R}$  และ  $\hat{\kappa}'_{b=R}$  ในสมการที่ (3.10) จะแทนด้วย  $bv_{b=R} = 192$ ,  $\hat{\sigma}'_{b=R} = 22.73$  และ  $\hat{\kappa}'_{b=R} = 0.41$  ซึ่งจะทำให้ค่าพารามิเตอร์ Location ค่าใหม่ หรือ  $\hat{\mu}'_b$  ที่คำนวณได้มีค่าเท่ากับ 185.67

สำหรับค่าความเข้ม (Intensity) สูงสุดนั้น Hosking และคณะ [35] ได้กำหนดให้ตัวแปร  $x$  ซึ่งแทนค่าความเข้ม ในสมการที่ (2.8) มีค่าขอบเขตเท่ากับ  $(\hat{\mu}'_b + \hat{\sigma}'_b) / \hat{\kappa}'_b$  ดังนั้น ค่าขอบเขต  $x_e$  สามารถนำมาเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการ

$$x_e = (\hat{\mu}'_b + \hat{\sigma}'_b) / \hat{\kappa}'_b \quad (3.11)$$

เมื่อแทนค่า  $\hat{\mu}'_{b=R} = 185.67$ ,  $\hat{\sigma}'_{b=R} = 22.73$  และ  $\hat{\kappa}'_{b=R} = 0.41$  จะทำให้ค่าความเข้มใหม่ของจุดภาพตกอยู่ในช่วง  $0 < x \leq 241.72$

หลังจากปรับค่าพารามิเตอร์ Location ค่าใหม่ ( $\hat{\mu}'_b$ ) ซึ่งเกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ เสรีจเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการเพิ่มคอนทราสต์ให้กับภาพสีจอตตา โดยคำนวณหาพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพธ์ซึ่งแทนด้วยสัญลักษณ์  $\hat{\sigma}'_b$  การคำนวณค่าของ  $\hat{\sigma}'_b$  จะขึ้นอยู่กับค่าของพารามิเตอร์ Shape ( $\hat{\kappa}'_b$ ) ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 4 กรณีดังนี้

กรณีที่ 1: เมื่อ  $-0.2 \leq \hat{\kappa}'_b \leq 0.2$  ในกรณีนี้ค่าความเข้มแสงที่กระจายในภาพสีจอตตา จะมีการกระจายแบบ Type I และความน่าจะเป็นของค่าความเข้ม  $x$  ใดๆ ในช่วง  $[\mu_b - 2\sigma_b, \mu_b + 7\sigma_b]$  จะมีค่าเท่ากับ 0.99 [56] ซึ่งครอบคลุมพื้นที่เกือบทั้งหมดของการกระจายข้อมูลของค่าความเข้ม  $x$  ที่สามารถแทนด้วยสมการช่วงความเชื่อมั่น  $p(\mu_b - 2\sigma_b \leq x \leq \mu_b + 7\sigma_b) = 0.99$

ในแบบจำลองสีภาพจอตตาของ Hubbard และคณะ [15] นั้น จะแบ่งค่าความเข้มทั้ง 256 ระดับออกเป็น 16 ช่วง และขอบเขตค่าความสว่างของแบนด์สีแดง เขียว และ น้ำเงิน จะกระจายอยู่ในช่วง  $[7/16, 15/16]$   $[1/16, 9/16]$  และ  $[1/16, 3/16]$  ตามลำดับ ดังนั้นช่วงของพารามิเตอร์ Scale ในแบนด์สีแดงและสีเขียวจะกระจายอยู่ในช่วง 128 ระดับ (สามารถคำนวณได้จาก  $(15-7) \times 16$  ในแบนด์สีแดง และ  $(9-1) \times 16$  ในแบนด์สีเขียว)

จากข้อมูลที่ได้อีกว่าในข้างต้น สามารถนำมาเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการ

$$(\hat{\mu}'_b + 7\hat{\sigma}'_b) - (\hat{\mu}'_b + 2\hat{\sigma}'_b) = 128 \quad (3.12)$$

จากสมการที่ (3.12) จะทำให้พารามิเตอร์ Scale ของ GEV ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพท์มีค่า  $\hat{\sigma}'_b \approx 14.22$

เนื่องจากการประมาณค่าแบบจุดของการกระจาย GEV จะเป็นการประมาณที่ดี (Good Point Estimation) เมื่อพารามิเตอร์ Shape มีค่าอยู่ในช่วง  $-\frac{1}{2} < \hat{\kappa}_b < \frac{1}{2}$  ดังนั้นผู้วิจัยจึงใช้เงื่อนไขดังกล่าวมาแบ่งการคำนวณพารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_b$  เป็นกรณีที่ 2 และ 3 ดังนี้

กรณีที่ 2: เมื่อ  $-0.5 < \hat{\kappa}_b < -0.2$  ในกรณีนี้ค่าความเข้มที่กระจายในภาพสีจอตจะมี การกระจายแบบ Type II และพารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_b$  จะสามารถกำหนดโดยช่วงของตัวแปรสุ่ม  $x$  ในสมการที่ (2.8) ซึ่ง Hosking และคณะ [35] ได้กำหนดให้  $x$  มีค่าไม่น้อยกว่า  $\mu + \sigma\kappa$  ดังนั้นพารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_b$  จึงสามารถคำนวณได้โดยการแทนค่าของขอบเขต  $x_c$  ในสมการที่ (3.11) ด้วยค่าขอบเขตล่างของความสว่างของแต่ละแบนด์ด้วยตัวแปร  $lb_b$  ดังนั้นพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพท์ในกรณีนี้สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$\hat{\sigma}'_b = \hat{k}_b \cdot lb_b - \hat{\mu}'_b \quad (3.13)$$

กรณีที่ 3: เมื่อ  $0.2 < \hat{\kappa}_b < 0.5$  ในกรณีนี้ค่าความเข้มที่กระจายในภาพสีจอตจะมี การกระจายแบบ Type III และพารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_b$  จะสามารถกำหนดโดยช่วงของตัวแปรสุ่ม  $x$  ในสมการที่ (2.8) ซึ่ง Hosking และคณะ [35] ได้กำหนดให้  $x$  มีค่าไม่เกิน  $\mu + \sigma\kappa$  ดังนั้น พารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_b$  สามารถคำนวณได้ โดยการแทนค่าของขอบเขต  $x_c$  ในสมการที่ (3.11) ด้วยค่าขอบเขตบนของความสว่างของแต่ละแบนด์ด้วยตัวแปร  $ub_b$  ดังนั้นพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพท์ในกรณีนี้สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$\hat{\sigma}'_b = \hat{k}_b \cdot ub_b - \hat{\mu}'_b \quad (3.14)$$

กรณีที่ 4: เมื่อ  $\hat{\kappa}_b \leq -0.5$  หรือ  $\hat{\kappa}_b \geq 0.5$  ในกรณีนี้ ส่วนใหญ่มักจะเกิดขึ้นกับภาพในแบนด์สีแดงซึ่งจะมีค่าความเข้มที่เกินจุดอิ่มตัวของสี (มีค่าความเข้มเกิน 255) ทำให้ค่าความเข้มที่เกินดังกล่าวมากระจุกรวมกันอยู่ที่ความเข้ม 255 ในกรณีนี้ พารามิเตอร์  $\hat{\sigma}'_b$  จะใช้ค่าที่คำนวณได้จาก PWMs ในขั้นตอนที่สอง



ผู้วิจัยได้กำหนดให้พารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพธ์  $\hat{\sigma}_b$  ที่คำนวณได้จากกรณีต่าง ๆ ทั้ง 4 กรณีให้มีความคลาดเคลื่อนยินยอม (Tolerance) อยู่ในช่วง  $[\hat{\sigma}_b - 5, \hat{\sigma}_b + 10]$  ดังนั้นค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เป็นไปได้ทั้งหมดจะมีจำนวน 32 ค่า ซึ่งมาจากแบนด์สีแดงจำนวน 16 ค่า และสีเขียวจำนวน 16 ค่า โดยค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เป็นไปได้ ในแบนด์สีแดง สามารถแทนด้วยเซต  $\{\hat{\sigma}_{b=R}^{(j)}\} = \{\hat{\sigma}_{b=R} - 5, \hat{\sigma}_{b=R} - 4, \dots, \hat{\sigma}_{b=R} + 9, \hat{\sigma}_{b=R} + 10\}$  ส่วนค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เป็นไปได้ในแบนด์สีเขียว สามารถแทนด้วยเซต  $\{\hat{\sigma}_{b=G}^{(k)}\} = \{\hat{\sigma}_{b=G} - 5, \hat{\sigma}_{b=G} - 4, \dots, \hat{\sigma}_{b=G} + 9, \hat{\sigma}_{b=G} + 10\}$

โดยที่ดัชนี  $j$  และ  $k$  มีค่าเท่ากับ 1, 2, 3 ... 16 เซตของค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เป็นไปได้ทั้งหมดเหล่านี้ จะนำไปใช้สำหรับทดสอบปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพสีจอตตา เพื่อเลือกค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมที่สุดในขั้นตอนถัดไป

### ขั้นตอนที่ 3 การหาพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสม

เนื่องจากข้อมูลในแบนด์สีน้ำเงินของภาพสีจอตตามีการกระจายค่าความเข้มอยู่ในช่วงแคบ ๆ การเพิ่มคอนทราสต์ จะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนได้ ดังนั้นจึงไม่มีการปรับปรุงคอนทราสต์ในแบนด์สีน้ำเงิน แต่จะมีการปรับปรุงเฉพาะความสว่าง ด้วยสมการที่ (3.15) (ดังแสดงในบรรทัดที่ 21 ในภาพประกอบที่ 3-11)

$$I_b = I_b + (bv_{b=B} - \mu) \quad (3.15)$$

โดยที่  $\mu$  เป็นค่าเฉลี่ยที่คำนวณได้จาก  $\mu = \text{mean}(I_{b=B})$

การหาพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพสำหรับแบนด์สีแดงและสีเขียว นั้นสามารถหาได้ด้วยการวนลูป 2 ลูป โดยลูปนอกจะเป็นการวนรอบเพื่อปรับคอนทราสต์ในแบนด์สีแดงด้วยค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เป็นไปได้ในเซต  $\{\hat{\sigma}_{b=R}^{(j)}\}$  โดยแต่ละรอบจะกำกับด้วยตัวดัชนี  $j$  ส่วนลูปในจะเป็นการวนรอบเพื่อปรับคอนทราสต์ในแบนด์สีเขียว ด้วยค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เป็นไปได้ในเซต  $\{\hat{\sigma}_{b=G}^{(k)}\}$  โดยแต่ละรอบจะกำกับด้วยดัชนี  $k$

ในการวนแต่ละรอบ จะนำพารามิเตอร์  $\hat{\sigma}_b$  มาแทนค่าลงในสมการที่ (3.10) เพื่อคำนวณหาค่าพารามิเตอร์  $\hat{\mu}_b$  หลังจากนั้นจะนำพารามิเตอร์  $\hat{\mu}_b$ ,  $\hat{\sigma}_b$  และ  $\hat{\mu}_b$  ไปแทนค่าในสมการที่ (2.10) เพื่อสร้างฟังก์ชันการแปลงซึ่งเป็นฟังก์ชันสำหรับใช้ปรับปรุงคุณภาพของคอนทราสต์และความสมดุลสีของแต่ละแบนด์ โดยภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพด้วยพารามิเตอร์ดังกล่าวจะนำมาประเมินคุณภาพด้วยตัววัด ACSQM สำหรับค่าของพารามิเตอร์ GEV ที่นำไปใช้ปรับปรุงภาพแล้วทำให้ได้ค่าคุณภาพ ACSQM หรือ  $q$  มากสุดจะได้รับการคัดเลือกให้เป็นพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมที่สุด

เมื่อเสร็จสิ้นการวนรอบทั้งหมดแล้ว จะนำค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมที่สุดที่ได้เลือกไว้ไปใช้ปรับปรุงคุณภาพของภาพลิจอตาในขั้นตอนสุดท้าย เพื่อให้ได้ภาพผลลัพธ์ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-10 (ง) ภาพผลลัพธ์ดังกล่าวมีค่าเฉลี่ยของความสว่างในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงินเท่ากับ 192.46, 96.86 และ 32.18 ตามลำดับ

ตารางที่ 3-1 แสดงค่าพารามิเตอร์ GEV ที่คำนวณได้ ของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ ภาพประกอบที่ 3-10 (ข) แสดง CDF ของแบนด์สีแดง เขียว น้ำเงิน และลูมิแนนซ์ (ซึ่งแทนด้วยสีค่า) ของภาพนำเข้าซึ่งแทนด้วยเส้นทึบ ในขณะที่ CDF ในแบนด์ต่าง ๆ ของภาพผลลัพธ์จะแทนด้วยเส้นประ ส่วนภาพฮิสโทแกรมของแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน แสดงในภาพประกอบที่ 3-10 (จ)

ตารางที่ 3-1 ค่าพารามิเตอร์ GEV ของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ ของภาพประกอบที่ 3-10

Parameters	Original image (R,G,B)	Enhanced image (R,G,B)
shape	(0.41, 0.27, -0.01)	(0.40, 0.26, -0.01)
scale	(22.73, 14.14, 4.10)	(23.01, 19.19, 4.10)
location	(197.14, 65.53, 3.75)	(186.20, 89.68, 29.75)

### 3.3.2 ขั้นตอนวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพลิจอตา (CBCE Algorithm)

กระบวนการทำงานทั้งหมดในหัวข้อ 3.3.1 สามารถนำมาเขียนเป็นขั้นตอนวิธีด้วยรหัสเทียมดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-11 โดยมีรายละเอียดของตัวแปรต่าง ๆ ดังนี้

**CBCE(*f*)** ฟังก์ชันปรับปรุงคุณภาพของวิธีที่นำเสนอ

ตัวแปรนำเข้า *f*: ตัวแปรภาพนำเข้า

ตัวแปร *sb*: ตัวแปรค่าความสว่างที่ต้องการ

*lb, ub*: ตัวแปรขอบเขตล่างและขอบเขตบนของค่าความสว่างที่ต้องการ

*rgbdata*: ตัวแปรภาพนำเข้าที่ถูกลดขนาดลงเหลือ 64 x 64 พิกเซล

*b*: ตัวแปรแบนด์ของสี

*ipar[b]*: ตัวแปรเก็บค่าพารามิเตอร์ GEV ที่ได้จากการประมาณค่าด้วย PWMS

*r1, r2*: ตัวแปรตรวจสอบช่วงของพารามิเตอร์ Shape

*estimatedscale*: ตัวแปรค่าพารามิเตอร์ Scale ที่ประมาณได้ในแต่ละช่วง *r1, r2*

*ltol, utol*: ตัวแปรขอบเขตล่างและขอบเขตบนของค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ

*pf[b]*: ตัวแปรเก็บค่า Cumulative Distribution Function

*rpar*: ตัวแปรเก็บค่าชั่วคราวของพารามิเตอร์ GEV ของแบบคัสีแดง

*gpar*: ตัวแปรเก็บค่าชั่วคราวของพารามิเตอร์ GEV ของแบบคัสีเขียว

*optrpar*: ตัวแปรเก็บค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมของแบบคัสีแดง

*optgpar*: ตัวแปรเก็บค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมของแบบคัสีเขียว

*q*: ตัวแปรเก็บค่าคุณภาพ

*qmax*: ตัวแปรเก็บค่าคุณภาพสูงสุด

ตัวแปรส่งออก: *g* ตัวแปรเก็บภาพที่ได้รับการปรับปรุง

1.  $sb \leftarrow \{192, 96, 32\}$
2.  $lb \leftarrow \{112, 16, 16\}$
3.  $ub \leftarrow \{240, 144, 48\}$
4.  $r1 \leftarrow 0.2$
5.  $r2 \leftarrow 0.5$
6.  $ltol \leftarrow -5$
7.  $utol \leftarrow 10$
8.  $rgbdata \leftarrow \text{DOWN\_SAMPLING}(f, 64);$
9. For  $b$  From 1 To 2
10.  $pf[b] \leftarrow \text{CDF}(f[:, :, b])$
11.  $ipar[b] \leftarrow \text{PWMS}(rgbdata[:, :, b])$
12.  $tlocation \leftarrow sb(b) + ipar[b].scale * (\text{GAMMA}(1 + ipar[b].shape) - 1) / ipar[b].shape;$
13. If  $ipar[b].shape \geq -r1$  and  $ipar[b].shape \leq r1$
14.  $estimatedscale[b] \leftarrow 128/9$
15. If  $ipar[b].shape > -r2$  and  $ipar[b].shape < -r1$
16.  $estimatedscale[b] \leftarrow (lb(b) - tlocation) * ipar[b].shape$
17. If  $ipar[b].shape > r1$  and  $ipar[b].shape < r2$
18.  $estimatedscale[b] \leftarrow (ub(b) - tlocation) * ipar[b].shape$

```

19. If  $ipar[b].shape \leq -r2$  or  $ipar[b].shape \geq r2$ 
20.    $estimatedscale[b] \leftarrow ipar[b].scale$ 
21.  $output[:, :, 3] \leftarrow f[:, :, 3] + (sb[3] - MEAN(f[:, :, 3]))$ 
22.  $qmax \leftarrow 0$ 
23. For  $j$  From  $ltol$  To  $utol$ 
24.    $rpar.scale \leftarrow estimatedscale[1] + j$ 
25.    $rpar.shape \leftarrow ipar[1].shape$ 
26.    $rpar.location \leftarrow sb[1] + rpar.scale * (GAMMA(1 + rpar.shape) - 1) / rpar.shape$ 
27.    $output[:, :, 1] \leftarrow HS\_GEV(f[:, :, 1], rpar, pf[1])$ 
28. For  $k$  From  $ltol$  To  $utol$ 
29.    $gpar.scale \leftarrow estimatedscale[2] + k$ 
30.    $gpar.shape \leftarrow ipar[2].shape$ 
31.    $gpar.location \leftarrow sb[2] + gpar.scale * (GAMMA(1 + gpar.shape) - 1) / gpar.shape$ 
32.    $output[:, :, 2] \leftarrow HS\_GEV(f[:, :, 2], tpar, pf[2])$ 
33.    $q \leftarrow ACSQM(f, output)$ 
34.   If  $q > qmax$ 
35.      $qmax \leftarrow q$ 
36.      $optrpar \leftarrow rpar$ 
37.      $optgpar \leftarrow gpar$ 
38.  $output[:, :, 1] \leftarrow HS\_GEV(f[:, :, 1], optrpar, pf[1])$ 
39.  $output[:, :, 2] \leftarrow HS\_GEV(f[:, :, 2], optgpar, pf[2])$ 
40.  $g \leftarrow output$ 

```

ภาพประกอบที่ 3-11 ขั้นตอนวิธีของการปรับปรุงคุณภาพ CBCE

### 3.4 บทสรุป

ผู้วิจัยได้ออกแบบวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาลให้ได้ภาพผลลัพธ์ที่มีความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีที่เหมาะสมกับการมองเห็นด้วยตาเปล่าและสามารถเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพได้ดีขึ้น โดยสร้างฟังก์ชันการแปลงสำหรับจัดเรียงและกระจายค่าความเข้มของข้อมูลในแต่ละแบนด์ด้วยเทคนิค Histogram Specification ซึ่งเป็นวิธีที่ตรงไปตรงมาและไม่มี

ความซับซ้อนมากนัก สำหรับฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์ที่ต้องการ (Desired Histogram) ซึ่งเป็นไปตามข้อกำหนดของแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] นั้นจะสร้างขึ้นโดยอาศัยวิธีการแจกแจง GEV ที่มีพารามิเตอร์ 3 ตัวได้แก่ พารามิเตอร์ Shape, Scale และ Location ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพด้วยค่าพารามิเตอร์ GEV ที่เป็นไปได้ทั้งหมด จะนำมาประเมินคุณภาพด้วยตัววัด ACSQM และค่าของพารามิเตอร์ GEV ที่ทำให้ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพแล้วมีค่า ACSQM มากที่สุดจะได้รับการคัดเลือกให้เป็นพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมที่สุด

สำหรับตัววัดคุณภาพ ACSQM นั้นผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้น โดยการประยุกต์ใช้ Contrast Sensitivity Function และ Psychometric Function ซึ่งมีความสอดคล้องกับการมองเห็นด้วยตาของมนุษย์ นอกจากนี้ตัววัดคุณภาพดังกล่าวยังได้เพิ่มกลไกชดเชยคุณภาพ ด้วยสัดส่วนของบริเวณพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมากเกินไปของภาพอีกด้วย

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและบทวิจารณ์

#### 4.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการเปรียบเทียบ วิเคราะห์ และวิจารณ์ ถึงผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาด้วยวิธีที่นำเสนอคือ Color Balance and Contrast Enhancement (CBCE) กับวิธีอื่นๆ 3 วิธี ได้แก่ 1) วิธี Normalized Convolution and Noise Removal (NCNR) [37] 2) วิธี Color Retinal Image Enhancement based on Luminosity and Contrast Adjustment (LCA) [41] และ 3) วิธี Histogram Specification with Generalized Extreme Value Distribution (HS-GEV) [33] โดยการประเมินคุณภาพของภาพสีจอตา จะทำการประเมินทั้งแบบวัตถุวิสัย (Objective Assessment) และแบบจิตวิสัย (Subjective Assessment) โดยใช้ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE และ DIARETDB0

#### 4.2 ฐานข้อมูลภาพสีจอตา (Retinal Image Database)

ฐานข้อมูลภาพสีจอตาที่ใช้สำหรับการทดลอง และเปรียบเทียบประสิทธิภาพของงานวิจัยนี้ คือ Structured Analysis of the Retina (STARE) [71] และ Standard Diabetic Retinopathy Database Calibration Level 0 (DIARETDB0) [72] ซึ่งเป็นฐานข้อมูลเปิดที่สามารถนำมาใช้เพื่อศึกษาวิจัย

##### 4.2.1 ฐานข้อมูล STARE

ฐานข้อมูล STARE สร้างขึ้นโดย Hoover และคณะ [71] ประกอบด้วย ภาพสีจอตาของผู้ป่วยที่ไม่พบรอยโรคจำนวน 36 ภาพ และของผู้ป่วยที่เป็นโรค AMD จำนวน 47 ภาพ ภาพแต่ละภาพมีขนาด 700×605 พิกเซล ข้อมูลเป็นภาพสีจริง (True Color Image) ที่มีความละเอียด 24 บิต มีมุมมอง (FOV) เท่ากับ 35° และจัดเก็บด้วยรูปแบบไฟล์ Portable Pix Map (PPM)

##### 4.2.2 ฐานข้อมูล DIARETDB0

ฐานข้อมูล DIARETDB0 สร้างขึ้นโดย Kauppi และคณะ [72] ประกอบด้วย ภาพสีจอตาของผู้ป่วยที่ไม่พบรอยโรคจำนวน 20 ภาพ และของผู้ป่วยที่มีลักษณะบ่งบอกว่าเป็นโรคเบาหวานขึ้นตาจำนวน 110 ภาพ ภาพแต่ละภาพมีขนาด 1500 × 1152 พิกเซล ข้อมูลเป็นภาพสีจริงที่มีความละเอียด 24 บิต มีมุมมองเท่ากับ 35° และจัดเก็บด้วยรูปแบบไฟล์ Portable Network Graphic (PNG)

### 4.2.3 คุณลักษณะของภาพสีจอตาก่อนและหลังทำการปรับปรุงคุณภาพ

ผู้วิจัยได้ทำการเปรียบเทียบคุณสมบัติที่สำคัญของภาพสีจอตาทั้งก่อนและหลังการปรับปรุงคุณภาพ ตารางที่ 4-1 แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติต่าง ๆ ในด้านความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุคสีของภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE จากตารางจะเห็นว่าความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุคสี ของภาพสีจอตาที่ยังไม่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพในฐานข้อมูลทั้งสองนั้น มีความแปรปรวนค่อนข้างมาก นอกจากนี้ ความสว่างในแต่ละแบนด์และความสมดุคสียังมีค่าห่างจากค่าที่เป็นเป้าหมาย ซึ่งเป็นค่าที่ระบุไว้ในแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] โดยรายละเอียดของคุณสมบัติต่าง ๆ ของภาพสีจอตา จากทั้งสองฐานข้อมูลมีดังนี้

#### - ความสว่าง

ความสว่างของภาพสีจอตา จากฐานข้อมูล DIARETDB0 มีค่าน้อยกว่าค่าความสว่างที่เป็นเป้าหมาย (ค่าความสว่างในแบนด์สีแดง เท่ากับ 192 สีเขียวเท่ากับ 96 และสีน้ำเงินเท่ากับ 32) โดยมีค่าความสว่างในแบนด์สีแดงเท่ากับ  $145.31 \pm 33.71$  แบนด์สีเขียวเท่ากับ  $55.9 \pm 14.81$  และแบนด์สีน้ำเงินเท่ากับ  $9.63 \pm 7.04$  ในขณะที่ความสว่างของภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE มีค่ามากกว่าค่าความสว่างที่เป็นเป้าหมาย โดยมีค่าความสว่างในแบนด์สีแดงเท่ากับ  $193.84 \pm 38.40$  แบนด์สีเขียวเท่ากับ  $111.93 \pm 32.59$  และแบนด์สีน้ำเงินเท่ากับ  $47.17 \pm 35.07$

#### - คอนทราสต์

คอนทราสต์ของภาพสีจอตา จากฐานข้อมูล DIARETDB0 จะมีค่าน้อยกว่าภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE โดยที่ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 จะมีคอนทราสต์ในแบนด์สีแดง เท่ากับ  $22.55 \pm 6.72$  แบนด์สีเขียวเท่ากับ  $11.30 \pm 3.93$  และแบนด์สีน้ำเงินเท่ากับ  $5.07 \pm 2.29$  ในขณะที่ ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE จะมีคอนทราสต์ในแบนด์สีแดงเท่ากับ  $32.13 \pm 15.35$  แบนด์สีเขียว เท่ากับ  $22.47 \pm 10.30$  และแบนด์สีน้ำเงินเท่ากับ  $16.79 \pm 7.73$

#### - ความสมดุคสี

ความสมดุคสีของภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 มีสัดส่วน G/R และ B/R น้อยกว่า ค่าสัดส่วน G/R และ B/R ที่เป็นเป้าหมาย (ค่าสัดส่วน G/R และ B/R เท่ากับ 0.50 และ 0.17) โดยมีสัดส่วน G/R เท่ากับ  $0.39 \pm 0.06$  และ B/R เท่ากับ  $0.07 \pm 0.05$  ในขณะที่ความสมดุคสีของภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE มีสัดส่วน G/R และ B/R มากกว่า ค่าสัดส่วน G/R และ B/R ที่เป็นเป้าหมาย โดยมีสัดส่วน G/R เท่ากับ  $0.59 \pm 0.18$  และ B/R เท่ากับ  $0.26 \pm 0.22$

ตารางที่ 4-1 ค่าความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตาก่อนการปรับปรุง

Original Image	DIARETDB0	STARE
<b>Brightness Parameters</b>		
<b>Red Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD (Standard Deviation)	145.31 $\pm$ 33.71	193.84 $\pm$ 38.40
Range	42.46 - 233.24	115.38 - 247.75
<b>Green Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	55.90 $\pm$ 14.81	111.93 $\pm$ 32.59
Range	20.86 - 99.36	57.35 - 195.26
<b>Blue Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	9.63 $\pm$ 7.04	47.17 $\pm$ 35.07
Range	0.12 - 33.00	2.78 - 186.89
<b>Contrast Parameters</b>		
<b>SD Red Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	22.55 $\pm$ 6.72	32.13 $\pm$ 15.35
Range	9.44 - 48.22	7.52 - 62.68
<b>SD Green Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	11.30 $\pm$ 3.93	22.47 $\pm$ 10.30
Range	4.89 - 24.52	8.97 - 44.19
<b>SD Blue Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	5.07 $\pm$ 2.29	16.79 $\pm$ 7.73
Range	0.38 - 13.46	2.66 - 39.03
<b>Color Balance Parameters</b>		
<b>Green/Red Ratio (G/R)</b>		
Mean $\pm$ SD	0.39 $\pm$ 0.06	0.59 $\pm$ 0.18
Range	0.25 - 0.50	0.29 - 1.16
<b>Blue/Red Ratio (B/R)</b>		
Mean $\pm$ SD	0.07 $\pm$ 0.05	0.26 $\pm$ 0.22
Range	0.00 - 0.20	0.01 - 1.26



ภาพสีจอตาก็มีความสว่างและความสมดุลสีไม่เหมาะสม ทำให้จักษุแพทย์สังเกตรอยโรค Drusen ได้ยาก เนื่องจากคอนทราสต์ไม่เหมาะสม ที่สำคัญคือ เมื่อความสมดุลสีไม่เหมาะสม มีผลทำให้สีของ Drusen จากแต่ละภาพต่างกันตามสัดส่วนของสี เมื่อเปรียบเทียบกับเยื่อปมึนสีของจอตาก็มีสภาพปกติ โดยภาพสีจอตาก็มีความสว่างและความสมดุลสีไม่เหมาะสมตามที่ระบุไว้ในแบบจำลองสีภาพจอตาคง Hubbard และคณะ [15] มีด้วยกัน 4 ลักษณะ คือ 1) ภาพที่มีความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป โดยสามารถพิจารณาได้จาก จำนวนของพิกเซล ที่มีค่าความเข้มแสงตั้งแต่ 240 ขึ้นไป มีจำนวนมากกว่า 15 % ของจำนวนพิกเซลทั้งภาพ 2) ภาพที่มีความสว่างของแสงน้อยเกินไป โดยสามารถพิจารณาจากค่าความสว่างในแบนด์สีแดงที่มีค่าน้อยกว่า 96 3) ภาพที่มีสัดส่วนของสีเขียวน้อยเกินไป (หรือมีสัดส่วนสีแดงมากเกินไป) โดยสามารถพิจารณาได้จากสัดส่วนของ G/R ที่มีค่าน้อยกว่า 0.40 และ 4) ภาพที่มีสัดส่วนของสีน้ำเงินมากเกินไป โดยสามารถพิจารณาได้จากสัดส่วนของ B/R ที่มีค่ามากกว่า 0.25

จากการวิเคราะห์ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูลทั้งสอง พบว่า ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE เป็นภาพที่มีปัญหาเกี่ยวกับความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป 53.13 % และมีปัญหาเกี่ยวกับสัดส่วนของสีน้ำเงินที่ไม่เหมาะสม 37.50 % ในขณะที่ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 จะมีปัญหาเกี่ยวกับสัดส่วนของสีเขียวที่ไม่เหมาะสม 56.92 % ส่วนปัญหาภาพสีจอตามีความสว่างของแสงน้อยเกินไป พบได้เพียง 4.62 % โดยรายละเอียดทั้งหมด ได้แสดงไว้ในตารางที่ 4-2

ตารางที่ 4-2 จำนวนเปอร์เซ็นต์ของภาพสีจอตามีคุณภาพไม่เหมาะสม

คุณลักษณะที่ไม่เหมาะสม	เงื่อนไข	DIARETDB0	STARE
มีความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป (Over Saturation of Red)	จำนวนของพิกเซลที่มีค่ามากกว่า 240 มีมากกว่า 15% ของจำนวนพิกเซลทั้งภาพ	0.76 %	53.13 %
มีความส่องสว่างน้อย (Marked Under Illumination)	ค่าความสว่างของแบนด์สีแดงน้อยกว่า 96	4.62 %	-
มีสัดส่วนของสีเขียวน้อยเกินไป หรือ มีสัดส่วนของสีแดงมากเกินไป (Weak Green/Strong Red : Reddish)	สัดส่วน G/R มีค่าน้อยกว่า 0.40	56.92 %	9.37 %
มีสัดส่วนของสีน้ำเงินมากเกินไป (Excessive Blue : Purplish)	สัดส่วน B/R มีค่ามากกว่า 0.25	-	37.50 %

ตารางที่ 4-3 แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติในด้าน ความสว่าง คอนทราสต์ และ ความสมมูลสีของภาพสีจอตาที่ได้รับการปรับปรุงโดยวิธีที่นำเสนอ CBCE จากข้อมูลในตารางที่ 4-3 พบว่า ความสว่าง คอนทราสต์ และ ความสมมูลสีของภาพสีจอตาที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพในฐานข้อมูลทั้งสองนั้นมีความแปรปรวนต่ำ อีกทั้งค่าความสว่างในแต่ละแบนด์และความสมมูลสียังมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่เป็นเป้าหมาย โดยมีรายละเอียดต่าง ๆ ดังนี้

#### - ความสว่าง

ความสว่างของภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE ที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพโดยวิธีที่นำเสนอ มีค่าเข้าใกล้ค่าความสว่างที่เป็นเป้าหมาย โดยมีค่าความสว่างของภาพสีจอตาของฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE ในแบนด์สีแดง เท่ากับ  $192.60 \pm 0.30$  และ  $192.29 \pm 0.42$  แบนด์สีเขียว เท่ากับ  $97.40 \pm 0.46$  และ  $96.74 \pm 0.21$  และแบนด์สีน้ำเงิน เท่ากับ  $32 \pm 0.31$  และ  $32.25 \pm 0.59$  โดยลำดับ

#### - คอนทราสต์

ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 ที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพโดยวิธีที่นำเสนอ จะมีคอนทราสต์ในแบนด์สีแดง เพิ่มขึ้นประมาณ 16.98 % (จากเดิม  $22.55 \pm 6.72$  เพิ่มขึ้น  $26.38 \pm 4.14$ ) และมีคอนทราสต์ในแบนด์สีเขียวเพิ่มขึ้นประมาณ 141.68 % (จากเดิม  $11.3 \pm 3.93$  เพิ่มขึ้น  $27.31 \pm 3.77$  ส่วนสาเหตุที่มีการเพิ่มคอนทราสต์สูงมากในแบนด์สีเขียว เนื่องจากข้อมูลในแบนด์สีเขียวของภาพสีจอตาในฐานข้อมูลนี้ มีคอนทราสต์ที่ค่อนข้างต่ำ อีกทั้งยังมีสัดส่วนสีเขียวน้อยเกินไป ดังแสดงไว้ในตารางที่ 4-2) ในขณะที่ภาพสีจอตาที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพ จากฐานข้อมูล STARE จะมีคอนทราสต์ในแบนด์สีแดงลดลงประมาณ 16.65 % (จากเดิม  $32.13 \pm 15.35$  ลดลงเป็น  $26.78 \pm 12.81$  ส่วนสาเหตุที่มีการลดคอนทราสต์ในแบนด์สีแดง เนื่องจากข้อมูลในแบนด์สีแดงของฐานข้อมูลนี้ มีความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป ดังแสดงไว้ในตารางที่ 4-2) และมีคอนทราสต์ในแบนด์สีเขียวเพิ่มขึ้นประมาณ 21.63 % (จากเดิม  $22.47 \pm 10.30$  เพิ่มขึ้น  $27.33 \pm 8.86$ ) สำหรับคอนทราสต์ในแบนด์สีน้ำเงินนั้นจะไม่มีการเปลี่ยนแปลง เนื่องจากไม่มีการปรับปรุงคอนทราสต์ในแบนด์สีน้ำเงิน

#### - ความสมมูลสี

ความสมมูลสีของภาพสีจอตา จากทั้งสองฐานข้อมูล ที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพโดยวิธีที่นำเสนอ มีสัดส่วน G/R และ B/R เข้าใกล้ค่าเป้าหมาย โดยภาพสีจอตาของฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE มีสัดส่วน G/R เท่ากับ  $0.506 \pm 0.002$  และ  $0.503 \pm 0.003$  และมีสัดส่วน B/R เท่ากับ  $0.166 \pm 0.002$  และ  $0.168 \pm 0.002$  โดยลำดับ

ตารางที่ 4-3 ค่าความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีของภาพสีจอตาหลังการปรับปรุง

CBCE Enhanced Image	DIARETDB0	STARE
<b>Brightness Parameters</b>		
<b>Red Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	192.60 $\pm$ 0.30	192.29 $\pm$ 0.42
Range	191.74 - 193.29	190.35 - 192.74
<b>Green Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	97.40 $\pm$ 0.46	96.74 $\pm$ 0.21
Range	96.33 - 98.9	96.31 - 97.24
<b>Blue Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	32.00 $\pm$ 0.31	32.25 $\pm$ 0.59
Range	31.51 - 32.49	31.52 - 34.22
<b>Contrast Parameters</b>		
<b>SD Red Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	26.38 $\pm$ 4.14	26.78 $\pm$ 12.81
Range	12.43 - 39.51	12.84 - 60.81
<b>SD Green Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	27.31 $\pm$ 3.77	27.33 $\pm$ 8.86
Range	14.93 - 39.39	18.08 - 49.51
<b>SD Blue Brightness</b>		
Mean $\pm$ SD	5.08 $\pm$ 2.30	16.48 $\pm$ 7.35
Range	0.39 - 13.46	2.66 - 37.05
<b>Color Balance Parameters</b>		
<b>Green/Red Ratio</b>		
Mean $\pm$ SD	0.506 $\pm$ 0.002	0.503 $\pm$ 0.003
Range	0.501 - 0.513	0.501 - 0.508
<b>Blue/Red Ratio</b>		
Mean $\pm$ SD	0.166 $\pm$ 0.002	0.168 $\pm$ 0.002
Range	0.163 - 0.169	0.163 - 0.179

### 4.3 ตัววัดคุณภาพเชิงวัตถุวิสัย (Objective Quality Index)

ประสิทธิภาพของวิธีการปรับปรุงคุณภาพจะถูกประเมินว่าดีมากขึ้นเพียงใดนั้น ส่วนหนึ่งสามารถทำได้โดยนำภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่าง ๆ มาวัดคุณลักษณะ (Feature) ต่างๆที่สำคัญของภาพ ได้แก่ คอนทราสต์ ความมีสีสัน และความเป็นธรรมชาติ ด้วยตัววัดคุณภาพเชิงวัตถุวิสัย โดยตัววัดคุณภาพที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ประกอบด้วย ตัววัดคุณภาพ Quaternion Structural Similarity (QSSIM), Lightness Order Error (LOE), Global Contrast Factor (GCF) และ  $M^{(3)}$

#### 4.3.1 ตัววัดคุณภาพ QSSIM

QSSIM เป็นตัววัดคุณภาพของการมองเห็น (Visual Quality Matrix: VQM) ซึ่งเหมาะสำหรับใช้วัดคุณภาพของภาพที่ถูกลดทอนคุณภาพด้วยการลดความอิ่มสี (Desaturation) หรือเพิ่มความเบลอ (Blur) หรือทั้งสองอย่าง โดย Kolaman และ Yadid-Pecht [73] ได้นิยามแต่ละพิกเซลให้อยู่ในรูปแบบ Pure quaternion ดังนี้

$$q(r, c) = R(r, c)i + G(r, c)j + B(r, c)k \quad (4.1)$$

โดยที่  $R(r, c)$ ,  $G(r, c)$  และ  $B(r, c)$  แทนค่าความเข้มแสงของแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงินของพิกเซลแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  ตัววัดคุณภาพ QSSIM สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$QSSIM_{ref, deg} = \left( \frac{2\mu_{q_{ref}}\mu_{q_{deg}}}{\mu_{q_{ref}}^2 + \mu_{q_{deg}}^2} \right) \left( \frac{\sigma_{q_{ref, deg}}}{\sigma_{q_{ref}}^2 + \sigma_{q_{deg}}^2} \right) \quad (4.2)$$

โดยที่  $\mu$  และ  $\sigma$  คือ ค่าเฉลี่ย และ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ส่วน  $q_{ref}$  และ  $q_{deg}$  หมายถึง หมายถึง Pure Quaternion ของภาพอ้างอิงและภาพที่ถูกลดทอนคุณภาพ ภาพประกอบที่ 4-1 แสดงตัวอย่างภาพที่มีความอิ่มสีและความเบลอที่แตกต่างกัน และค่าของ QSSIM ที่วัดได้ ซึ่งจะเห็นว่าค่าของตัววัดคุณภาพ QSSIM จะมีค่าน้อยลง เมื่อภาพมีความอิ่มสีลดลง หรือมีความเบลอเพิ่มขึ้น

Kolaman และ Yadid-Pecht ได้ทำการทดลองเปรียบเทียบตัววัด QSSIM กับการประเมินโดยมนุษย์ โดยใช้ภาพจำนวน 880 ภาพ แต่ละภาพจะถูกนำมาสร้างภาพใหม่ที่มีคุณภาพลดลงจำนวน 6 ภาพ โดยการปรับความเบลอของภาพด้วย Gaussian Blur ด้วยพารามิเตอร์  $\sigma = 2$  และ  $\sigma = 15$

และภาพที่เบลอแต่ละภาพจะนำมาปรับความอิ่มสีของภาพเป็น 10%, 40% และ 100% ต่อจากนั้นจะให้ผู้ประเมินจำนวน 20 คนซึ่งมีการมองเห็นปกติเป็นผู้ให้คะแนน 1-100 กับภาพแต่ละภาพ คะแนนที่ได้จากผู้ประเมิน 3 คนที่มีคะแนนผิดปกติไปจากกลุ่ม (Outlier) จะถูกตัดออก คะแนนของภาพแต่ละภาพจะเกิดจากการนำคะแนนที่ได้จากผู้ประเมินทุกคนมาปรับมาตรฐานเป็น z score แล้วหาค่าเฉลี่ยและปรับค่าให้มีบรรทัดฐาน (Normalize) อยู่ในช่วง [0, 1] ผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่า ตัววัด QSSIM มีความสอดคล้องสัมพันธ์ (Correlate) กับการวัดคุณภาพโดยใช้มนุษย์เป็นผู้ประเมินคุณภาพ (Human Subjective Test) [73]



(ก) ภาพอ้างอิง

(ข)  $\sigma_{\text{blur}} = 2$ , Saturate = 100%

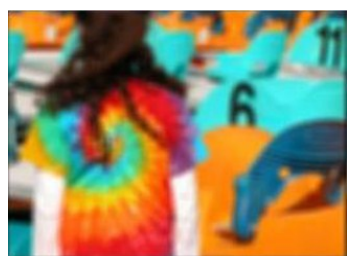
QSSIM = 0.8620

(ค)  $\sigma_{\text{blur}} = 2$ , Saturate = 40%

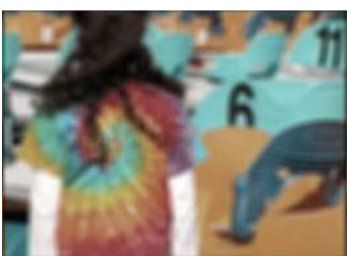
QSSIM = 0.8037

(ง)  $\sigma_{\text{blur}} = 2$ , Saturate = 10%

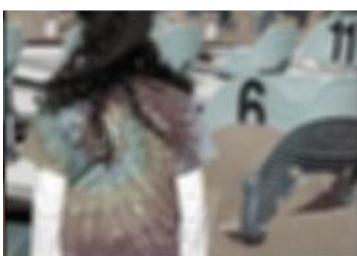
QSSIM = 0.7547

(ฉ)  $\sigma_{\text{blur}} = 15$ , Saturate = 100%

QSSIM = 0.6518

(ช)  $\sigma_{\text{blur}} = 15$ , Saturate = 40%

QSSIM = 0.5824

(ซ)  $\sigma_{\text{blur}} = 15$ , Saturate = 10%

QSSIM = 0.5323

ภาพประกอบที่ 4-1 การวัดคุณภาพด้วย QSSIM

### 4.3.2 ตัววัดคุณภาพ LOE

LOE เป็นตัววัดการคงไว้ซึ่งความเป็นธรรมชาติ (Naturalness Preservation) จากภาพเดิม (Original Image) โดยอาศัยลำดับความสว่างสัมพัทธ์ (Relative Lightness Order) ที่เป็นตัวบอกลักษณะของแหล่งกำเนิดแสงและความแปรปรวนของความสว่าง (Lightness Variation) โดย Shuhang Wang [43] ได้ให้นิยามความสว่าง (Lightness) คือ ค่าสูงสุดในแต่ละพิกเซลสี ดังแสดงในสมการ

$$L(r, c) = \max_{ch \in \{R, G, B\}} I^{ch}(r, c) \quad (4.3)$$

โดยที่  $I^{ch}$  คือ ค่าความเข้มของแสงในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงินของพิกเซลในแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  สำหรับแต่ละพิกเซลแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  ค่าความแตกต่างของลำดับความสว่าง  $RD(r, c)$  ระหว่างความสว่างของภาพเดิม  $L$  กับภาพที่มีการปรับปรุง  $L_e$  สามารถคำนวณได้จาก

$$RD(r, c) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (U(L(r, c), L(i, j)) \oplus U(L_e(r, c), L_e(i, j))) \quad (4.4)$$

โดยที่ฟังก์ชัน  $U(x, y)$  คือ Unit Step Function ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบ

$$U(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{for } x \geq y \\ 0, & \text{else} \end{cases} \quad (4.5)$$

และ  $m$  และ  $n$  คือความกว้างและความยาวของภาพ ส่วน  $\oplus$  คือ ตัวดำเนินการ Exclusive-Or

ตัววัดคุณภาพ LOE สามารถคำนวณได้โดยการหาค่าเฉลี่ย ของค่าความแตกต่างของลำดับความสว่างได้ดังสมการ

$$LOE = \frac{1}{m * n} \sum_{r=1}^m \sum_{c=1}^n RD(r, c) \quad (4.6)$$

ภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพที่มีค่า LOE น้อยจะมีความเป็นธรรมชาติมากกว่าภาพที่มีค่า LOE มาก ภาพประกอบที่ 4-2 แสดงตัวอย่างภาพที่มีความเป็นธรรมชาติที่แตกต่างกัน และค่าของ LOE ที่วัดได้ ซึ่งจะเห็นว่า ค่าของตัววัดคุณภาพ LOE จะมีค่าน้อยลง (คุณภาพดีขึ้น) เมื่อภาพที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพมีลำดับความสว่างสัมพัทธ์ใกล้เคียงกับภาพนำเข้า



(ก) ภาพอ้างอิง



(ข) LOE = 68.21



(ค) LOE = 23.04



(ง) LOE = 8.48

ภาพประกอบที่ 4-2 การวัดคุณภาพด้วย LOE

#### 4.3.3 ตัววัดคุณภาพ GCF

GCF เป็นตัววัดคอนทราสต์เชิงพื้นที่ (Local Contrast) ของภาพที่มีระดับความละเอียดของภาพ (Resolution) ที่แตกต่างกัน จำนวน 9 ระดับ [74] โดยในแต่ละระดับความละเอียดของภาพ จะมีการคำนวณค่าลูมิแนนซ์  $L$  ด้วยสมการ

$$L = 100 * \sqrt{\left(\frac{k}{255}\right)^{2.2}} \quad (4.7)$$

โดยที่  $k$  แทนค่าในแต่ละพิกเซล และ  $k \in \{0, 1, \dots, 254, 255\}$

หลังจากนั้นจึงคำนวณค่าเฉลี่ยคอนทราสต์เชิงพื้นที่  $c$  ที่ความละเอียดของภาพ  $i$  จากสมการ

$$c_i(r,c) = \frac{1}{m \times n} \sum_{r=1}^m \sum_{c=1}^n lc_i(r,c) \quad (4.8)$$

โดยที่  $m, n$  คือ ความกว้างและความยาวของภาพ ส่วน  $lc$  คือ Local Contrast ซึ่งสามารถหาได้จากค่าเฉลี่ยของผลต่างของค่า  $L$  ระหว่างพิกเซลใด ๆ กับพิกเซลข้างเคียงทั้ง 4 จุด ดังสมการ

$$lc(r,c) = \frac{|L(r,c) - L(r,c-1)| + |L(r,c) - L(r,c+1)| + |L(r,c) - L(r-1,c)| + |L(r,c) - L(r+1,c)|}{4} \quad (4.9)$$

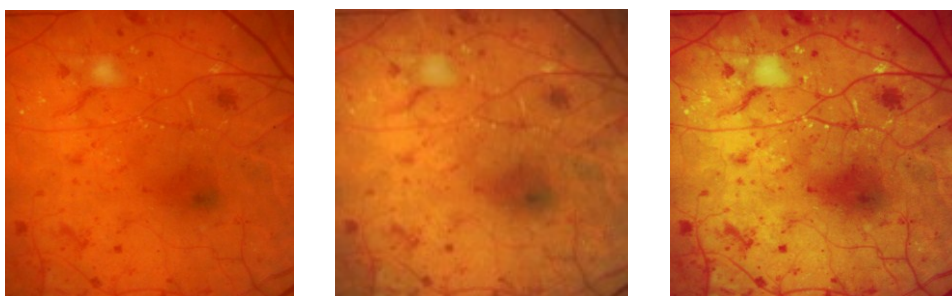
ตัววัดคุณภาพ GCF หาได้โดยหาผลรวมของค่า  $c$  คูณด้วยค่าถ่วงน้ำหนัก  $w$  ที่ความละเอียดของภาพทั้ง 9 ระดับดังสมการ

$$GCF = \sum_{i=1}^9 w_i c_i \quad (4.10)$$

โดยที่  $w_i$  เป็นค่าถ่วงน้ำหนัก (Weighing Factor) และสามารถคำนวณได้จาก

$$w_i = (-0.406385 \times \frac{i}{9} + 0.334573) \times \frac{i}{9} + 0.0877526 \quad (4.11)$$

ภาพประกอบที่ 4-3 แสดงตัวอย่างภาพที่มีคอนทราสต์แตกต่างกัน และค่า GCF ที่วัดได้ ซึ่งจะเห็นว่า ค่าของตัววัดคุณภาพ GCF จะมีค่ามากขึ้นเมื่อภาพมีคอนทราสต์เพิ่มขึ้น



(ก) GCF=1.72

(ข) GCF=2.05

(ค) GCF=2.50

ภาพประกอบที่ 4-3 การวัดคุณภาพด้วย GCF



#### 4.3.4 ตัววัดคุณภาพ $M^{(3)}$

$M^{(3)}$  เป็นตัววัดความมีสีสัน (Colorfulness) ของภาพสี RGB [75] การคำนวณตัววัด  $M^{(3)}$  เริ่มจากการแปลงภาพที่อยู่ในระบบสี RGB ให้มาอยู่ในระบบสี Opponent Color Space ดังสมการ

$$rg = R - G \quad (4.12)$$

$$yb = \frac{1}{2} \times (R + G) - B \quad (4.13)$$

แล้วจึงคำนวณค่าความอึมสีของภาพด้วยสมการ

$$M^{(3)} = \sigma_{rgyb} + 0.3 \times \mu_{rgyb} \quad (4.14)$$

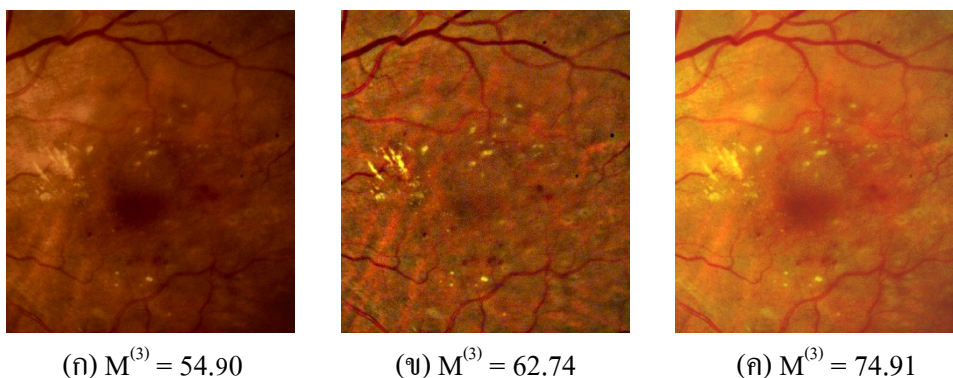
โดยที่  $\sigma_{rgyb} = \sqrt{\sigma_{rg}^2 + \sigma_{yb}^2}$  และ  $\mu_{rgyb} = \sqrt{\mu_{rg}^2 + \mu_{yb}^2}$

Hasler และ Susstrunk [75] ได้ทดลองวัดความอึมสีของภาพโดยใช้ผู้ประเมินที่ไม่ได้เป็นผู้เชี่ยวชาญจำนวน 20 คนและภาพจำนวน 84 ภาพ ผู้ประเมินแต่ละคนจะประเมินความมีสีสันของภาพโดยใช้ตัวเลือก 7 ตัว ได้แก่ Not Colorful, Slightly Colorful, Moderately Colorful, Averagely Colorful, Quite Colorful, Highly Colorful และ Extremely Colorful จากผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลอง สามารถสรุปได้ว่าค่า  $M^{(3)}$  มีความสอดคล้องกับการวัดโดยใช้มนุษย์ถึง 95.3 % โดยค่า  $M^{(3)}$  ที่วัดได้มีความหมายดังแสดงในตารางที่ 4-4

ตารางที่ 4-4 ความหมายของค่า  $M^{(3)}$  ที่วัดได้

$M^{(3)}$	ความหมาย
0	Not Colorful
15	Slightly Colorful
33	Moderately Colorful
45	Averagely Colorful
59	Quite Colorful
82	Highly Colorful
109	Extremely Colorful

ภาพประกอบที่ 4-4 แสดงตัวอย่างภาพที่มีสีสันทันที่แตกต่างกัน และค่า  $M^{(3)}$  ที่วัดได้ ซึ่งจะเห็นว่า ค่าของตัววัดคุณภาพ  $M^{(3)}$  จะมีค่ามากขึ้นเมื่อภาพมีสีสันทันเพิ่มมากขึ้น



ภาพประกอบที่ 4-4 การวัดคุณภาพด้วย  $M^{(3)}$

#### 4.4 การประเมินคุณภาพของภาพสีจอตา

ภาพสีจอตาที่มีคุณภาพที่ดีจะต้องสามารถแสดงรายละเอียดทางพยาธิสภาพได้ดี มีคอนทราสต์ และความสมดุลสีที่เหมาะสมเป็นไปตามข้อกำหนดแบบจำลองสีจอตา เพราะทำให้รอยโรคต่าง ๆ อยู่ในรูปแบบเดียวกัน เช่น ถ้าภาพมีโรค Dry AMD จะทำให้รอยโรค Drusen ปรากฏเป็นสีเหลืองเหมือนกันทุกภาพที่มีรอยโรคนี้นี้ ซึ่งจะช่วยให้จักษุแพทย์สามารถวินิจฉัยโรคที่ปรากฏอาการทางจอตาได้อย่างถูกต้องมากยิ่งขึ้น การประเมินคุณภาพสามารถประเมินได้ 2 แบบคือ แบบวัดความรู้สึกและแบบจิตวิสัย สำหรับการประเมินแบบจิตวิสัยนั้นจะประเมินโดยจักษุแพทย์เป็นผู้ให้ความเห็นหรือให้คะแนน การประเมินแบบนี้มีข้อดีคือ เป็นการประเมินจากผู้ใช้งานจริงและมีส่วนเกี่ยวข้องโดยตรง แต่ก็มีข้อเสียคือ มีค่าใช้จ่ายสูง ใช้เวลามาก และมีความเป็นปัจเจกบุคคลของผู้ประเมินเข้ามาเกี่ยวข้อง [76] ส่วนการประเมินแบบวัดความรู้สึกจะเป็นการประเมินโดยใช้ตัววัดคุณภาพที่มีใช้กันแพร่หลายดังที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 4.3 เพื่อวัดความสมดุลสี คอนทราสต์ ความมีสีสันทัน และความเป็นธรรมชาติ ข้อดีของการประเมินแบบนี้คือ มีค่าใช้จ่ายน้อยและสามารถประเมินได้อย่างรวดเร็ว แต่มีข้อเสียคือ ตัววัดคุณภาพแต่ละตัวจะอยู่ภายใต้สมมติฐานที่เฉพาะเจาะจง ไม่ได้วัดจากความรู้สึกจากการมองเห็นด้วยตาของมนุษย์โดยตรง จากเหตุผลที่กล่าวมาผู้วิจัยจึงจำเป็นต้องใช้การประเมินคุณภาพทั้ง 2 แบบเพื่อให้ครอบคลุมการวัดทั้งเชิงปริมาณและเชิงคุณภาพ สำหรับการให้คะแนนที่ผู้วิจัยเลือกใช้ในการประเมินแบบจิตวิสัย คือ Mean Opinion Score (MOS) ส่วนเครื่องมือตัววัดคุณภาพที่ใช้ในการประเมินแบบวัดความรู้สึกได้แก่ ตัววัดคุณภาพ QSSIM [73] ตัว

วัดคุณภาพ LOE [43] ตัววัดคุณภาพ GCF [74] และตัววัดคุณภาพ  $M^{(3)}$  [75] ซึ่งได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 4.3

#### 4.4.1 การประเมินคุณภาพแบบวัตถุวิสัย (Objective Assessment)

การประเมินคุณภาพแบบวัตถุวิสัยเป็นการประเมินเชิงตัวเลขโดยอาศัยตัววัดคุณภาพเชิงตัวเลข ตัววัดคุณภาพที่ใช้การประเมินแบบวัตถุวิสัย สามารถแบ่งได้ 2 กลุ่มดังนี้

1) กลุ่มตัววัดที่เกี่ยวข้องกับคุณลักษณะ (Feature) ของภาพ ตัววัดคุณภาพในกลุ่มนี้จะใช้สำหรับวัดความเหมือนเชิงโครงสร้าง ความเป็นธรรมชาติ คอนทราสต์ และ ความมีสีสัน ซึ่งเป็นคุณลักษณะที่สำคัญของภาพสีจอตา ตัววัดคุณภาพในกลุ่มนี้ประกอบด้วย

- ตัววัดคุณภาพ QSSIM ซึ่งใช้สำหรับวัดความเหมือนเชิงโครงสร้างจากภาพอ้างอิง (Reference Image) แต่เนื่องจากในฐานข้อมูลภาพสีจอตา STARE และ DIARETDB0 ไม่มีภาพอ้างอิง ดังนั้นผู้วิจัยจึงจำเป็นต้องใช้ภาพนำเข้ามาแทนภาพอ้างอิง ซึ่งจะมีผลทำให้การวัดคุณภาพมีประสิทธิภาพน้อยลง แต่อย่างน้อยตัววัดคุณภาพนี้ก็ยังสามารถทำให้ทราบว่า ภาพผลลัพธ์ที่ได้นั้นยังคงสามารถเก็บรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างจากภาพนำเข้าได้ดีเพียงใด โดยภาพผลลัพธ์ที่มีค่า QSSIM เท่ากับ 1 แสดงว่าภาพผลลัพธ์นั้นสามารถคงรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างจากภาพนำเข้าได้อย่างสมบูรณ์แบบ [73]

- ตัววัดคุณภาพ LOE จะใช้สำหรับประเมินความสามารถในการรักษาความเป็นธรรมชาติ (Naturalness Preservation) จากภาพนำเข้าโดยการวัดความแตกต่างของลำดับเชิงสัมพัทธ์ของค่า Lightness ระหว่างภาพผลลัพธ์และภาพนำเข้า ค่าของตัววัดคุณภาพนี้จะแปลความหมายแตกต่างจากตัววัดคุณภาพตัวอื่นๆ คือ ภาพที่มีค่า LOE น้อยจะแสดงว่า ภาพนั้นสามารถรักษาความเป็นธรรมชาติได้ดีกว่าภาพที่มีค่า LOE มาก (ค่า LOE ยิ่งน้อย แสดงว่า มี Error ยิ่งน้อย) [43]

- ตัววัดคุณภาพ GCF เป็นตัววัดคุณภาพของคอนทราสต์ที่มีความสอดคล้องและใกล้เคียงกับการมองเห็นของมนุษย์ และไม่จำเป็นต้องใช้ภาพอ้างอิง [74]

- ตัววัดคุณภาพ  $M^{(3)}$  ใช้สำหรับวัดคุณภาพของความมีสีสันในโดเมนสีแบบ Opponent Color Space และไม่จำเป็นต้องใช้ภาพอ้างอิง [75]

## 2) กลุ่มตัววัดตามข้อกำหนดของแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ

ใช้สำหรับวัดความสมดุสิตตามข้อกำหนดของแบบจำลองของ Hubbard และคณะ ที่ได้กำหนดให้ค่าความสว่างของแบนด์สีแดง เขียว และ น้ำเงิน มีค่าเท่ากับ 192, 96 และ 32 ซึ่งจะทำให้สัดส่วนของ G/R มีค่าเท่ากับ 0.5 และสัดส่วนของ B/R มีค่าเท่ากับ 0.17 โดยทางศูนย์ AREDS2 Reading Center ได้ระบุว่าภาพสีจอตาที่มีความสมดุสิตดังกล่าวจะทำให้สามารถเห็นคอนทราสต์ของ Drusen กับบริเวณที่ปรากฏรอยโรคได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับเชื่อมุมีสารสีของจอตาที่มีสภาพปกติ [15]

ตารางที่ 4-5 เป็นตารางสรุปผลการประเมินคุณภาพเชิงตัวเลขของวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับวิธีอื่น ๆ โดยใช้ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE จำนวน 83 รูป และฐานข้อมูล DIARETDB0 จำนวน 130 ภาพ ทั้งนี้ค่าตัวเลขที่ปรากฏในคอลัมน์ที่ 3-8 คือ ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัววัดคุณภาพ G/R, B/R,  $M^{(3)}$ , GCF, QSSIM และ LOE ตามลำดับ

จากข้อมูลในตารางที่ 4-5 จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ CBCE และ HS-GEV มีความสมดุสิตใกล้เคียงกับแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] มากที่สุด โดยวิธีที่นำเสนอจะมีค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean  $\pm$  SD ทั้งสองฐานข้อมูล) ของสัดส่วน G/R และ B/R เท่ากับ  $0.505 \pm 0.002$  และ  $0.166 \pm 0.002$  ส่วนวิธี HS-GEV มีค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัดส่วน G/R และ B/R เท่ากับ  $0.516 \pm 0.093$  และ  $0.171 \pm 0.030$  จากข้อมูลดังกล่าวจะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอมีสัดส่วนของ G/R ดีที่สุด ถึงแม้ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี HS-GEV จะมีสัดส่วนของ B/R ดีกว่าวิธีที่นำเสนอ แต่ในภาพสีจอตานั้นรายละเอียดของข้อมูลทางพยาธิสภาพในแบนด์สีเขียวมีความสำคัญมากกว่าแบนด์สีน้ำเงินมาก ดังนั้นความสมดุสิตของ G/R จึงถือว่ามีความสำคัญมากกว่า B/R ส่วนภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ NCNR และ LCA มีสัดส่วน G/R เท่ากับ  $0.431 \pm 0.123$  และ  $0.380 \pm 0.129$  และสัดส่วน B/R เท่ากับ  $0.131 \pm 0.123$  และ  $0.082 \pm 0.147$  โดยลำดับ ซึ่งห่างจากค่าที่เป็นเป้าหมาย

ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี HS-GEV จะมีค่าเฉลี่ยของ QSSIM เท่ากับ  $0.91 \pm 0.09$  ซึ่งเป็นค่าสูงสุด ในขณะที่วิธีที่นำเสนอจะมีค่าเฉลี่ยของ QSSIM เป็นอันดับสองเท่ากับ  $0.87 \pm 0.10$  แสดงว่าทั้งสองวิธีสามารถรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างจากภาพนำเข้าได้ดี ถึงแม้วิธีที่นำเสนอจะให้ค่า QSSIM ที่ต่ำกว่าวิธี HS-GEV แต่ภาพผลลัพธ์จากภาพประกอบที่ 4-5 และภาพประกอบที่ 4-6 จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอจะสามารถมองเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพได้ชัดเจนกว่าวิธี HS-GEV

ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี NCNR จะมีค่าเฉลี่ยของความมีสีตันมากที่สุด โดยมีค่า  $M^{(3)}$  เท่ากับ  $74.53 \pm 17.01$  เนื่องจากวิธีที่นำเสนอ มีข้อจำกัดเรื่องขอบเขตหรือช่วงการกระจายของค่าความเข้มแสง (Dynamic Range) ซึ่งถูกกำหนดไว้ที่ 128 ระดับตามแบบจำลองสีภาพจอตาของ

Hubbard และคณะ [15] จึงทำให้ค่าเฉลี่ยของ  $M^{(3)}$  ของวิธีที่นำเสนอมีค่าน้อยกว่าวิธี NCNR แต่ในกรณีที่ภาพนำเข้ามีลูมิแนนซ์ที่ไม่สม่ำเสมอ (Uneven Luminance) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-8 จะเห็นว่า ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอสามารถให้ค่า  $M^{(3)}$  มากกว่าวิธีอื่น ๆ อย่างชัดเจน

สำหรับตัววัดคุณภาพคอนทราสต์ของ GCF นั้น ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี NCNR มีค่าเฉลี่ยของคอนทราสต์มากที่สุด โดยมีค่า GCF เท่ากับ  $4.62 \pm 0.96$  ด้วยข้อจำกัดของช่วงการกระจายของค่าความเข้มแสงดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น จึงทำให้ค่าเฉลี่ยของ GCF ของวิธีที่นำเสนอมีค่าน้อยกว่าวิธี NCNR แต่เมื่อพิจารณาจากภาพผลลัพธ์ในภาพประกอบที่ 4-5 และ ภาพประกอบที่ 4-6 จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี NCNR จะมีบริเวณพื้นที่สีดำหรือมีความมืดเกินไปเกิดขึ้น ซึ่งจะทำให้ลักษณะทางพยาธิสภาพถูกบดบัง นอกจากนี้ส่วนของเส้นเลือดยังมีสีที่มีความผิดเพี้ยนด้วย ในขณะที่วิธีที่เสนอนั้นสามารถให้ภาพผลลัพธ์ที่มีความเป็นธรรมชาติมากกว่า และสามารถมองเห็นลักษณะพยาธิสภาพได้ดีกว่าวิธี NCNR

จากผลการทดลองในตารางที่ 4-5 จะเห็นว่าตัววัดคุณภาพ GCF,  $M^{(3)}$  และ QSSIM จะมีลักษณะที่เรียกว่า Trade Off นั่นคือ ถ้าคอนทราสต์และความมีสีส้มมีค่ามากขึ้น จะทำให้ค่าการเก็บรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างมีค่าน้อยลง ในทางกลับกัน ถ้าค่าการเก็บรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างมีค่ามากขึ้น ก็จะทำให้คอนทราสต์และความมีสีส้มมีค่าน้อยลง ดังนั้นภาพผลลัพธ์ที่ดีจึงจำเป็นต้องมีค่าของตัววัดคุณภาพทั้งสามตัวที่เหมาะสม กล่าวคือ มีค่าไม่มากที่สุดหรือน้อยที่สุดจากภาพผลลัพธ์ในภาพประกอบที่ 4-5 และ ภาพประกอบที่ 4-6 จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ สามารถจัดการกับปัญหา Trade Off นี้ได้และให้ภาพผลลัพธ์ที่ดีกว่าวิธีอื่น ๆ

ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอมีค่า LOE เท่ากับ  $18.17 \pm 14.82$  ซึ่งเป็นค่าน้อยที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีอื่น ๆ ดังนั้น จึงสามารถสรุปได้ว่า ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่เสนอนั้นสามารถรักษาความเป็นธรรมชาติจากภาพนำเข้าได้มากที่สุด ในขณะที่วิธี NCNA และ LCA มีค่า LOE เท่ากับ  $346.01 \pm 108.04$  และ  $647.60 \pm 213.23$  ซึ่งเป็นค่าที่สูง สอดคล้องกับภาพผลลัพธ์ในภาพประกอบที่ 4-5 และ ภาพประกอบที่ 4-6 จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี NCNR และ LCA นั้นสามารถรักษาความเป็นธรรมชาติจากภาพนำเข้าได้น้อย

จากข้อมูลที่ได้จากการทดลอง สามารถกล่าวโดยสรุปได้ว่า วิธีที่นำเสนอสามารถทำให้ภาพผลลัพธ์มีส่วนของ G/R และตัวชี้วัด LOE ดีกว่าวิธีอื่นๆ นอกจากนี้ยังมีค่าของ GCF,  $M^{(3)}$  และ QSSIM ที่เหมาะสม จึงทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่เสนอนั้นสามารถมองเห็นลักษณะพยาธิสภาพได้ดี มีคอนทราสต์ ความมีสีส้ม และการรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างจากภาพนำเข้าที่เหมาะสม มีความเป็นธรรมชาติ และมีความเหมาะสมสำหรับการมองเห็นด้วยตาของมนุษย์

ตารางที่ 4-5 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของวิธีการปรับปรุงคุณภาพแต่ละวิธี โดยใช้ภาพสี่จอตา  
ฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE

Method	Dataset	G/R	B/R	M <sup>(3)</sup>	GCF	QSSIM	LOE
NCNR	DIARETDB0	0.390±0.055	0.097±0.047	70.77±13.80	4.78±0.80	0.59±0.05	366.14±101.23
	STARE	0.591±0.176	0.265±0.219	89.38±20.29	3.97±1.25	0.72±0.06	266.74±98.30
	Both	0.431±0.123	0.131±0.123	74.53±17.01	4.62±0.96	0.61±0.07	346.01±108.04
LCA	DIARETDB0	0.389±0.057	0.072±0.047	58.02±13.60	2.38±0.49	0.82±0.04	663.36±188.01
	STARE	0.343±0.262	0.120±0.314	94.52±20.30	3.76±1.11	0.78±0.06	585.55±287.67
	Both	0.380±0.129	0.082±0.147	65.41±21.10	2.66±0.86	0.81±0.05	647.60±213.23
HS- GEV	DIARETDB0	0.519±0.104	0.172±0.034	63.33±7.39	0.78±0.47	0.91±0.10	21.85±45.62
	STARE	0.502±0.003	0.168±0.003	77.31±10.92	2.46±0.45	0.93±0.03	35.54±33.14
	Both	0.516±0.093	0.171±0.030	66.16±9.94	1.12±0.82	0.91±0.09	24.62±43.64
CBCE	DIARETDB0	0.506±0.002	0.166±0.002	72.05±3.54	2.66±0.51	0.85±0.10	15.41±5.44
	STARE	0.503±0.003	0.168±0.002	79.32±11.12	2.78±0.80	0.96±0.02	29.03±28.98
	Both	0.505±0.002	0.166±0.002	73.52±6.56	2.69±0.58	0.87±0.10	18.17±14.82

#### 4.4.2 การประเมินคุณภาพแบบจิตวิสัย

การประเมินแบบจิตวิสัยเป็นการประเมินโดยอาศัยการมองด้วยตาเปล่า และการรับรู้ภาพที่เห็นมีคุณภาพเป็นอย่างไร ซึ่งเป็นการวัดคุณภาพของภาพที่มีความน่าเชื่อถือ แต่ก็อาจมีข้อจำกัดบางประการคือ การมองเห็นและรับรู้สีของแต่ละบุคคลจะมีความแตกต่างกัน [76]

ภาพประกอบที่ 4-5 และภาพประกอบที่ 4-6 แสดงผลการเปรียบเทียบภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพของภาพสี่จอตานำเข้าที่มีคุณภาพของความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีที่แตกต่างกัน จากฐานข้อมูล DIARETDB0 และ STARE ตามลำดับ โดยภาพในคอลัมน์แรกเป็นภาพสี่จอตานำเข้า ส่วนคอลัมน์ถัดไปเป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี NCNR, LCA, HS-GEV และ CBCE

วิธี NCNR สามารถทำให้ภาพผลลัพธ์มีคอนทราสต์มากที่สุด มีความเหมาะสมกับระบบตรวจจับรอยโรคอัตโนมัติที่เครื่องจักรเป็นตัวตรวจหารอยโรค แต่ไม่เหมาะกับการมองด้วยตาของมนุษย์ โดยภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี NCNR ในคอลัมน์ที่สองของภาพประกอบที่ 4-5 และภาพประกอบที่ 4-6 แสดงให้เห็นว่า ภาพที่ได้มีคอนทราสต์มากเกินไป พื้นที่บางส่วนของภาพมีความมืดหรือสว่างมากเกินไป ขาดความเป็นธรรมชาติและความสมดุลของสี อีกทั้งลักษณะทาง

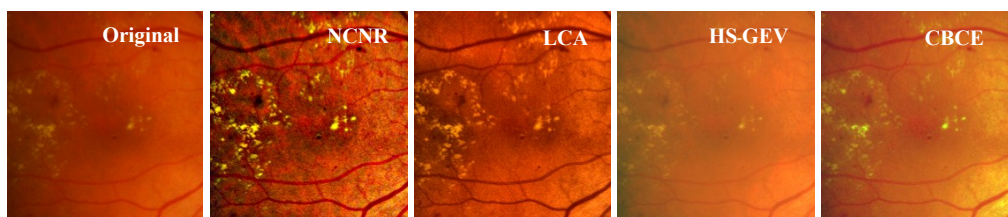
พยาธิสภาพบางส่วนที่สำคัญยังถูกบดบังอีกด้วย และที่สำคัญ รอยโรคที่ปรากฏถึงแม้เป็นรอยโรคเดียวกัน แต่ละภาพก็จะมีสีแตกต่างกัน ทำให้มีโอกาสเกิดความผิดพลาดได้ง่าย

ภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธี LCA มีคอนทราสต์น้อยกว่าวิธี NCNR แต่คู่มีความเป็นธรรมชาติมากกว่า โดยเฉพาะภาพสีจอตตาจากฐานข้อมูล DIARETDB0 ดังแสดงในคอลัมน์ที่สามของภาพประกอบที่ 4-5 แต่ในกรณีที่ภาพนำเข้าที่มาจากฐานข้อมูล STARE ซึ่งเป็นภาพที่มีความสว่างค่อนข้างมาก จะสามารถสังเกตเห็นได้ว่า ลักษณะทางพยาธิสภาพของภาพผลลัพ์จะมีสีกลมกลืนไปกับภาพฉากหลังและขาดความสมดุลสี จึงทำให้ลักษณะพยาธิสภาพไม่สามารถสังเกตเห็นได้ชัดเจนดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-6 (ก) และ (ข)

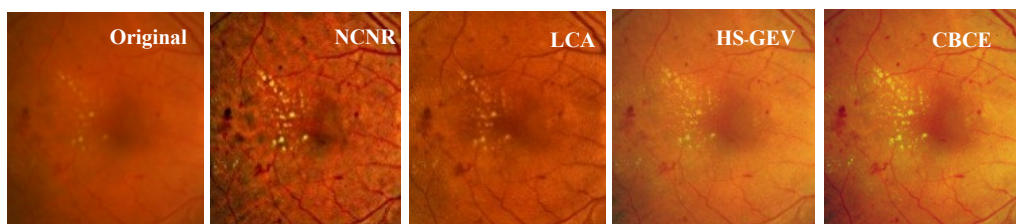
วิธี HS-GEV สามารถทำให้ภาพผลลัพ์ มีคอนทราสต์และความสมดุลสีที่ดี แต่ในกรณีที่ภาพนำเข้ามีความสว่างมากเกินไป ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-6 (ข) ภาพผลลัพ์ที่ได้อาจเกิดสัญญาณรบกวนที่ไม่พึงประสงค์ขึ้นได้ เนื่องจากตัววัดคุณภาพ KLD ของวิธีดังกล่าวไม่มีกลไกในการชดเชยคุณภาพด้วยสัดส่วนของบริเวณพื้นที่ที่มีความมืดหรือสว่างมากเกินไป

ภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธี CBCE ในคอลัมน์สุดท้ายของภาพประกอบที่ 4-5 และภาพประกอบที่ 4-6 แสดงให้เห็นว่า วิธีที่นำเสนอ สามารถทำให้ภาพผลลัพ์มีความสมดุลสีที่ดีมีคอนทราสต์ และมีสีสันที่เหมาะสม มีความเป็นธรรมชาติและยังคงรักษาความเหมือนเชิงโครงสร้างของภาพนำเข้าได้ดี ทำให้ภาพผลลัพ์ที่ได้นั้นสามารถมองเห็นลักษณะพยาธิสภาพได้ชัดเจนมากขึ้น และมีความเหมาะสมสำหรับการมองเห็นด้วยสายตามนุษย์

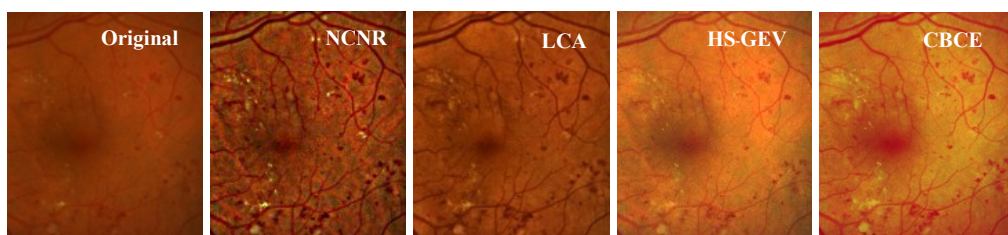
นอกจากนี้ ภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธี CBCE จะมีสีที่เป็นมาตรฐานเดียวกันทุกภาพ โดยภาพประกอบที่ 4-6 (ค) และ ภาพประกอบที่ 4-7 ซึ่งเป็นภาพสีจอตตาของผู้ป่วยโรค Dry AMD ที่มีรอยโรค Drusen (ดังแสดงในตารางที่ 4-6) จะเห็นว่า รอยโรค Drusen จะปรากฏเป็นสีเหลืองเหมือนกันทุกภาพที่มีรอยโรคนี้ ส่วนภาพประกอบที่ 4-5 ซึ่งเป็นภาพสีจอตตาของผู้ป่วยโรค Wet AMD ที่มีรอยโรค Haemorrhages นั้นจะปรากฏเป็นสีแดงเหมือนกันทุกภาพที่มีรอยโรคนี้ ดังนั้น ภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธี CBCE จะสามารถช่วยให้การคัดกรอง และการตรวจวินิจฉัยโดยจักษุแพทย์ มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น



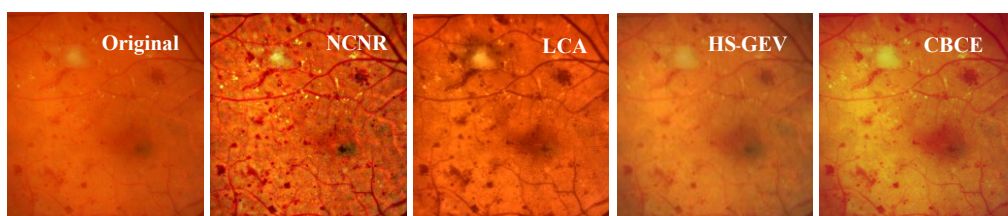
(ก) Image007.png



(ข) Image015.png



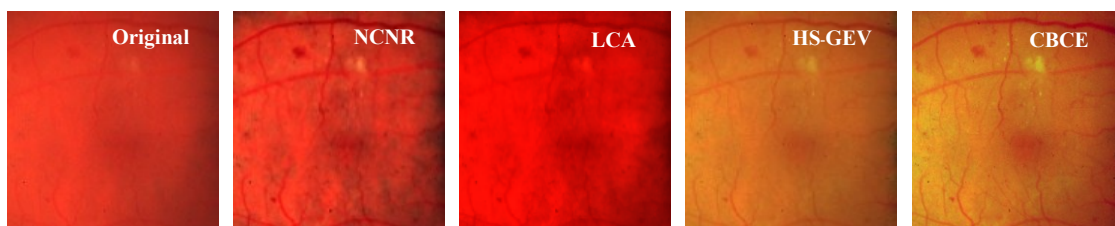
(ค) Image101.png



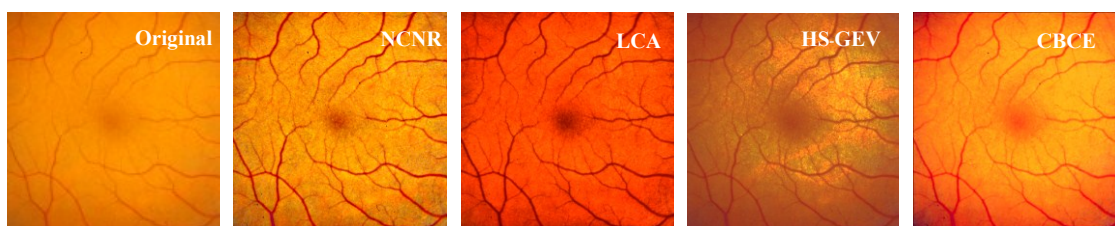
(ง) Image109.png

ภาพประกอบที่ 4-5 การเปรียบเทียบภาพผลลัพธ์ด้วยวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพจาก DIARETDB0

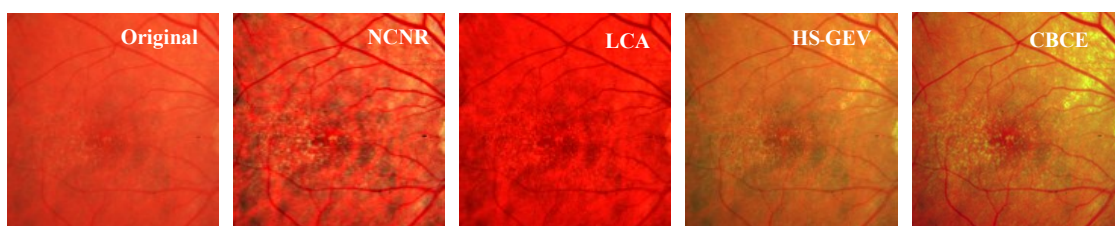




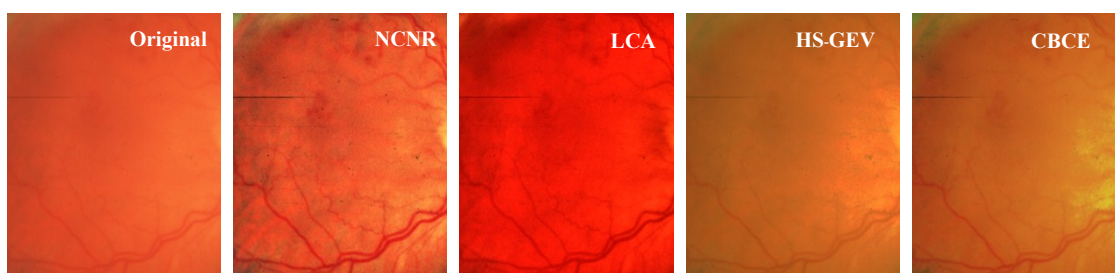
(ก) Im0013.ppm



(ข) Im0082.ppm



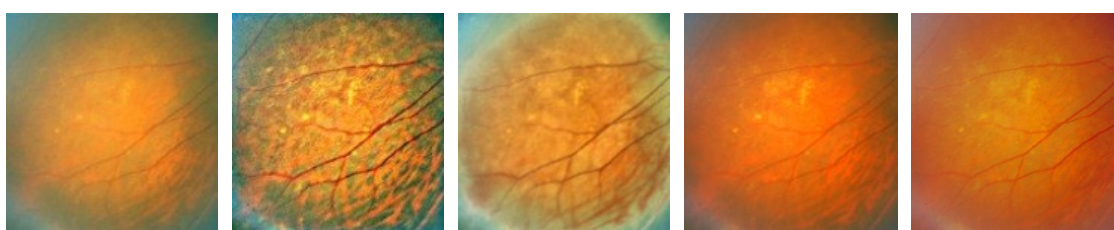
(ค) Im0039.ppm



(ง) Im0035.ppm

ภาพประกอบที่ 4-6 การเปรียบเทียบภาพผลลัพธ์ด้วยวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพจาก STARE

ภาพประกอบที่ 4-7 แสดงตัวอย่างของภาพนำเข้าที่มีลักษณะผิดปกติที่เรียกว่า Vignette คือมีความสว่างค่อยๆลดจางลงบริเวณขอบภาพ ซึ่งอาจเกิดจากการกำหนดตัวแปรของ กล้องถ่ายภาพที่ไม่ถูกต้องหรือมีข้อจำกัดของเลนส์ที่ใช้ ภาพผลลัพธ์จากวิธี NCNR, LCA และ HS-GEV สามารถปรับปรุงคอนทราสต์บริเวณพื้นที่ Macula ได้ดีแต่พื้นที่บริเวณมุมทั้งสี่ด้านจะมีลดลงและมีสีดํา วิธีที่นำเสนอสามารถปรับปรุงคุณภาพโดยไม่ทำให้เกิดพื้นที่ที่มีดํา เนื่องจากกลไกการชดเชยคุณภาพด้วยสัดส่วนเชิงพื้นที่ๆ มีดําที่ได้ออกแบบไว้ในตัวชี้วัด ACSQM ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่า วิธีที่นำเสนอสามารถปรับสมดุลสี ลดพื้นที่ที่มีดําเกินไป ทำให้ภาพมีความเป็นธรรมชาติและมองเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพได้ดีขึ้น



(ก) ภาพนำเข้า

(ข) NCNR

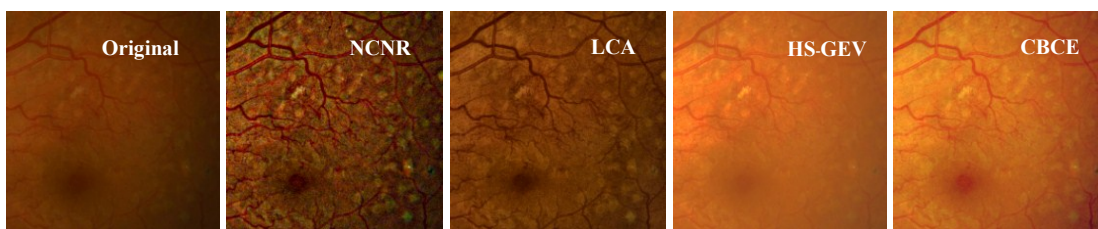
(ค) LCA

(ง) HS-GEV

(จ) CBCE

ภาพประกอบที่ 4-7 การเปรียบเทียบพื้นที่ที่มีดําของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพนำเข้า Im0292.ppm ซึ่งเป็นภาพที่มีความสว่างลดจางลงบริเวณขอบภาพ (Vignette)

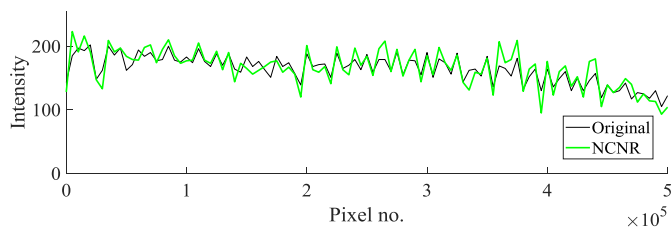
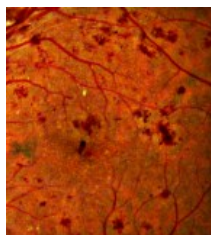
เนื่องจากข้อกำหนดของแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] ได้กำหนดให้ช่วงของการกระจายความเข้มของแบนด์สีแดงและสีเขียวมีค่าไม่เกิน 128 ระดับ จึงทำให้ค่า  $M^{(3)}$  หรือความมีสีสันของวิธีที่นำเสนอมีค่าอยู่ในช่วง 70 – 80 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าวิธี NCNR ดังแสดงในตารางที่ 4-5 แต่ในกรณีที่ภาพนำเข้ามีลักษณะมืดและมีลูมิแนนซ์ที่ไม่สม่ำเสมอ วิธีที่นำเสนอสามารถทำให้ภาพผลลัพธ์มีค่า  $M^{(3)}$  มากกว่าวิธีอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-8



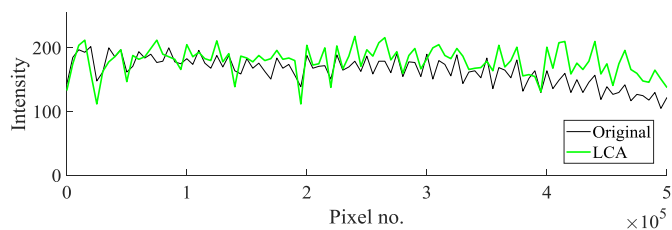
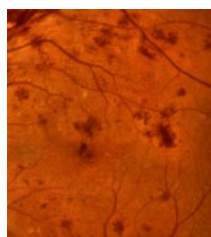
(ก)  $M^{(3)}=46.20$     (ข)  $M^{(3)}= 55.75$     (ค)  $M^{(3)}= 44.03$     (ง)  $M^{(3)}=68.98$     (จ)  $M^{(3)}=72.29$

ภาพประกอบที่ 4-8 การเปรียบเทียบความมีสีสันของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพนำเข้า Image039.png ซึ่งเป็นภาพที่มีลักษณะมืดและมีลูมิแนนซ์ที่ไม่สม่ำเสมอ

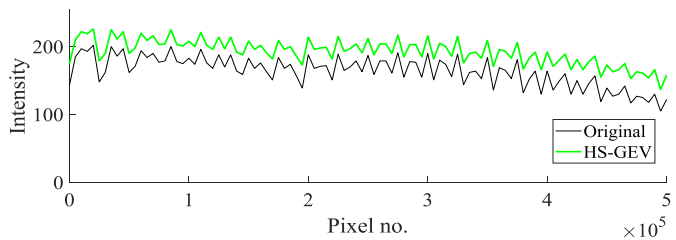
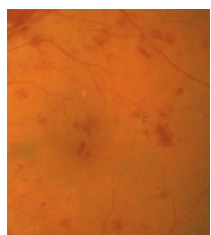
กราฟในภาพประกอบที่ 4-9 เกิดจากการพล็อตค่า Lightness ของทุกจุดภาพจากภาพนำเข้า และภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่าง ๆ โดยข้อมูลในแกนนอน แทนตำแหน่งหรือลำดับที่ของพิกเซล (Pixel Number) ส่วนข้อมูลในแกนตั้งเป็นค่า Lightness ซึ่งเป็นค่าความเข้มสูงสุดของค่าความเข้มในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงิน โดยที่เส้นสีดำแทน ค่า Lightness ของภาพนำเข้า ส่วนเส้นสีเขียวแทนค่า Lightness ของภาพผลลัพธ์ จากภาพประกอบที่ 4-9 จะเห็นว่า ลำดับ หรือการขึ้นลงของค่า Lightness ระหว่างภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ มีความใกล้เคียงกันมาก หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ มีความแตกต่าง (Error) น้อย จึงเป็นเหตุผลที่ทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ นั้นมีค่า LOE น้อยที่สุด ในขณะที่ลำดับหรือการขึ้นลงของค่า Lightness ระหว่างภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี NCNR และ LCA มีความแตกต่างกันมาก จึงทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากสองวิธีดังกล่าวมีค่า LOE ที่สูงมาก ส่วนภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี HS-GEV นั้นมีค่า LOE น้อยแต่ยังคงมากกว่าวิธีที่นำเสนอ ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า วิธีที่นำเสนอสามารถรักษาความเป็นธรรมชาติของภาพนำเข้าได้ดีกว่าวิธีอื่น ๆ



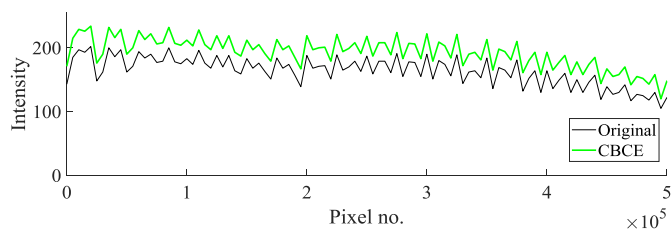
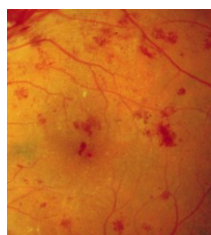
(ก) ภาพผลลัพธ์วิธี NCNR มีค่า LOE=381.23



(ข) ภาพผลลัพธ์วิธี LCA มีค่า LOE=735.92



(ค) ภาพผลลัพธ์วิธี HS-GEV มีค่า LOE=13.86



(ง) ภาพผลลัพธ์วิธี CBCE มีค่า LOE=7.98

ภาพประกอบที่ 4-9 การเปรียบเทียบกราฟลำดับ Lightness ของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ โดยใช้ภาพนำเข้า Image032.png

เนื่องจากการประเมินผลโดยจักษุแพทย์จะต้องใช้เวลาและค่าใช้จ่ายมาก ผู้วิจัยจึงได้เลือกภาพสีจอตานำเข้าจำนวน 9 ภาพ ดังแสดงรายละเอียดไว้ในตารางที่ 4-6 ซึ่งภาพแต่ละภาพจะมีความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุคติที่แตกต่างกัน และภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธี NCNR, LCA, HS-GEV และ วิธีที่นำเสนอ อีกจำนวน 36 ภาพ โดยภาพสีจอตาทั้งหมด 45 ภาพจะถูกประเมินโดยจักษุแพทย์ 2 ท่านที่มีประสบการณ์มากกว่า 5 ปี

สำหรับขั้นตอนการประเมินแบบจิตวิสัยผู้วิจัยได้ทำการประเมินตามขั้นตอนที่ได้แนะนำไว้ใน Rec. ITU-R BT.500-11 [77] โดยที่ภาพสีจอตาแต่ละภาพจะประเมินใน 2 หัวข้อได้แก่ คอนทราสต์ และความสมดุคติ ก่อนเริ่มการประเมินผลจะมีการอธิบายและสาธิตขั้นตอนการประเมินผลให้กับจักษุแพทย์ได้เข้าใจ เมื่อเริ่มการประเมิน แต่ละภาพจะถูกสุ่มมาแสดงบนจอ LCD หลังจากนั้นจักษุแพทย์จะทำการประเมินและให้คะแนนในแต่ละหัวข้อ โดยคะแนนที่ให้ในแต่ละหัวข้อของแต่ละภาพจะมี 5 ค่าคือ Bad, Poor, Fair, Good และ Excellent [77] ซึ่งผู้วิจัยได้แทนด้วยตัวเลข 1 ถึง 5 ตารางที่ 4-7 แสดงผลการประเมินแบบจิตวิสัยในหัวข้อต่าง ๆ ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ที่ได้จากจักษุแพทย์ทั้ง 2 ท่าน

จากข้อมูลในตารางที่ 4-7 จะเห็นว่า ภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ นั้น มีคะแนนในหัวข้อคอนทราสต์ และความสมดุคติ เท่ากับ  $3.83 \pm 1.20$  และ  $4.06 \pm 1.16$  ซึ่งเป็นค่าที่มากที่สุด โดยมีคอนทราสต์และความสมดุคติเพิ่มขึ้นจากภาพนำเข้าประมาณร้อยละ 64.38 และ 62.40 ตามลำดับ ในขณะที่วิธี NCNR, LCA และ HS-GEV มีคะแนนในหัวข้อคอนทราสต์เท่ากับ  $3.44 \pm 1.04$ ,  $2.94 \pm 0.73$  และ  $3.61 \pm 1.34$  ตามลำดับ ส่วนคะแนนในหัวข้อความสมดุคติเท่ากับ  $3.56 \pm 0.98$ ,  $2.78 \pm 0.73$  และ  $3.72 \pm 1.36$  ตามลำดับ ดังนั้น จึงสามารถกล่าวได้ว่า ภาพผลลัพ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอมีความเหมาะสมกับจักษุแพทย์สำหรับใช้ในขั้นตอนการวินิจฉัยโรคที่ปรากฏอาการทางตา ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองในศูนย์ AREDS2 Reading Center ที่กล่าวไว้ว่า ภาพสีจอตามีคอนทราสต์และความสมดุคติตามแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] จะสามารถมองเห็นคอนทราสต์ของ Drusen และ บริเวณที่ปรากฏรอยโรคได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับเยื่อมีสารสีของจอตามีสภาพปกติ

ตารางที่ 4-6 รายละเอียดของภาพสไลจอตาที่ใช้ในการประเมินโดยจักษุแพทย์

ภาพนำเข้า	รอยโรคที่ปรากฏ	ฐานข้อมูล
1. Image015.png	Redsmalldots, haemorrhages, hardexudates	DIARETDB0
2. Image032.png	Redsmalldots, haemorrhages, hardexudates, softexudates, neovascularisation	DIARETDB0
3. Image039.png	Redsmalldots, haemorrhages, softexudates, neovascularisation	DIARETDB0
4. Image109.png	Redsmalldots, haemorrhages, hardexudates, softexudates	DIARETDB0
5. Image101.png	Redsmalldots, haemorrhages, hardexudates, softexudates	DIARETDB0
6. Im0292.ppm	Drusen	STARE
7. Im0013.ppm	Background diabetic retinopathy	STARE
8. Im0039.ppm	Drusen	STARE
9. Im0082.ppm	Normal	STARE

ตารางที่ 4-7 การเปรียบเทียบคะแนนประเมินแบบจิตวิสัยของภาพนำเข้าและภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ

คุณลักษณะ (Feature)	ภาพนำเข้า (Original)	คะแนนของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่าง ๆ			
		NCNR	LCA	HS-GEV	CBCE
คอนทราสต์	2.33±1.50	3.44±1.04	2.94±0.73	3.61±1.34	3.83±1.20
ความสมดุลสี	2.50±1.30	3.56±0.98	2.78±0.73	3.72±1.36	4.06±1.16

#### 4.5 บทสรุป

ในบทนี้เป็นการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาด้วยวิธีที่นำเสนอ CBCE เปรียบเทียบกับวิธี NCNR, LCA และ HS-GEV โดยใช้ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE และ DIARETDB0 สำหรับการประเมินคุณภาพของภาพสีจอตา จะทำการประเมินทั้งแบบวัตถุวิสัย และแบบจิตวิสัย โดยการประเมินคุณภาพแบบวัตถุวิสัยจะใช้ตัววัดคุณภาพ QSSIM, LOE, GCF,  $M^{(3)}$  และความสอดคล้องตามข้อกำหนดของแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ [15] ส่วนการประเมินคุณภาพแบบจิตวิสัยจะใช้ตัววัด MOS

ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอจะมีสัดส่วนของ G/R และมีค่าของ LOE ดีกว่าวิธีอื่นๆ อีกทั้งมีค่าของ GCF,  $M^{(3)}$  และ QSSIM ที่เหมาะสม สอดคล้องกับผลการประเมินแบบจิตวิสัย ซึ่งแสดงให้เห็นว่าวิธีที่นำเสนอ สามารถทำให้ภาพผลลัพธ์มีความสอดคล้องที่ดี มีคอนทราสต์ที่เหมาะสม คงความเป็นธรรมชาติ และสามารถเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพได้ชัดเจนมากขึ้นเมื่อมองด้วยตาเปล่า ซึ่งจะช่วยให้จักษุแพทย์สามารถวินิจฉัยและให้การรักษาโรคทางตาได้อย่างถูกต้องมากยิ่งขึ้น อันจะส่งผลให้ความเสี่ยงของการสูญเสียการมองเห็นของผู้ป่วยลดลงได้

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสรุปผลงานวิจัยและผลที่ได้รับจากการวิจัย ตลอดจนข้อเสนอแนะต่าง ๆ ให้แก่ผู้สนใจ ในการนำงานวิจัยนี้ไปพัฒนาต่อยอดเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของวิธีการปรับปรุงคุณภาพต่อไป

#### 5.2 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตา ที่ชื่อว่า Color Balance and Contrast Enhancement หรือ CBCE ซึ่งเป็นวิธีการปรับค่าความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลสีโดยอัตโนมัติ เพื่อให้ได้ภาพผลลัพธ์ที่มีคุณลักษณะเป็นไปตามแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ โดยใช้เทคนิค HS สำหรับการสร้างฟังก์ชันการแปลงของ HS นั้น จะอาศัยฟังก์ชันการแจกแจงทางสถิติ GEV ประกอบด้วยพารามิเตอร์ 3 ตัวคือ พารามิเตอร์ Shape, Scale และ Location โดยที่ค่าพารามิเตอร์ GEV แต่ละตัวจะประมาณค่าด้วยวิธี PWMs หลังจากนั้นค่าพารามิเตอร์ Shape และ Location ที่ได้จากการประมาณค่า จะนำไปใช้คำนวณหาค่าพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพธ์ โดยผู้วิจัยได้กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับ หรือ Tolerance ของพารามิเตอร์ Scale ที่เหมาะสมกับภาพผลลัพธ์ให้มีความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง  $[-5, 10]$

ในการเลือกพารามิเตอร์ GEV ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับนำมาใช้ปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาเพื่อให้ได้ภาพผลลัพธ์ที่ดีที่สุด จะใช้ตัววัดคุณภาพที่ผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้นคือ Achromatic Contrast Sensitivity Quality Metric หรือ ACSQM โดยอาศัยหลักการที่เกี่ยวข้องกับกลไกการรับรู้การมองเห็นของมนุษย์ นั่นคือ มนุษย์จะมีความรู้สึกไวกับส่วนที่เป็นขอบของภาพ โดยได้นำ Contrast Sensitivity Function และ Psychometric Function มาประยุกต์ใช้ในการวัดความคมชัดของขอบภาพ นอกจากนี้ ตัววัดคุณภาพ ACSQM ยังเพิ่มการชดเชยคุณภาพด้วยสัดส่วนของบริเวณพื้นที่ที่มีความมืดหรือความสว่างมากเกินไป เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดลักษณะทางพยาธิสภาพที่สำคัญของภาพถูกบดบัง

ประสิทธิภาพของวิธีการปรับปรุงคุณภาพที่นำเสนอ จะมีการเปรียบเทียบกับวิธีอื่นๆ 3 วิธี ได้แก่ 1) NCNR 2) LCA และ 3) HS-GEV โดยการประเมินคุณภาพของภาพสีจอตา จะทำการประเมินทั้งแบบวัตถุวิสัย และแบบจิตวิสัย โดยใช้ภาพสีจอตาจากฐานข้อมูล STARE และ



DIARETDB0 สำหรับการประเมินแบบจิตวิสัยจะใช้เครื่องมือ MOS ในขณะที่การประเมินแบบวัตถุวิสัย จะใช้ตัววัดคุณภาพ QSSIM, LOE, GCF,  $M^{(3)}$  และ สัดส่วน G/R กับ B/R

ผลการประเมินแบบวัตถุวิสัย พบว่า วิธีที่นำเสนอสามารถทำให้ภาพผลลัพธ์มี สัดส่วนของ G/R เท่ากับ  $0.505 \pm 0.002$  และตัวชี้วัด LOE เท่ากับ  $18.17 \pm 14.82$  ซึ่งดีกว่าวิธีอื่น ๆ อีกทั้งยังมีค่าของ QSSIM, GCF และ  $M^{(3)}$  ที่เหมาะสม ในขณะที่ผลการประเมินแบบจิตวิสัย พบว่า ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่นำเสนอ นั้น มีคะแนนในหัวข้อคอนทราสต์ และความสมดุสตี เท่ากับ  $3.83 \pm 1.20$  และ  $4.06 \pm 1.16$  ซึ่งเป็นค่าที่มากที่สุด โดยมีคอนทราสต์และความสมดุสตี เพิ่มขึ้นจากภาพ นำเข้าเดิม ประมาณร้อยละ 64.38 และ 62.40 ตามลำดับ

จากผลการประเมิน สามารถสรุปได้ว่า ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพ ด้วยวิธีที่นำเสนอ มีความเหมาะสมกับการมองเห็นด้วยตาเปล่าของมนุษย์ คงความเป็นธรรมชาติ มี มาตรฐานสีที่เหมือนกัน สามารถเห็นลักษณะทางพยาธิสภาพของโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมใน ผู้สูงอายุได้ชัดเจนขึ้น นอกจากนี้ภาพผลลัพธ์ยังมีคุณสมบัติของความสว่าง คอนทราสต์ และความ สมดุสตี ตามที่ได้ระบุไว้ในแบบจำลองสีภาพจอตาของ Hubbard และคณะ ซึ่งทางศูนย์ ARED Reading Center รับรองว่า ภาพสีจอตาที่มีค่าพารามิเตอร์ตามที่ได้ระบุไว้ในแบบจำลอง สามารถ แสดงความเปรียบต่างของ Drusen และบริเวณที่ปรากฏรอยโรคได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับเยื่อมูมิสาร์ ลีของจอตาหรือ RPE ที่เป็นปกติ ซึ่งจะทำให้การตรวจวินิจฉัยและการคัดกรองของจักษุแพทย์มี ความถูกต้องมากยิ่งขึ้น สามารถตรวจพบรอยโรคและให้การรักษาได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้น ซึ่งนอกจาก จะสามารถรักษา ป้องกันการสูญเสียการมองเห็น และลดค่าใช้จ่ายทางการแพทย์แล้ว ยังเป็นการ เพิ่มคุณภาพชีวิต ให้ผู้สูงอายุสามารถดำรงชีวิตในสังคมได้อย่างมีความสุข อีกทั้งจะทำให้ปัญหาการ สูญเสียการมองเห็นในผู้สูงอายุ ซึ่งเป็นปัญหาสำคัญของระบบสาธารณสุขไทย สามารถลดความ รุนแรงลงได้ เมื่อประเทศไทยก้าวเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ ในปี 2567 - 2570

### 5.3 ข้อเสนอแนะ

1. เนื่องจากการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาในแบนด์สีแดงและแบนด์สีเขียว ความเป็นอิสระต่อกัน ดังนั้น จึงสามารถออกแบบโปรแกรมเพื่อให้สามารถทำงานขนานกัน (Parallel Processing) ได้ ซึ่งจะทำให้เวลาของการประมวลผลลดลง

2. ในกรณีที่ภาพสีจอตา มีคอนทราสต์น้อยเกินไปหรือมีความสว่างมากเกินไป การปรับปรุงคอนทราสต์และความสมดุลสีอาจจะทำให้ภาพผลลัพธ์เกิดสัญญาณรบกวนได้ง่าย ดังนั้น กรณีที่นำไปใช้งานจริงในพื้นที่ชนบทห่างไกล ควรมีกลไกในการตรวจสอบคุณภาพเบื้องต้นของภาพที่ถ่าย ว่ามีคุณภาพดีพอที่จะนำมาปรับปรุงคุณภาพได้หรือไม่ ในกรณีที่ภาพถ่ายสีจอตา มีคุณภาพไม่ดีพอ จะต้องทำการถ่ายภาพจอตาของผู้ป่วยใหม่ ก่อนที่จะปรับปรุงคุณภาพ แล้วจึงส่งภาพสีจอตาที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพแล้ว มาให้เจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ หรือจักษุแพทย์ทำการวินิจฉัยต่อไป เพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยเสียเวลาเข้ามารับการตรวจคัดกรองโรคอีกครั้ง

3. วิธีที่นำเสนอสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในขั้นตอน Pre-processing ของงานวิจัยอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับรอยโรคแบบอัตโนมัติ โดยสามารถนำคุณสมบัติที่เกี่ยวข้องกับสี ซึ่งถูกปรับให้เป็นมาตรฐานเดียวกันแล้ว ไปเป็น Features เพิ่มเติมในการตรวจจับรอยโรค เพื่อให้การตรวจจับรอยโรคมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น

## เอกสารอ้างอิง

- [1] World Health Organization, "Blindness and vision impairment prevention," [Online]. Available: <http://www.who.int/blindness/causes/priority/en/index7.htm>. [Accessed 09/01/2018].
- [2] W. L. Wong, X. Su, X. Li and C. M. G. Cheung, "Global prevalence of age-related macular degeneration and disease burden projection for 2020 and 2040: a systematic review and meta-analysis," *The Lancet Global Health*, vol. 2, no. 2, pp. 106-116, 2014.
- [3] M. D. Abramoff, M. K. Garvin and M. Sonka, "Retinal imaging and image analysis," *IEEE Rev in Biomed Eng*, vol. 3, pp. 169–208, 2010.
- [4] W. L. Wong, X. Su, X. Li, C. M. G. Cheung, R. Klein, C. Y. Chen and T. Y. Wong, "Global prevalence of age-related macular degeneration and disease burden projection for 2020 and 2040," *A systematic review and meta-analysis*, vol. 2, no. 2, pp. 106-116, 2014.
- [5] C. G. Owen, Z. Jarrar, R. Wormald, D. G. Cook, A. E. Fletcher and A. R. Rudnicka, "The estimated prevalence and incidence of late stage age related macular degeneration in the UK," *Br J Ophthalmol*, vol. 96, no. 5, pp. 752-756, 2012.
- [6] รศศคนธ์ กษรัตน์, ดิเรก ผาติกุลศิลา, อุบลรัตน์ เขียวฉ่ำ, ธนภัทร รัตนภากร, ภฤศ หาญอุตสาหะ, มาโนชญ์ สุธีพัฒนานนท์ และ สุภสิทธิ์ พรรณารุโณทัย, "ระบาดวิทยาของโรคจอประสาทตาเสื่อมในผู้สูงอายุของประเทศไทย," *จดหมายเหตุทางแพทย์ แพทยสมาคมแห่งประเทศไทยในพระบรมราชูปถัมภ์*, ปีพิมพ์ที่ 98, ฉบับที่ 8, หน้า 790-797, 2558.
- [7] S. Isipradit, M. Sirimaharaj, P. Charuamnoetkanok, O. Thonginnetra and W. Wongsawad, "The first rapid assessment of avoidable blindness (RAAB) in Thailand," *PLOS ONE e114245*, vol. 9, no. 12, 2014.
- [8] E. Tsikata, I. Lains, J. Gil and M. Marques, "Automated Brightness and Contrast Adjustment of Color Fundus Photographs for the Grading of Age-Related Macular Degeneration," *Translational Vision Science & Technology*, vol. 6, no. 2, pp. 1-13, 2017.

- [9] Y. Kanagasingam, A. Bhuiyan, M. D. Abramoff, R. T. Smith, L. Goldschmidt and T. Y. Wong, "Progress on retinal image analysis for age related macular," *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 38, pp. 20-42, 2014.
- [10] T. Teng, D. Lefley and D. Clarmont, "Progress towards automated diabetic ocular screening: A review of image analysis and intelligent systems for diabetic retinopathy," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 40, no. 1, pp. 2-13, 2002.
- [11] K. Neelam, A. Muldrew, R. Hogg, J. Stack, U. Chakravarthy and S. Beatty, "Grading of age-related maculopathy: slit-lamp biomicroscopy versus an accredited grading center," *Retina*, vol. 29, no. 2, pp. 192-198, 2009.
- [12] S. Ishiko, J. Akiba, Y. Horikawa and A. Yoshida, "Detection of drusen in the fellow eye of Japanese patients with age-related macular degeneration using scanning laser ophthalmoscopy," *Ophthalmology*, vol. 109, no. 11, pp. 2165-2169, 2002.
- [13] S. H. Rasta, M. E. Partovi, H. Seyedarabi and A. Javadzadeh, "A comparative study on preprocessing techniques in diabetic retinopathy retinal images: illumination correction and contrast enhancement," *Journal of Medical Signals and Sensors*, vol. 5, no. 1, pp. 40-48, 2015.
- [14] N. Patton, T. Aslam, T. MacGillivray, I. Deary, B. Dhillon, R. Eikelboom, K. Yogesan and I. Constable, "Retinal image analysis: concepts, applications and potential," *Prog Retin Eye Res*, vol. 25, no. 1, pp. 99-127, 2006.
- [15] L. D. Hubbard, R. P. Danis, M. W. Neider, H. D. Thayer, H. D. Wabers, J. K. White, A. J. Pugliese and M. F. Pugliese, "Brightness, contrast, and color balance of digital versus film retinal images in the age-related eye disease study 2," *Journal of Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 49, no. 8, pp. 3269-3282, 2008.
- [16] C. R. Gonzalez and E. R. Woods, *Digital image processing*, 3rd edn., New Jersey, United States: Prentice-Hall Inc., 2006.
- [17] W. K. Pratt, *Digital image processing*, 4th edn., New York, US: John Wiley & Sons Inc, 2007.
- [18] K. A. Goatman, D. A. Whitam, A. Manivannan, J. A. Olson and P. F. Sharp, "Colour normalisation of retinal images," in *proceedings of Medical Image Understanding and Analysis*, Sheffield, UK, pp. 1-4, 2003.

- [19] G. D. Finlayson, B. Schiele and J. L. Crowley, "Comprehensive colour image normalization," *European Conference on Computer Vision*, vol. 1, pp. 475-490, 1998.
- [20] D. A. Mora, "Advanced image processing techniques for detection and quantification of drusen," NOVA University Lisbon, Portugal, 2010.
- [21] X. Zhang and G. Fan, "Retinal spot lesion detection using adaptive multiscale morphological processing," *Advances in Visual Computing*, Nevada, USA, pp. 490-501, 2006.
- [22] J. D. Leandro, R. M. Junior and H. F. Jelinek, "Blood vessels segmentation in retina: Preliminary assessment of the mathematical morphology and of the wavelet transform techniques," *Xiv Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing*, Florianopolis, Brazil, pp. 84-90, 2001.
- [23] A. D. Mora, "Advanced image processing techniques for detection and quantification of drusen," Thesis, 2010.
- [24] P. Feng, Y. Pan, B. Wei, W. Jin and D. Mi, "Enhancing retinal image by the Contourlet transform," *Pattern Recognition Letter*, vol. 28, pp. 516-522, 2007.
- [25] S. Mallat, "A theory for multi-resolution signal decomposition," *IEEE Trans. Pattern Anal.*, vol. 11, no. 7, pp. 674-689, 1989.
- [26] M. Hamdi, "A comparative study in wavelets, curvelets and contourlets as denoising biomedical images," *Image Processing & Communications*, vol. 16, no. 3, pp. 13-20, 2012.
- [27] J. Staal, M. Abramoff, M. Niemeijer, M. Viergever and B. v. Ginneken, "Ridge-based vessel segmentation in color images of the retina," *IEEE Trans. Med.*, vol. 24, no. 4, pp. 501-509, 2004.
- [28] C. Yang, H. Shang and C. Jia, "Adaptive unsharp masking method based on region segmentation," *Opt. Precision Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 188-192, 2003.
- [29] G. D. Joshi and J. Sivaswamy, "Colour retinal image enhancement based on domain knowledge," *Sixth Indian Conference on Computer Vision, Graphics & Image Processing*, Bhubaneswar, India, pp. 591-598, 2009.

- [30] Q. Abbas, A. Farooq, M. T. A. Khan, M. E. Celebi, I. F. Garcia, S. J. Carmona and P. Alemany, "Features preserving contrast improvement for retinal vascular images," *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, vol. 9, no. 9, pp. 3731-3739, 2013.
- [31] G. Easley, D. Labate and W. Q. Lim, "Sparse directional image representations using the discrete shearlet transform," *Applied and Computational Harmonic Analysis*, vol. 25, no. 1, pp. 25-46, 2008.
- [32] W. Q. Lim, "The discrete shearlet transform: A new directional transform and compactly supported shearlet frames," *Trans. Image Process*, vol. 19, no. 5, pp. 1166-1180, 2010.
- [33] S. Intajag, S. Kansomkeat and P. Bhurayanontachai, "Histogram specification with generalized extreme value distribution to enhance retinal images," *IET Electronics Letters*, vol. 52, no. 8, pp. 596-598, 2016.
- [34] K. A. Jain, *Fundamentals of digital image processing*, Englewood Cliffs NJ: Pentice-Hall, Inc, 1989.
- [35] J. M. Hosking, J. R. Wallis and E. F. Wood, "Estimation of the generalized extreme-value distribution by the method of probability weighted moments," *Technometrics*, vol. 27, no. 3, pp. 251-161, 1985.
- [36] S. Kullback and R. A. Leibler, "On information and sufficiency," *Ann. Math. Stat.*, vol. 22, no. 1, pp. 79-86, 1951.
- [37] D. Peishan, S. Hanwei, Z. Jianmei, L. Ling, W. Jing and F. Min, "Retinal fundus image enhancement using the normalized convolution and noise removing," *International Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2016, pp. 1-12, 2016.
- [38] E. S. L. Gastal and M. M. Oliveira, "Domain transform for edge-aware image and video processing," *ACM Trans. on Graphics*, vol. 30, no. 4, pp. 1244-1259, 2011.
- [39] J. Rajan, K. Kannan and M. R. Kaimal, "An improved hybrid model for molecular image denoising," *J. of Math. Imaging and Vision*, vol. 31, no. 1, pp. 73-79, 2008.
- [40] A. B. Hamza, P. L. Luque-Escamilla, J. Martinez-Aroza and R. Roman-Roldan, "Removing noise and preserving details with relaxed median filters," *J. of Math. Imaging and Vision*, vol. 11, no. 2, pp. 161-177, 1999.

- [41] Z. Mei, J. Kai, W. Shaoze, Y. Juan and Q. Dahong, "Color retinal image enhancement based on luminosity and contrast adjustment," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, no. 99, pp. 1-7, 2017.
- [42] K. Zuiderveld, "Contrast limited adaptive histogram equalization," *San Diego: Academic press professional*, Delhi, India, pp. 474-485, 1994.
- [43] S. Wang, J. Zheng, H. M. Hu and B. Li, "Naturalness Preserved Enhancement Algorithm for Non-Uniform Illumination Images," *IEEE Trans. Image Process*, vol. 22, no. 9, pp. 3538-3548, 2013.
- [44] R. Klein, M. D. Davis, Y. L. Magli, P. Segal, B. E. Klein and L. Hubbard, "The Wisconsin Age-related maculopathy grading system," *Ophthalmology*, vol. 98, no. 7, pp. 1128-1134, 1991.
- [45] สกาวรัตน์ คุณาวิศร, "กายวิภาคและสรีรวิทยาของตา," สืบค้นจาก <http://haamor.com/th/กายวิภาคและสรีรวิทยาของตา>, [วันที่ทำการสืบค้น 10/03/2561].
- [46] AAV Media, "All About Vision," [Online]. Available: <https://www.allaboutvision.com/resources/anatomy>. [Accessed 15/03/2018].
- [47] ชลัญชร โยธาสมุทร, "ข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับโรคจุดภาพชัดของจอตา," *จุลสาร โครงการประเมินเทคโนโลยีและนโยบายด้านสุขภาพ*, ปีพิมพ์ที่ 5, ฉบับที่ 17, หน้า 1-3, 2557.
- [48] H. P. Ltd, "Classification of age-related macular degeneration vs. age-related maculopathy," [Online]. Available: <https://healthplexus.net/article/classification-age-related-macular-degeneration-vs-age-related-maculopathy>. [Accessed 22/03/2018].
- [49] ศักดิ์ชัย วงศกิตติรักษ์ และ โกศล คำพิทักษ์, ตำราชักขุวิทยา, กรุงเทพฯ: หมอชาวบ้าน, 2550.
- [50] K. Tomi, K. Valentina, K. J. Kristian, L. Lasse and S. Liris, "Diaretdb1 diabetic retinopathy database and evaluation protocol," in *Proc. of the British Machine Vision Conference*, University of Warwick, UK, pp. 252-261, 2007.
- [51] A. Choi, D. Hjelmstad, J. N. Taibl and S. I. Sayegh, "Cataract screening by minimally trained remote observer with nonmydriatic digital fundus camera," *SPIE BIOS*, vol. 8567, no. 6, pp. 1-4, 2013.

- [52] Lake Travis Eye and Laser Center, "Glaucoma Testing," [Online]. Available: <https://laketraviseyecenter.com/glaucoma-testing-and-treatment>. [Accessed 30/03/2018].
- [53] D. Coltuc, P. Bolon and J. M. Chassery, "Exact histogram specification," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 15, no. 5, pp. 1143-1152, 2006.
- [54] R. A. Fisher and L. H. C. Tippett, "Limiting forms of the frequency distribution of the largest or smallest member of a sample," *Proc. of Cambridge Philosophical Society*, vol. 24, no. 2, pp. 180-290, 1928.
- [55] T. Fararo and R. Katz, Extremes and design values in climatology, *World meteorological organization*, pp. WCAP-14, WMO/TD-No. 386., 1990.
- [56] S. Kotz and S. Nadarajah, "Extreme values distributions: theory and applications," Covent Garden, London: Imperial College Press, 2000.
- [57] S. Coles, An introduction to statistical modeling of extreme values, 1st edn, London: Springer, 2001.
- [58] H. Bergstrom and A. Moberg, "Daily air temperature and pressure series for Uppsala (1722-1998)," *Climatic Change*, vol. 53, no. 1-3, pp. 213-252, 2002.
- [59] J. Ryden, "Statistical analysis of temperature extremes in long-time series from Uppsala," *Theoretical and Applied Climatology*, vol. 105, no. 1-2, pp. 193-197, 2011.
- [60] รัชนี นพเกตุ, จิตวิทยาเพื่อการรับรู้, กรุงเทพฯ: ประกายพรีก, 2540.
- [61] E. Galanter, "The direct measurement of utility and subjective probability," *The American Journal of Psychology*, vol. 75, no. 2, pp. 208-220, 1962.
- [62] K. R. Castleman, Digital image processing, Englewood Cliffs, New Jersey, US: Pearson, 1995.
- [63] R. W. Hunt, The Reproduction of Colour, Chichester, UK: John Wiley & Sons Ltd, 2004.
- [64] M. W. Levine and J. M. Shefner, Fundamentals of Sensation and Perception, Oxford, UK: Oxford University Press, 2000.



- [65] S. Wang, K. Jin, C. Cheng, J. Ye and D. Qian, "Human visual system-based fundus image quality assessment of portable fundus camera photographs," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 35, no. 4, pp. 1046-1055, 2016.
- [66] G. Ginesu, F. Massidda and D. D. Giusto, "A multi-factors approach for image quality assessment based on a human visual system model," *Signal Process, Image Communn*, vol. 21, no. 4, pp. 316-333, 2006.
- [67] Y. Hojatollah and W. Zhou, "Objectiv quality assessment of tone-mapped images," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 22, no. 2, pp. 657-667, 2013.
- [68] J. L. Mannos and D. J. Sakrison, "The effects of a visual fidelity criterion on the encoding of images," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 20, no. 4, pp. 525-536, 1974.
- [69] G. J. P. Barten, "Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality," Washington, DC, US: SPIE, 1999.
- [70] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histogram," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern*, vol. SMC-9, no. 1, pp. 62-66, 1979.
- [71] A. Hoover, V. Kouznetsova and M. Goldbaum, "Locationg blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response," *IEEE Trans. Med. Imag*, vol. 19, no. 3, pp. 203-210, 2000.
- [72] T. Kauppi, V. Kalesnykiene, J. K. Kammarainen, L. Lensu, L. Sorri, H. Uusitalo and H. Kalviainen, "DIARETDB0 : Evaluation database and methodology for diabetic retinopathy algorithms," in *Technical report*, Lappeenranta, Finland, 2006.
- [73] A. Kolaman and O. Pecht, "Quaternion structural similarity a new quality index for color images," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 21, no. 4, pp. 1526 – 1536, 2012.
- [74] K. Matkovic, L. Neumann, A. Neumann, T. Psik and W. Purgathofer, "Global contrast factor - a new approach to image contrast," in *Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging*, Girona, Spain, pp. 159-167, 2005.
- [75] D. Hasler and S. Susstrunk, "Measuring colorfulness in natural images," *The International Society for Optical Engineering*, vol. 5007, pp. 87-95, 2003.

- [76] R. S. Berns, Billmeyer and Saltzman's Principles of color technology, 3 rd ed. New York, USA: Wiley, 2000.
- [77] I. T. Union, "Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures," in *ITU-R Recommendation BT. 501-11*, Geneva, Switzerland, 2002.

**ภาคผนวก ก.****ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์ 1**

1. P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha, and S. Intajag, "Visual Contrast Enhancement by Histogram Modification Based on Generalized Extreme Value Distribution," Proceedings of the 4thIIAE International Conference on Intelligent Systems and Image Processing, Kyoto, Japan, pp. 45-52, 2016.

## Visual Contrast Enhancement by Histogram Modification Based on Generalized Extreme Value Distribution

Preecha Vonghirandecha<sup>1</sup>, Montri Karnjanadecha<sup>1</sup> and Sathit Intajag<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering

<sup>2</sup>Department of Computer Science, Faculty of Science

Prince of Songkla University, Hat Yai, Songkhla, Thailand.

\*Corresponding Author: sathit.i@psu.ac.th

### Abstract

Contrast enhancement is a crucial method for improving the quality of an image. This paper proposes a visual contrast enhancement of a color image by using histogram modification. Transfer function of the modified histogram was designed with generalized extreme value distribution. To automatically enhance image contrast and tone meanwhile improving color balance, three parameters of the distribution that consists of shape, scale, and location were estimated by probability weighted moments. The location parameter was employed to improve brightness and color balance. The scale and shape was provided to enhance contrast and to adjust tone of the images. The proposed algorithm was evaluated with a low dynamic range (true-color images) and a high dynamic range images.

**Keywords:** Histogram modification, Generalized extreme value distribution, Visual contrast enhancement, Color balance, Tone mapping.

### 1. Introduction

Due to the widespread applications of digital cameras, many digital color images have been taken under improper lighting conditions as a result of low visual quality. To solve this problem, recently many proposed methods have been proposed to produce the better quality images. Contrast enhancement based on histogram modification (HM)<sup>(1-3)</sup> is a widely used technique for improving visual quality of the low contrast pictures in an image processing.

Histogram equalization (HE) is normally used to enhance the brightness and contrast of an image by using cumulative distribution function for stretching its dynamic range. HE is often questioned for excessive enhancement;

because, it may shift the mean intensity values to the middle gray level of the intensity range. To overcome this mean-shift problem, many researchers<sup>(4-6)</sup> have proposed methods to solve the mean shift problem of HE. Fundamental objective of the solving mean shift techniques provides the output images with the mean of brightness close to the original. Those techniques are not suit for underexpose or overexpose images; because, they will lead to human visual perception loss problem.

Recently, visual contrast enhancement algorithm (VCEA) based on histogram equalization was introduced by Meng-Liang Chung et al.<sup>(10)</sup>. The image results of VCEA have much more visual quality than other HE-based methods; however, the space adjustment mechanism cannot control the brightness mean. This mechanism will affect to improper appearance of color balance.

In this paper, a new visual contrast enhancement is proposed. Our model employs histogram modification<sup>(2)</sup> with the generalized extreme value (GEV) distribution<sup>(11)</sup> to characterize the transfer functions. Three parameters of GEV, which consist of shape, scale, and location, are estimated by probability weighted moments (PWMs)<sup>(12)</sup>.

By setting optimal values of the GEV parameters can use to enhance the retinal images<sup>(13)</sup>; however, our proposed algorithm uses the standard white point, D55, to specify location parameters for controlling the brightness and color balance. The scale and shape parameters are employed to improve contrast and to adjust tone of color images, respectively. Our algorithm employs Kullback-Leibler divergence (KLD)<sup>(14)</sup> to select estimated contrast and tone parameter values. These parameters are manipulated by scale and shape parameters. Optimal tuning process of the three parameters is employed to formulate the transfer functions of HM and thus the algorithm can produce good

quality color images.

The performance of the proposed scheme is evaluated with public available datasets True-color Kodak Dataset<sup>(15)</sup> (for low dynamic range images) and ESPL-LIVE HDR Image Quality Dataset<sup>(16)</sup>.

The paper proceeds as follows: Section 2 describes designing transfer functions, which consists of histogram modification, GEV distribution, and PWMs estimation; Section 3 describes the proposed algorithm; Section 4 presents the experimental results and the paper concludes in Section 5.

## 2. Transfer Functions

The proposed method relates to three topics for fabricating our algorithm. The theme is the transfer functions of histogram modification. The either two topics are provided to support the HM that is a GEV distribution and its parameter estimation method by PWMs.

### 2.1 Histogram Modification

Histogram analysis dates back to the early era of digital image processing<sup>(1-3)</sup>. It provides to analyze an intensity distribution for characterizing and designing to enhance pictures. As it includes a process for analyzing characteristics and design, the histogram has been named a histogram equalization, histogram matching, histogram specification, or histogram modification. Histogram processing employs mathematical models known as probability distribution functions (PDF). A simple version of histogram equalization uses a uniform distribution. The advance processes need to specify the shape of frequency distributions. The PDF has to support the advance processes.

Let  $x$  be the intensity levels of an image,  $X$ , in the range  $[0, L-1]$  (where  $L$  denotes the maximum intensity value). The number of pixels in each intensity level,  $h(x)$ , is histogram of the image,  $X$ .  $h(x)$  could also be expressed as a percentage of the pixel numbers against the total number of pixels in the image,  $X$ ; that is,  $p(x) = h(x)/MN$ , where the size of image is  $M \times N$  pixels. In statistical terms,  $p(x)$  is the PDF.

Histogram matching based on HM<sup>(2)</sup> could be regarded as a monotonic point transformation,  $g_d = T\{f_c\}$ . The input variable,  $f_c \in [f_i, f_c]$ , was mapped into an output variable,  $g_d \in [g_i, g_d]$ , such that the output probability distribution,  $P_R\{g_d = b_d\}$ , follows some desired form for a given input probability distribution,  $P_R\{f_c = a_c\}$ .  $a_c$  and  $b_d$  represent reconstruction values between the  $c^{\text{th}}$  and  $d^{\text{th}}$

intensity levels.  $C$  and  $D$  were the maximum intensity values of the histogram; thus, the sum of input and output probability distribution must be equal to unity:

$$\sum_{c=1}^C P_R\{f_c = a_c\} = 1 \quad (1a)$$

$$\sum_{d=1}^D P_R\{g_d = b_d\} = 1. \quad (1b)$$

The probability that pixels of the input image had an amplitude less than or equal to  $a_c$  must be equal to the probability that pixels of the output image have amplitude less than or equal to  $b_d$ , where  $b_d = T\{a_c\}$  because the transformation is monotonic. Hence

$$\sum_{n=1}^d P_R\{g_n = b_n\} = \sum_{m=1}^c P_R\{f_m = a_m\}. \quad (2)$$

The histogram modification in (3) can be obtained in approximate form by replacing the discrete probability distributions of (2) by continuous probability densities.

$$\int_{g_{\min}}^g p_g(g) dg = \int_{f_{\min}}^f p_f(f) df \quad (3)$$

where  $p_f(f)$  and  $p_g(g)$  are the probability densities of  $f$  and  $g$ , respectively. From the given image,  $X$ , the integral on the right was replaced by the cumulative distribution function (CDF),  $P_f(x) = \sum_{x=f_{\min}}^f p(x)$ . Thus, equation (3) was in the form

$$\int_{g_{\min}}^g p_g(g) dg = P_f(x). \quad (4)$$

The histogram was modified by many probability functions such as uniform, hyperbolic, exponential, and Rayleigh distribution, etc.<sup>(2)</sup>. Those distributions usually control only the range (uniform and hyperbolic) and some of them can adjust the shape parameters (exponential and Rayleigh). In a color image enhancement, the process needs a location parameter to control the color balance. In this paper, GEV distribution had three parameters consisting of shape, scale, and location, which were provided to modify the histogram of color fundus images<sup>(13)</sup>.

## 2.2 Generalized Extreme Value Distribution

Frequency analysis was an interesting topic for us because one important topic in a digital image processing has to analyze intensity values; especially, in HM<sup>(2)</sup>. For a color image, histogram transfer functions need more parameters to enhance the image; therefore, three parameters of GEV could be provided to adjust contrast, brightness, and color balance of the color images. The CDF of a GEV<sup>(11)</sup> was given by

$$F(x) = \begin{cases} \exp\left\{-\left[1-\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)\right]^{1/\kappa}\right\}, & \kappa \neq 0, \begin{cases} \mu+\sigma/\kappa \leq x < \infty, & \text{for } \kappa < 0; \\ -\infty < x \leq \mu+\sigma/\kappa, & \text{for } \kappa > 0; \end{cases} \\ \exp\left\{-\exp\left[\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]\right\}, & -\infty < x < \infty, \text{ for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (5)$$

where  $\mu$ ,  $\sigma$ , and  $\kappa$  denote the location, scale, and shape parameters, respectively. When  $\kappa = 0$ , CDF is Gumble's type I ( $-\infty < x < \infty$ ). When  $\kappa \neq 0$ , CDF includes two types. When  $\kappa < 0$  it becomes Frechet's type II, but when  $\kappa > 0$  it is the Weibull or type III distribution.

The PDF corresponding to (5) is

$$p(x) = \begin{cases} \exp\left\{-\left(1+\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)/\sigma\right)^{-1/\kappa}\right\} \frac{1}{\sigma} \left[1+\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)\right]^{1/\kappa-1}, & \begin{cases} \mu+\sigma/\kappa \leq x < \infty, & \text{for } \kappa < 0; \\ -\infty < x \leq \mu+\sigma/\kappa, & \text{for } \kappa > 0; \end{cases} \\ \exp\left\{-\exp\left[\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]\right\} \frac{1}{\sigma} \exp\left[\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right], & -\infty < x < \infty, \text{ for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (6)$$

The transformed intensity,  $g$ , could be solved by replacing the density function,  $p_x(g)$ , of (4) with the  $p(x)$  of (6) and integral the left, which becomes to the CDF of (5). Thus, the transfer function of HM by GEV distribution becomes

$$g = \begin{cases} \mu + \frac{\sigma}{\kappa} \left[1 - \left(-\ln P_f(x)\right)^\kappa\right] & \text{for } \kappa \neq 0; \\ \mu - \sigma \ln\left(-\ln P_f(x)\right) & \text{for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (7)$$

The modified intensity,  $g$ , of each color band comes from the CDF of the input image and the GEV parameters, which might be estimated by the method of PWMs.

## 2.3 Probability Weighted Moments

Three parameters of GEV distribution could be estimated by PWMs<sup>(11,12)</sup> as follows:

$$\hat{\mu} = b_0 - \frac{\hat{\sigma}}{\hat{\kappa}} \left[1 - \Gamma(1 + \hat{\kappa})\right] \quad (8)$$

$$\hat{\sigma} = \frac{(2b_1 - b_0)\hat{\kappa}}{(1 - 2^{-\hat{\kappa}})\Gamma(1 + \hat{\kappa})} \quad (9)$$

$$\hat{\kappa} = 7.8590z + 2.9554z^2 \quad (10)$$

where  $z = (2b_1 - b_0)/(3b_2 - b_0) - \log 2/\log 3$  and  $\Gamma$  denotes a gamma function. The values,  $b_0$ ,  $b_1$ , and  $b_2$ , were calculated by employing an unbiased estimator of the first three PWMs that were given by

$$\beta_r = \mu + \frac{\sigma}{\kappa} \frac{1 - (r+1)^\kappa \Gamma(1 + \kappa)}{r+1}. \quad (11)$$

The unbiased estimator of  $\beta_r$  is

$$b_r = \sum_{i=1}^n \frac{(i-1)(i-2)(i-3)\dots(i-r)}{i(n-1)(n-2)(n-3)\dots(n-r)} x_{(i)}, \quad r=0,1,2,\dots, \quad (12)$$

where  $x_{(i)}$  denotes the ordered observations from a sample of size  $n$ , that is  $\{x_{(1)} \leq x_{(2)} \leq x_{(3)} \leq \dots \leq x_{(n)}\}$ .

The transfer function of HM by using GEV distribution as a transfer function was reviewed. The next section will describe the algorithm to enhance the color images by employing HM for adjusting the color balance, brightness, and contrast.

## 3. Color Enhancement Algorithm

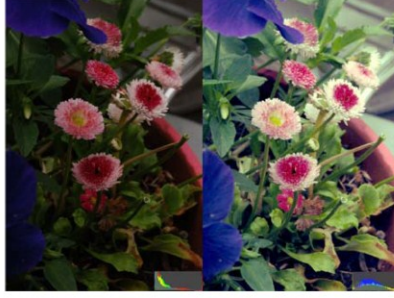
The proposed method employs GEV parameters to adjust brightness, contrast, and color balance of natural images by HM. "Aster" image<sup>(17)</sup> in Fig. 1(a) was provided to demonstrate how our algorithm operates. The algorithm consists of four steps as shown in Fig. 2. The details of each step are described in the following subsections.

### 3.1 Initial Values Setting

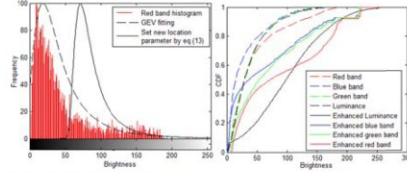
The first step initializes the specified parameters of brightness, contrast, and color balance. Input image was resampled by reducing the size following the eyes adaptation for the best view in the fovea, which could be approximated each luminance over a  $1^\circ$  diameter solid angle corresponding to a potential foveal fixation point in the scene<sup>(18)</sup>. The brightness parameters,  $Bright_{Red}$ ,  $Bright_{Green}$  and  $Bright_{Blue}$ , were approximately specified approaching to white point proportion of D55; thus,

$\{Bright_{red}, Bright_{green}, Bright_{blue}\} = \{96, 100, 92\}$ .

The scale parameters of each color band using for spread the dynamic ranges of the images were calculated and adapted by the maximum value of the scales from each color band. The tone of the images was iteratively adjusted by the shape parameter.



(a) Left: "Aster" dark image (image size: 1071 × 1600 pixels, taken by Nikon D3100 at a shutter speed 1/60 and aperture of F/12<sup>(17)</sup>), Right: Output image.



(b) GEV fitting red band,

(c) GEV transfer function

**Fig.1.** Color image enhancement by tone mapping with generalized extreme value distribution.

### 3.2 GEV Parameters Estimation and Design

The down-sampled image data from the first step was estimated the GEV parameters for each color channel. The three parameters,  $\kappa$ ,  $\sigma$ , and  $\mu$  were estimated by using PWMs. From the red band of Fig. 1(a), the parameters, shape, scale, and location were approximated to -0.29, 22.61, and 24.01, respectively.

In the designing process, the first moment,  $b_0 = 46.06$ , represents the mean value of the red band in Fig 1(a), which deviates from the specified brightness value of the red band,  $Bright_{red}$ . Thus, the new location parameter,  $\hat{\mu}'$ , is recalculated by using (13), where it replaces the first

moment,  $b_0$ , in (8) with  $Bright_{red}$ , as given by:

$$\hat{\mu}' = Bright_{red} - \frac{\hat{\sigma}}{\hat{\kappa}} [1 - \Gamma(1 + \hat{\kappa})]. \quad (13)$$

However, the new location parameter of the red band,  $\hat{\mu}' = 73.63$ , provided the new range,  $-4.15 < x \leq \infty$ , which the intensity of the red band spreads out of range for 8 bits images as seen in Fig. 1(b).

The shape and scale parameters were tuned in the next step for manipulating the image dynamic range. To tune the dynamic range at the same time with improving the image tone, the scale parameter was set to the initialized scale and the shape parameter were evaluated by data boundary.

Let  $y$  denote either the lower bound (LB) or the upper bound (UB) of the data; when the boundary condition was found out of range. It was solved by the range of the random variable,  $x$ , in (6), where Hosking recommends equating  $x$  to  $\mu + \sigma/\kappa$  and reformulating it for the shape parameter<sup>(11)</sup>. In our case, the shape parameter was resolved by

$$\hat{\kappa} = \begin{cases} \frac{\ln\{(2b_1 - y)/(b_0 - y)\}}{\ln 2}, & y = LB \\ \frac{\ln\{(2b_1 + y)/(b_0 + y)\}}{\ln 2}, & y = UB. \end{cases} \quad (14)$$

### 3.3 Image Tone Tuning

In our scheme, image tone is enhanced by searching for the optimal shape and scale parameters. The searching range of the shape parameter was determined by evaluating the minimum and maximum boundary values of  $\{\hat{\kappa}, \hat{\kappa}_{LB}, \hat{\kappa}_{UB}\}$  by  $\hat{\kappa}_{min} = \min(\hat{\kappa}, \hat{\kappa}_{LB}, \hat{\kappa}_{UB}, -0.05)$  and  $\hat{\kappa}_{max} = \max(\hat{\kappa}, \hat{\kappa}_{LB}, \hat{\kappa}_{UB}, 0.05)$ , respectively. The interval  $[\hat{\kappa}_{min}, \hat{\kappa}_{max}]$  was iterated by incremental value with 0.01.

In each step for searching the shape parameter, the scale parameter was evaluated by the tolerance value  $\pm 5$ , which provided the fitting dynamic range with the image tone distribution. In each iterative evaluation, the location in (13) and transfer function in (7) were recalculated to update tone distribution,  $g$ , which was used to generate histograms  $H_x$  and  $H_T$ .  $H_x$  denotes PDF of the output image derived from (7) and  $H_T$  represents the PDF of the GEV in (6). Both PDFs were evaluated by Kullback-Leibler divergence (KLD)<sup>(14)</sup> as in the following

$$KLD = \sum_{i=1}^k \ln(H_T(i)/H_x(i))H_T(i). \quad (15)$$

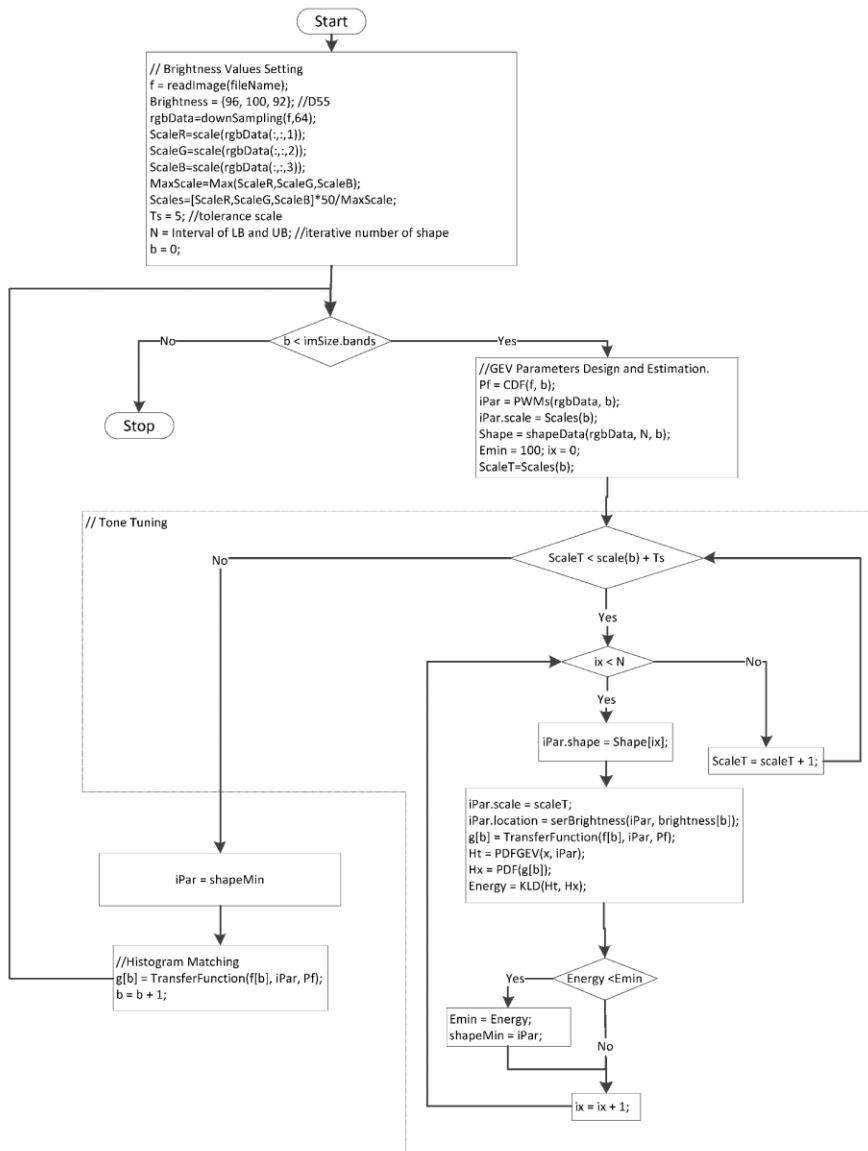


Fig.2. Visual contrast enhancement algorithm by generalized extreme value distribution.



From evaluation of the GEV parameters, the optimal values were specified by the minimum values of KLD. After completing the iterations, the optimal GEV parameters to modify each color histogram were established.

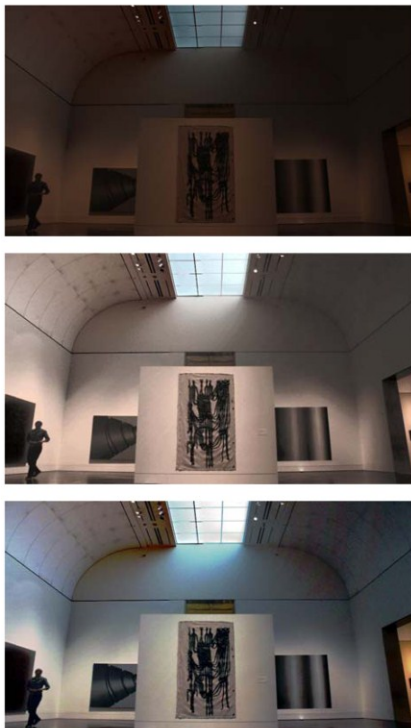


Fig. 3. Blanton Museum image enhancement, input, VCEA, and the proposed method (from top to bottom).

### 3.4 Histogram Matching.

The final step employs the optimal parameters from the step three to adjust the color histograms of each band by the transfer function in (7) as seen in Fig. 1(c). From the red band of Fig. 1(a), the optimal GEV parameters were defined as  $\hat{\kappa} = 0.50$ ,  $\hat{\sigma} = 75.00$ , and  $\hat{\mu}' = 78.59$ . The green and blue bands could be operated with the same as the red band as in the demonstration.



Fig. 4. Sea image enhancement, input, VCEA, and the proposed method (from top to bottom).

Table 1. GEV parameters to specify histogram.

Images	Parameters	Input image (R,G,B)	Output image (R,G,B)
Blanton Museum	$\hat{\kappa}$	(0.13, -0.07, -0.19)	(0.12, 0.12, 0.12)
	$\hat{\sigma}$	(17.97, 12.57, 10.12)	(48.34, 48.42, 48.53)
	$\hat{\mu}'$	(34.35, 23.06, 16.87)	(74.82, 75.26, 75.86)
Sea	$\hat{\kappa}$	(0.06, 0.12, 0.34)	(0.07, 0.12, 0.23)
	$\hat{\sigma}$	(36.06, 38.74, 41.13)	(43.34, 46.6, 48.32)
	$\hat{\mu}'$	(83.87, 88.42, 82.07)	(73.89, 78.67, 74.83)
Forest	$\hat{\kappa}$	(-0.66, -0.64, -0.73)	(0.03, 0.06, -0.01)
	$\hat{\sigma}$	(7.55, 7.42, 4.82)	(45.44, 46.5, 29.11)
	$\hat{\mu}'$	(7.45, 7.12, 3.64)	(73.42, 78.36, 79.24)

Fig. 1(c) illustrates comparisons of the transfer functions (solid lines) from each color band, including the luminance (L) with their CDF of the input images (dash lines). The right picture of Fig. 1(a) shows the image results of the proposed algorithm that could adjust the mean values of the R, G, and B bands to 97.72, 102.04, and 94.87, respectively. Other results would be shown in the experimental results.

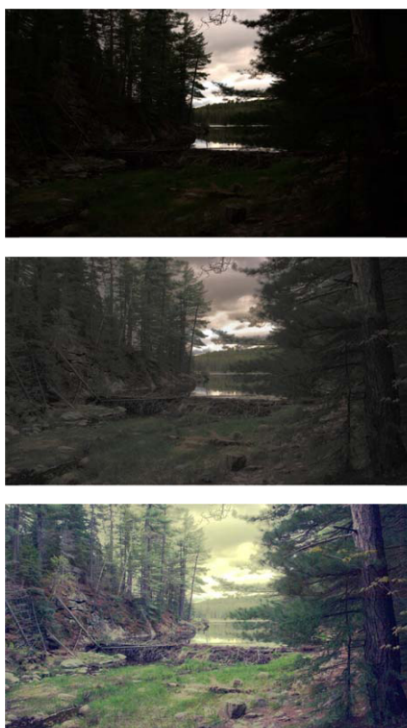


Fig. 5. Forest image enhancement, input, VCEA, and the proposed method (from top to bottom).

#### 4. Experimental Results

Our algorithm was tested with low and high dynamic range color images<sup>(15,16)</sup> that consist of Blanton Museum, Sea, and Forest images. The proposed results were compared with visual contrast enhancement algorithm (VCEA)<sup>(10)</sup>. Tone mapped image quality index (TMQI)<sup>(19)</sup>

with the structure similarity and naturalness measurement were provided for quantitative evaluations.

Table 2. TMQI comparisons.

Figures	Methods	Structural Fidelity	Statistical Naturalness	Quality Index
Blanton Museum	VCEA	0.9147	0.4709	0.8963
	HM	0.9812	0.4206	0.9042
Sea	VCEA	0.9478	0.0335	0.8061
	HM	0.9919	0.7444	0.9605
Forest	VCEA	0.9549	0.4125	0.8961
	HM	0.9627	0.8701	0.9721

Our proposed algorithm provides a good visual contrast on the detail area. It is caused from adjusting the color balance and tone tuning by GEV parameters as illustrated in Fig. 3-5. GEV parameters were estimated as seen in the third column of Table 1, and the tuned parameters in the fourth column that were provided to adjust the brightness, contrast, and color balance as shown in the enhanced results in the third row of Fig. 3-5. TMQI comparison results were illustrated in Table 2.

#### 5. Conclusion

The experiment results were shown that the enhanced color images by using HM with the transfer function designed with GEV parameters could be provided a good visual contrast image. Enhanced images were adjusted by the location parameters of each color band of the 8 bit samples to replace the peaks of the brightness values for red, green, and blue. The scale parameter could be used to spread the intensity values over the dynamic ranges. The shape parameter was employed to tune the tone of each color band. All image results from the datasets were enhanced according to D55 white point and provided a better image contrast than the input images.

#### References

- (1) R. Gonzalez and E. R. Woods, "Digital Image Processing," in *Digital Image Processing*, Pearson Prentice Hall, 2009.
- (2) W. K. Pratt, *Digital image processing*, 4<sup>th</sup> ed., John Wiley & Sons, Inc., 2007.
- (3) A. K. Jain, *Fundamentals of digital image processing*, Prentice-Hall, Inc., 1989.
- (4) Y. Kim, "Contrast enhancement using brightness preserving

- bi-histogram equalization," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 43, no. 1, p. 1–8, 1997.
- (5) K. Wongsritong, K. Kittayarasiriwat, F. Cheevasuvit, K. Dejhan and A. Somboonkaew, "Contrast enhancement using multipeak histogram equalization with brightness preserving," in *Proceedings of the 1998 IEEE Asia-Pacific Conference Circuits and Systems*, Chiangmai, Thailand, pp. 455–458, 24–27 November 1998.
- (6) S. Chen and A. Ramli, "Contrast enhancement using recursive mean-separate histogram equalization for scalable brightness preservation," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 49, p. 1301–1309, 2003.
- (7) C. Wang and Z. Ye, "Brightness preserving histogram equalization with maximum entropy: A variational perspective," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 51, no. 4, p. 1326–1334, 2005.
- (8) H. Ibrahim and N. Kong, "Brightness preserving dynamic histogram equalization for image contrast enhancement," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 53, p. 1752–1758, 2007.
- (9) D. Sheet, H. Garud, A. Suveer, M. Mahadevappa and J. Chatterjee, "Brightness Preserving Dynamic Fuzzy Histogram Equalization," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 56, no. 4, pp. 2475–2480, 2010.
- (10) C.-C. Ting, B.-F. Wu, M.-L. Chung, C.-C. Chiu and Y.-C. Wu, "Visual Contrast Enhancement Algorithm Based on Histogram Equalization," *Sensors*, vol. 15, pp. 16981–16999, 2015.
- (11) S. Kotz and S. Nadarajah, *Extreme values distributions: theory and applications*, Covent Garden, London: Imperial College Press, 2000.
- (12) J. R. M. Hosking, J. R. Wallis and E. F. Wood, "Estimation of the generalized extreme-value distribution by the method of probability weighted moments," *Technometrics*, vol. 27, no. 3, p. 251–261, 1985.
- (13) S. Intajag, S. Kansomkeat and P. Bhurayanontachai, "Histogram specification with generalised extreme value distribution to enhance retinal images," *Electronics Letters*, vol. 52, no. 8, pp. 596–598, 2016.
- (14) S. Kullback and R. A. Leibler, "On information and sufficiency," *Ann. Math. Stat.*, vol. 22, no. 1, p. 79–86, 1951.
- (15) R. Franzen, "Kodak Lossless True Color Image Suite," 27 January 2013. [Online]. Available: <http://r0k.us/graphics/kodak/>. [Accessed 10 June 2016].
- (16) D. Kundu, D. Ghadyaram, A. C. Bovik and B. L. Evan, "ESPL-LIVE HDR Image Quality Database," Embedded Signal Processing Laboratory, 25 May 2016. [Online]. Available: [http://signal.ece.utexas.edu/~debarati/ESPL\\_LIVE\\_HDR\\_Database/index.html](http://signal.ece.utexas.edu/~debarati/ESPL_LIVE_HDR_Database/index.html). [Accessed 10 June 2016].
- (17) "Rhian Davis Photography," 19 June 2013. [Online]. Available: [http://www.rhian.me/2013\\_06\\_01\\_archive.html](http://www.rhian.me/2013_06_01_archive.html). [Accessed 22 June 2016].
- (18) G. W. Larson, H. Rushmeier and C. Piatko, "A Visibility Matching Tone Reproduction Operator for High Dynamic Range Scenes," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 3, no. 4, pp. 291–306, 1997.
- (19) H. Yeganeh and Z. Wang, "Objective Quality Assessment of Tone-Mapped Images," *IEEE Trans. on Image Processing*, vol. 22, no. 2, p. 657–667, 2013.

**ภาคผนวก ข.****ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์ 2**

2. P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha, and S. Intajag, "Visual Contrast Enhancement by Histogram Modification Based on Generalized Extreme Value Distribution," International Journal of Biology and Biomedical Engineering, vol.13, pp. 46-57, 2019.

# Automated Color Balance and Contrast Enhancement of Retinal Images for Visual Diagnosis

P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha and S. Intajag

**Abstract**—Color retinal image enhancement plays an important role in creating an image suitable for medical diagnosis for the early detection of eye disease. For this problem domain, we propose histogram-based color balance and contrast enhancement (CBCE) which automatically adjusts the intensity values under psychometric constraints by employing generalized extreme value functions. The results show that our algorithm performs color retinal image enhancement well, while retaining a pleasing natural appearance for visually diagnosing the image. The performance of our method has been evaluated against data from the Structured Analysis of the Retina and the Diabetic Retinopathy image databases.

**Keywords**—Histogram specification, generalized extreme value, retinal images, color balance, psychometric function.

## 1. INTRODUCTION

MANY eye diseases, including age-related macular degeneration (AMD) and diabetic retinopathy [1] [2], manifest themselves in the retina, and some are the leading causes of blindness. As a consequence, retinal images are widely used by ophthalmologists to identify patients who may be at risk from eye disease. However, those images may be unsuitable for diagnosis due to their poor quality, caused by non-uniform illumination, low contrast, or washed-out color [3] [4]. Such images need to be enhanced to provide better visibility of the retinal anatomical structures.

We propose an improvement to previously existing algorithms in order to allow physicians to more easily and accurately diagnose the disease.

Image processing algorithms for improving the poor quality images include decomposition techniques [5] which decompose an image into high and low frequency signals then process the two signals, and histogram specification techniques [6] [7]. The histogram specification techniques modify the image by creating a pixel mapping function, and

use it to redistribute the original image histogram to increase the image's contrast. These techniques have received the most attention due to their straightforward and intuitive implementation.

For decomposition technique, Dai *et al.* [5] proposed retinal fundus image enhancement using normalized convolution and noise removal. The information in the background image was extracted from the original image by applying a normalized convolution algorithm [8]. In order to obtain an enhanced image, the difference between the original image and the background image was multiplied by a contrast factor, and fused with the original image. The fused image was de-noised by applying fourth-order partial differential equations [9] and a relaxed median filter [10]. This technique can reduce abrupt changes and improve detailed information by increasing the image contrast, especially in the region of retinal vessels. However, this decomposition technique is a complex computations.

For histogram-based methods, histogram equalization (HE) is widely used to enhance the contrast of grey-scale images, by employing a cumulative distribution function (CDF) to stretch their dynamic range. However, for a color image, HE may produce unwanted artefacts, color imbalance, loss of detail, and it may shift the mean intensity values to the middle of the intensity range. Many algorithms have been proposed with various constraints, such as brightness preservation [11] [12] [13] and contrast limitation [14]. However, brightness preservation algorithms provide output images with a mean brightness close to the original, which is inappropriate for under-exposed or over-exposed images; especially, a color retinal photograph. In addition, the contrast-limited adaptive histogram equalization (CLAHE) algorithm [15] is disadvantageous as it is difficult to determine many of the parameters, such as clip limit, tile size, and mapping functions. It is generally only used to enhance the luminance channel.

A color retinal image enhancement based on luminosity and contrast adjustment [6] has been proposed, which augments the classical histogram equalization. In this method, the R, G, and B channels are enhanced by a luminance gain matrix, which is obtained by gamma correction of the value channel, V, in hue-saturation-value (HSV) color space. The contrast of the luminosity channel of  $L^*a^*b$  can be further enhanced by applying the CLAHE method with the number of tiles and the clip limit equal to  $8 \times 8$  and 0.01, respectively.

This work was supported by Prince of Songkla University Grant no. SC1600372S.

P. Vonghirandecha is with the Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand. (e-mail: preecha.v@psu.ac.th).

M. Karnjanadecha is with the Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand. (e-mail: montri@coe.psu.ac.th).

S. Intajag is with the Department of Computer Science, Faculty of Science, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand. (e-mail: sathit.i@psu.ac.th).

The methods set out above deal with brightness and contrast enhancement, but they do not adjust the color balance to improve the color image quality. Intajag *et al.* [7] proposed a histogram specification method with generalized extreme value distribution (HS-GEV), to automatically adjust the brightness, contrast, and color balance by redistributing the image data. This was utilized to support the population screening of AMD lesions.

In order to improve the retinal color images, our method automatically enhances the images by modifying HS-GEV [7] to increase the contrast and color balance, while preserving naturalness, and taking into consideration the human visual system. Our algorithm uses a contrast sensitivity function (CSF) [16] to develop a criterion for justifying the image quality. The specifications of the enhanced images are designed according to optimal standardized images provided by the AREDS2 Reading Center [3]. The performance of our method was evaluated using two publicly available datasets, Structured Analysis of the Retina (STARE) [17] and the Diabetic Retinopathy Database (DIARETDB0) [18]. The results show that our algorithm can make the interesting parts of retinal images more visible, and these enhanced images could help ophthalmologists during disease diagnostic procedures.

This paper proceeds as follows: the image databases are introduced in section II-A, and section II-B summarizes histogram specification, GEV distribution, probability weighted moment (PWM) estimation, and HS-GEV. Section III describes our algorithm in detail. Our experimental results appear in section IV, and conclusions in section V.

## II. MATERIALS AND BASIC THEORY

### A. Materials

We employ two publicly available datasets: Structured Analysis of the Retina [17], and the Diabetic Retinopathy Database [18], to evaluate the performance of our method. The STARE dataset, acquired by Hoover *et al.* [17], consists of 36 normal and 47 AMD images. The images were taken with a 35° field of view, and each occupies 700×605 pixels, and are stored in 24-bit PPM format. The DIARETDB0 database, acquired by Kauppi *et al.* [18], consists of 20 normal images and 110 containing signs of diabetic retinopathy. The images were taken with a 50° field of view, are 1500×1152 pixels large, and stored in 24-bit PNG format.

### B. Basic theory

The proposed method incorporates histogram specification (HS) with support from GEV distribution and parameter estimation using the PWM method. Also, the retinal image enhancement employs HS-GEV. The rest of this sub-section gives some background on these four techniques.

#### B.1. Histogram Specification

Histogram equalization employs the probability density function (PDF) and the cumulative distribution function [19] to achieve a uniform distribution in image processing. HE can usually produce good quality image contrast when the image has approximately a uniform distribution.

Let  $r$  denote the grey levels of the input image to be enhanced. Assume that  $r$  is a continuous random variable which has been normalized in the range  $[0, 1]$  and its continuous probability density function is  $p_r(r)$ . Suppose

$T(r) = \int_{-\infty}^r p_r(w) dw$  is the CDF of  $r$ , which is strictly

increasing; therefore,  $T(r)$  is uniformly distributed in  $[0, 1]$ .

For a grey level image, its intensity value is a discrete integer in the range  $[0, L-1]$  (where  $L$  denotes the maximum number of intensity values). Hence  $(L-1) \times T(r)$  will be uniform in  $[0, L-1]$  and the transform  $r \rightarrow (L-1) \times T(r)$  is an equalization of the grey level image [19] [20]. A transformation function that produces an output intensity level  $z$  by histogram equalization has the form:

$$z = (L-1)T(r) = (L-1) \int_{-\infty}^r p_r(w) dw, \quad (1)$$

where  $w$  is a dummy variable of integration.

Histogram equalization yields an image whose pixels are uniformly distributed among all the grey levels. However, the intensity values of retinal images typically have more complex distributions than uniform, which mean that HE may not be appropriate. In general, retinal image enhancement uses not only a scaling parameter to increase the image contrast, but also employs the centroid density and shape parameter for the frequency distributions to specify the color balance and to map color tone. Histogram specification addresses this issue by letting us specify the optimal distribution. Let,  $g$  represent the output intensity levels of the desired image, and  $p_g(g)$  be the specified PDF. Pratt [21] defined the specifying function as:

$$H(g) = (L-1) \int_{-\infty}^g p_g(u) du = z, \quad (2)$$

where  $u$  is a dummy variable of integration. From equations (1) and (2), the output intensity level,  $g$  of the desired image becomes:

$$g = H^{-1}(z), \quad (3)$$

where  $H^{-1}$  is an inverse transformation function that maps grey-scale values in the input image to the desired image. More detailed information of histogram specification can be found in Gonzalez *et al.* [19].

The specified histogram,  $p_g(g)$  can be used by many types of probability function [21], such as uniform, hyperbolic, exponential, and Rayleigh distributions. These PDFs usually enhance monochrome images by controlling the range or shape parameters. In order to specify the histogram of a color image, a GEV distribution is employed, consisting of

shape, scale, and location parameters. This provides control over the shape, range, and brightness location.

*B.2. Generalized Extreme Value*

The extreme value theory by Fisher and Tippet [22] is a cornerstone of distribution functions, and a good review of GEV applications appears in Fararo and Katz [23]. The CDF of a GEV [24] is given by:

$$y = F(x) = \begin{cases} \exp\left\{-\left[1-\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)\right]^{1/\kappa}\right\}, & \kappa \neq 0, \\ \mu + \sigma/\kappa \leq x < \infty, \text{ for } \kappa < 0; \\ -\infty < x \leq \mu + \sigma/\kappa, \text{ for } \kappa > 0; \\ \exp\left\{-\exp\left[-\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]\right\}, & -\infty < x < \infty, \text{ for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (4)$$

The GEV distribution includes three parameters: the location ( $\mu$ ) which determines the mode of the GEV distribution, the scale ( $\sigma$ ) which specifies the deviation, and the shape ( $\kappa$ ) which indicates how rapidly the upper tail decays. Three types of distribution can be determined by the  $\kappa$  value. Negative  $\kappa$  is a Type III or Weibull distribution, which has a bound tail. Positive  $\kappa$  is a Type II or Frechet distribution, which has a heavy tail. When  $\kappa$  approaches zero, it becomes a Type I or Gumbel distribution, which displays an exponential tail.

In our work, the three GEV parameters are used to adjust the brightness, contrast, and color balance of the color images. The PDF corresponding to (4) is:

$$f(x) = \begin{cases} \exp\left\{-\left(1+\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)/\sigma\right)^{-1/\kappa}\right\} \frac{1}{\sigma} \left[1+\kappa\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)\right]^{-1/\kappa-1} & \begin{cases} \mu + \sigma/\kappa \leq x < \infty, \text{ for } \kappa < 0; \\ -\infty < x \leq \mu + \sigma/\kappa, \text{ for } \kappa > 0; \end{cases} \\ \exp\left\{-\exp\left[-\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right]\right\} \frac{1}{\sigma} \exp\left[-\frac{(x-\mu)}{\sigma}\right], & -\infty < x < \infty, \text{ for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (5)$$

Since the cumulative distribution function is invertible, it can be expressed in the form:

$$x = F^{-1}(y) = \begin{cases} \mu + \frac{\sigma}{\kappa} \left[1 - (-\ln y)^\kappa\right] & \text{for } \kappa \neq 0; \\ \mu - \sigma \ln(-\ln y) & \text{for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (6)$$

To design the HS using a GEV distribution, the inverse function,  $H^{-1}$  in (3) can be represented by the inverse function,  $F^{-1}$  in (6) to generate the specified intensity,  $g$ . This means that the transfer function for the HS based on the GEV distribution becomes:

$$g = H^{-1}(z) = \begin{cases} \mu + \frac{\sigma}{\kappa} \left[1 - (-\ln z)^\kappa\right] & \text{for } \kappa \neq 0; \\ \mu - \sigma \ln(-\ln z) & \text{for } \kappa = 0. \end{cases} \quad (7)$$

In other words, the image enhancement quality of the HS now depends on designing suitable GEV parameters. These can be estimated by the PWM method.

*B.3. Probability weighted moments*

The  $\mu$ ,  $\sigma$ , and  $\kappa$  parameters of the GEV can be reliably estimated using the PWMs described by Hosking *et al.* [25]:

$$\hat{\kappa} = 7.8590c + 2.9554c^2, \quad (8)$$

$$\hat{\sigma} = \frac{(2b_1 - b_0)\hat{\kappa}}{(1 - 2^{-\hat{\kappa}})\Gamma(1 + \hat{\kappa})}, \quad (9)$$

$$\hat{\mu} = b_0 - \frac{\hat{\sigma}}{\hat{\kappa}} [1 - \Gamma(1 + \hat{\kappa})], \quad (10)$$

where  $c = (2b_1 - b_0) / (3b_2 - b_0) - \log 2 / \log 3$ , and  $\Gamma$  denotes a gamma function. The values,  $b_0$ ,  $b_1$ , and  $b_2$  are calculated by employing an unbiased estimator of the first three PWMs, given by:

$$b_r = \sum_{i=1}^n \frac{(i-1)(i-2)\dots(i-r)}{n(n-1)(n-2)\dots(n-r)} x_{(i)}, \quad r = 0, 1, 2, \dots \quad (11)$$

where  $x_{(i)}$  denotes the ordered observations from a sample of size  $n$ , that is  $\{x_{(1)} \leq x_{(2)} \leq x_{(3)} \leq \dots \leq x_{(n)}\}$ .

*B.4. Retinal image enhancement by HS-GEV*

The HS-GEV model [7] employs a generalized extreme value distribution [24] [26] to design the transfer functions of the histogram specification technique [19] [21] [27]. The transfer functions are specified with three GEV parameters to control the brightness, contrast, and color balance of the retinal images. These parameters consist of shape, scale, and location, which are estimated by PWMs as outlined above.

HS-GEV uses Kullback–Leibler divergence (KLD) [28] to find the optimal GEV parameters in an iterative process, which consists of two loops of shape and scale parameters. Each shape parameter is used to adjust the tone, while the scale parameter is used to increase the dynamic range. In each iteration, the location parameter is recalculated to update the KLD values as seen in the sequence of the equations (8)-(10). Although HS-GEV could be employed to effectively enhance color retinal images, optimal GEV parameters with maximized KLD values could generate darker or brighter regions, as illustrated by column (b) of Fig. 1.

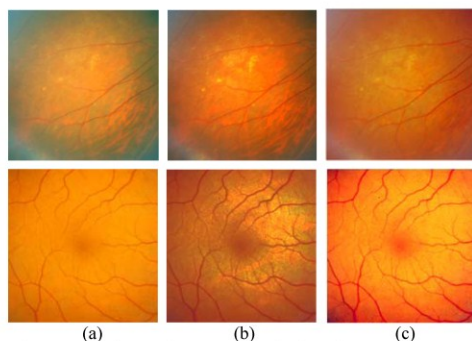


Fig. 1 Comparison enhancement results by columns: (a) Original images from files im0292.ppm, and im0082.ppm, (b) Enhanced images by HS-GEV, (c) Enhanced images by our method.

Our algorithm, color balance and contrast enhancement (CBCE), is proposed to overcome some drawbacks of the HS-GEV method as illustrated by a comparison of the image results in columns (b) and (c) of Fig. 1. The purpose of this improvement, and the main contribution of our work, is to provide a good quality fundus image, as seen in the column (c); we replace the cost function, KLD of HS-GEV with an achromatic contrast sensitivity quality metric (ACSQM), and compensate for non-uniform illumination as seen in the flow diagram of CBCE in Fig. 2.

The CBCE diagram is comprised of two main parts. The first initializes the process variables and estimates the GEV parameters of the input image. The second part is an iterative process to find the optimal GEV parameters by assessing the image quality index.

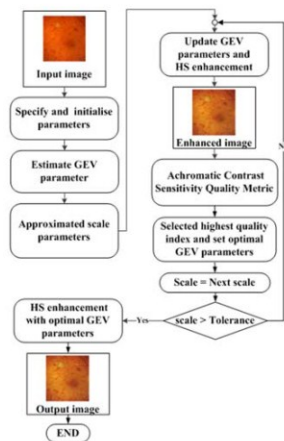


Fig. 2 Flow diagram of our method.

### III. COLOR RETINAL IMAGE ENHANCEMENT METHOD

Our method enhances color retinal images to be optimal for human diagnosis. This requires that we extend the CBCE algorithm from the HS-GEV method to deal with the problems illustrated in Fig. 1. The key new feature is a controller, which employs a psychometric function incorporating a brightness regulator mechanism to improve the regions that are too dark or too bright. Our extended CBCE provides a better colored image under the specification of the Hubbard model provided by the AREDS2 Reading Center. The CBCE algorithm has two aims. Firstly, the shape parameters of the enhanced image are kept the same as those in the original in order to preserve the pathology of any retinal diseases. Secondly, the dynamic range of the image is improved by tuning scale parameters to make the retinal anatomical structure more visible.

#### A. Achromatic contrast sensitivity quality metric

In our CBCE algorithm, the image quality index is designed to select optimal GEV parameters. Our quality index was based on observations in a manner similar to human perception mechanisms, which are very sensitive to edges (or object boundaries) [21].

We utilized ACSQM index to objectively assess the perceived image quality of images. This was done by applying a psychometric function designed to accumulate the number of just-noticeable differences between the object and the background. For the color images, enhancement mechanisms of brightness, and contrast were quantified by computing the quality index on their luminance channel.

The results achieved by applying CSF to image processing to assess the perceptual quality of images has improved considerably over the last decade [29] [30] [31]. The purpose of using a CSF is to filter and extract the crucial anatomical structure information in the retinal images by weighting the spatial frequencies of the human visual stimuli. In our algorithm, the CSF model of Mannos and Sakrison [32] was adapted to modulate the enhanced images as follows:

$$CSF(sf) \approx a(z + sf / f_0) e^{-(sf / f_0)^d}, \quad (12)$$

where  $a$  is a constant,  $z$  represents a zero frequency intercept controller,  $f_0$  denotes the frequency constant for controlling the position of the central peak,  $d$  is a constant value to adjust the high frequency tail, and  $sf$  represents the spatial frequency. We utilized parameters in agreement with those reported by Mannos and Sakrison [32] to evaluate the retinal images. The parameters were  $a = 2.6$ ,  $z = 0.0192$ ,  $f_0 = 8.772$  and  $d = 1.1$ .

The CSF in (12) can be calculated in three steps for the frequency domain [19]. First, a Fast Fourier Transform (FFT) is applied to transform the luminance image into the spatial frequency domain, with the viewing distance approximately six times the image size. This provides a modulated frequency of about 5.625 cycles per degree. Second, the filtering operation is performed by multiplying the value returned by the Fourier transform to the CSF coefficient. Finally, an inverse Fast Fourier Transform (IFFT) is used to transform the spatial frequency coefficients back to the spatial domain. The calculated CSF luminance image is illustrated in Fig. 3(b).



The CSF luminance image was used to formulate the psychometric function,  $pr$ , to obtain a local visibility brightness contrast,  $v_{local}(i)$ , given by:

$$v_{local}(i) = pr(s_i, \mu_0, \sigma_0), \quad (13)$$

where  $s_i$  represents an edge strength at the  $i$ -th sliding window, which is derived from the standard deviation of the CSF luminance image in a window of  $5 \times 5$  pixels. The edginess result is shown in Fig. 3(c), and is employed to assess the edge-based contrast measurement.  $\mu_e$  and  $\sigma_0$  denote the average and standard deviation of the edge strength of the original input image. Fig. 3(d) shows the local visibility brightness contrast image obtained from (13) which is used to predict the quality of the image.

A well-known psychometric function, Galton's ogive, can be employed to model the detection probability of the signal strength. This was introduced by Barten [16], in the form of a cumulative Gaussian distribution:

$$pr(s_i, \mu_0, \sigma_0) = \frac{1}{\sigma_0 \sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{s_i} \exp\left[-\frac{(x - \mu_0)^2}{2\sigma_0^2}\right] dx, \quad (14)$$

where  $x$  is an integration variable.

The edge-based contrast quality,  $q_e$ , is obtained by averaging the values,  $v_{local}(i)$ . It is employed on the edge strength to measure the contrast image, expressed as:

$$q_e = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_{local}(i). \quad (15)$$

As the index  $q_e$  approaches 1, our algorithm provides the maximum contrast.

Our investigation of the STARE and DIARETDB0 datasets revealed that most images had some regions that were too dark or too bright, caused by non-uniform illumination or media opacity. For example, the white area on the left of the image in Fig. 4(c) means that the corresponding region in the image in Fig. 4(a) is too dark. On the other hand, the white area in Fig. 4(d) shows that the corresponding region of the image in Fig. 4(b) is too bright. This problem can obscure the anatomical structures of the retina, and make some of the details necessary for a diagnosis undetectable. In our scheme, a brightness regulator maintains the inappropriate brightness identified by the proportions of the regions that are too dark or too bright, which is formulated as  $PD$ :

$$PD = \left( \sum_{r=1}^m \sum_{c=1}^n D(r, c) \right) / (m \times n), \quad (16)$$

where  $m$  and  $n$  are the image dimensions, and  $D(r, c)$  denotes a binary image that highlights the too dark or too bright regions.

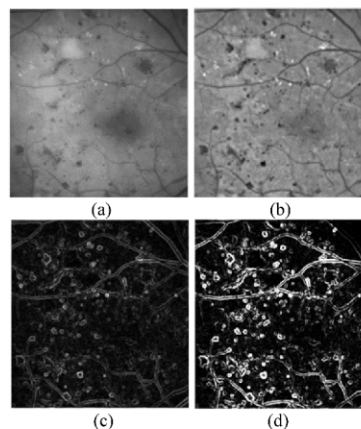


Fig. 3 Output examples during the ACSQM process. (a) The luminance image of the input fundus image (file: Image109.png). (b) The CSF luminance image. (c) The edge strength of the CSF luminance image. (d) The local visibility brightness contrast after the processing of the psychometric function using (13).

In our scheme, regions with very low color variation are defined as having inappropriate brightness. From our experiments with the datasets,  $D(r, c)$  can be defined as:

$$D(r, c) = \begin{cases} 1, & \text{if } S(RGB(r, c)) \leq T, \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (17)$$

where  $T$  denotes the threshold value determined by Otsu's method [33].  $S(RGB(r, c))$  denotes the standard deviation at a pixel coordinate  $(r, c)$  formulated from the color variation in the RGB channels.  $S(RGB(r, c))$  can be formulated as:

$$S(RGB(r, c)) = \sqrt{\frac{[(R(r, c) - M(r, c))^2 + (G(r, c) - M(r, c))^2 + (B(r, c) - M(r, c))^2] / 3}{3}} \quad (18)$$

where  $R(r, c)$ ,  $G(r, c)$ , and  $B(r, c)$  are the pixel values at the  $r$ -th row and the  $c$ -th column of the RGB channels.  $M(r, c)$  represents the luminance, which may be estimated by combining equal weights for each channel (as in a hue-saturation-intensity color model), or by using unequal weights (as in an XYZ color model) [19]. Our method represents  $M(r, c)$  using the mean values of the RGB channels at the  $(r, c)$  position. Our approach means that increasing the scale parameters will expand the dynamic range of the brightness of the red-green plane. However, expanding the direction to the dark or bright zones could increase the proportion of unsuitable areas. In that case, the proportions of unsuitable areas will decrease the edge-based contrast quality in order to avoid spurious optimal parameters. Hence, the factor  $PD$  is used to modify the quality index in (15).

The achromatic contrast sensitivity quality metric,  $q$ , is:

$$q = q_c - PD. \quad (19)$$

The compensation mechanism for the brightness regulator is illustrated in Fig. 5. Fig. 5(c) and (d) show two of the enhanced images which occurred during the tuning process. In Fig. 5(c),  $q_c = 0.8248$  and  $PD = 0.0995$ , giving a quality index,  $q$ , of 0.7253. In Fig. 5(d),  $q_c = 0.8193$  and  $PD = 0.0309$ , giving a quality index,  $q = 0.7884$ . These results mean that the enhanced image in Fig. 5(d) will be selected as the output image, because it has a smaller unsuitable area, especially on the right hand side.

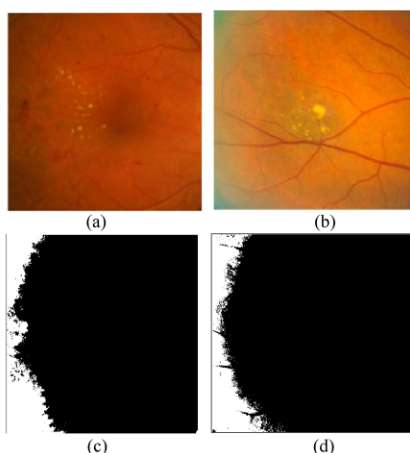


Fig. 4 Binary images showing the regions that are too dark or bright using the Otsu threshold.

(a) Image from files Image015.png. (b) Image from files Im0307.ppm. (c) Binary image representing the dark regions of image (a). (d) Binary image representing the bright regions of image (b).

#### B. Color balance and contrast enhancement (CBCE)

Our CBCE algorithm adjusts the brightness, contrast, and color balance of color retinal images. It was developed from the HS-GEV using ACSQM and a brightness regulator to tune the GEV parameters. The algorithm, shown in outline in Fig. 2, can be described in three steps. To help with the description, we will refer to the processing of the color retinal image in Fig. 5(a), which was cropped to the region of interest in the macular area.

**The first step** sets RGB color space variables by following the color retinal image specifications of Hubbard *et al.* [3]. The parameters consist of brightness, contrast, and color

balance. The brightness values for the color bands,  $b = \{R, G, B\}$  are  $bv_b = \{192, 96, 32\}$ . The lower bound,  $lb_b$ , and upper bound,  $ub_b$ , for each color band,  $b$ , are  $[lb_{b=R}, ub_{b=R}] = [112, 240]$ ,  $[lb_{b=G}, ub_{b=G}] = [16, 144]$  and  $[lb_{b=B}, ub_{b=B}] = [16, 48]$ . These parameters are employed to tune the transfer functions of each color channel, which adjust the color balance and image contrast.

**The second step** estimates the GEV parameters for each color channel. The cropped input image is resampled by reducing its size to  $64 \times 64$  pixels by the nearest neighborhood method [19]. The down-sampled data is used to estimate three parameters: shape, location, and scale ( $\hat{\kappa}_b$ ,  $\hat{\mu}_b$ , and  $\hat{\sigma}_b$ ) for each color band,  $b$ , by using PWMs. From the red channel in Fig. 5(a), the three parameters are  $\hat{\kappa}_{b=R} = 0.41$ ,  $\hat{\sigma}_{b=R} = 22.73$ , and  $\hat{\mu}_{b=R} = 197.14$ . The first moment,  $b_0 = 203.47$ , of (11) represents the mean value, which deviates from the specified brightness of the red channel,  $bv_{b=R}$ , which is 192.

To adjust the color balance of each color channel, the new location parameters,  $\hat{\mu}'_b$ , are calculated by replacing the first moment,  $b_0$ , in (10) with the specified brightness value,  $bv_b$ , as given by:

$$\hat{\mu}'_b = bv_b - \frac{\hat{\sigma}_b}{\hat{\kappa}_b} [1 - \Gamma(1 + \hat{\kappa}_b)]. \quad (20)$$

In the case of Fig. 5(a),  $bv_b$ ,  $\hat{\sigma}_b$ , and  $\hat{\kappa}_b$  in (20) are replaced with  $bv_{b=R} = 192$ ,  $\hat{\sigma}_{b=R} = 22.73$ , and  $\hat{\kappa}_{b=R} = 0.41$ . The new location parameter of the red band,  $\hat{\mu}'_{b=R} = 185.67$ , provides a new intensity range,  $0 < x \leq 241.72$ .

Next, the scale parameter of each color channel is used to redistribute the intensity values,  $x$ , to the new ranges. In our study, the input data scale parameters correspond approximately to the shape parameters, which are classified into four cases.

Case 1:  $-0.2 \leq \hat{\kappa}_b \leq 0.2$ . In this case, the image data distribution approaches a Type I GEV function in (4). The probability of the intensity values,  $x$ , covers most of the data range [24],  $p(\mu_b - 2\sigma_b \leq x \leq \mu_b + 7\sigma_b) = 0.99$ . In the model of Hubbard *et al.* [3], 256 intensity levels were divided into 16 scales, and the brightness values of the red channel were distributed in the ranges [7/16, 15/16], [1/16, 9/16] for the green channel, and [1/16, 3/16] for the blue channel. The intensity values, such as those for the red and green channels, can be redistributed within their specified boundary limits. Therefore, the scale parameters for each color channel can be approximated from the probability confidence interval; for instance, those for the red and green channels are given by:

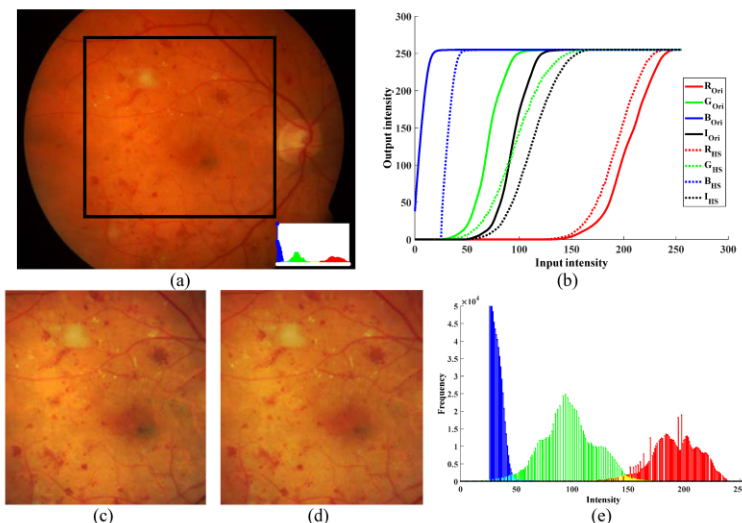


Fig. 5 Color retinal image enhancement. (a) Input fundus image (file: Image109.png), (b) Tone mapping curves of R, G, B, and L (solid lines), (c) The output image with  $q_c = 0.8248$  and  $PD = 0.0995$ , (d) The highest Q for the output image with  $q_c = 0.8193$  and  $PD = 0.0309$ , (e) Histogram of the R, G, and B channels.

$$(\hat{\mu}'_b + 7\hat{\sigma}'_b) - (\hat{\mu}'_b - 2\hat{\sigma}'_b) = 128, \tag{21}$$

which gives  $\hat{\sigma}'_b \approx 14.22$ .

The scale parameters in cases 2 and 3 can be determined by the range of the random variable,  $x$ , in (5). Hosking [25] recommended equating  $x$  to  $\mu + \sigma\kappa$ :

$$x = (\hat{\mu}'_b + \hat{\sigma}'_b) / \hat{\kappa}'_b. \tag{22}$$

To obtain a good point estimation, the shape parameters should be within the range  $-1/2 < \hat{\kappa}'_b < 1/2$  [24]. Thus, cases 2 and 3 can be formulated as follows:

Case 2:  $-0.5 < \hat{\kappa}'_b < -0.2$ . This is a Type III GEV distribution. From (4) and (22), the scale parameters can be estimated from the lower bound of the brightness values,  $lb_b$ , of each color channel.

$$\hat{\sigma}'_b = \hat{\kappa}'_b lb_b - \hat{\mu}'_b. \tag{23}$$

Case 3:  $0.2 < \hat{\kappa}'_b < 0.5$ . The scale parameters in this case are GEV type II. From (4) and (22), they can be approximated from the upper bound of the brightness values,  $ub_b$ , of each color channel.

$$\hat{\sigma}'_b = \hat{\kappa}'_b ub_b - \hat{\mu}'_b. \tag{24}$$

Case 4:  $\hat{\kappa}'_b \leq -0.5$  or  $\hat{\kappa}'_b \geq 0.5$ . This case usually occurs when the intensity of the red channel of the retinal image lies above the saturation point. The scale parameters can be obtained from PWM estimation in the first step without alteration.

During the tuning process, the scale parameters of the four cases are estimated by searching the optimal scale values to redistribute the intensity values within the tolerance interval  $[\hat{\sigma}'_b - 5, \hat{\sigma}'_b + 10]$ . From the tolerance interval, a linear scale is used to determine 32 candidates for the scale parameters from the combination of the red and green bands. They are  $\{\hat{\sigma}'_{b=R}^{(j)}\} = \{\hat{\sigma}'_{b=R} - 5, \hat{\sigma}'_{b=R} - 4, \dots, \hat{\sigma}'_{b=R} + 9, \hat{\sigma}'_{b=R} + 10\}$  for the red, and  $\{\hat{\sigma}'_{b=G}^{(k)}\} = \{\hat{\sigma}'_{b=G} - 5, \hat{\sigma}'_{b=G} - 4, \dots, \hat{\sigma}'_{b=G} + 9, \hat{\sigma}'_{b=G} + 10\}$  for the green channels, where index  $j$  and  $k = 1, 2, 3 \dots 16$ . All the candidate scales in the two sets will be employed to enhance the image in the next step.

In the third step, the optimal GEV parameters in the red and green channels are determined by iterative probes with the candidate scales which redistribute the brightness values in the specified dynamic ranges. In our algorithm, the blue channel is translated only to the specified brightness, because the intensity in this channel does not contain much information related to the retina, and is usually distributed in a narrow interval.

An exhaustive search of combinations of candidate scales in  $\{\hat{\sigma}'_{b=R}^{(j)}\}$  and  $\{\hat{\sigma}'_{b=G}^{(k)}\}$  is employed to find the optimal GEV parameters. The outer loop operates over the red channel, and the inner loop over the green channel. These loops are indexed by two parameters,  $j$  and  $k$ , where  $j$  is used to iterate the  $j^{\text{th}}$

scale in  $\{\hat{\sigma}_{b-R}^{(i)}\}$ , and index  $k$  is used to iterate the  $k^{\text{th}}$  scale in  $\{\hat{\sigma}_{b-G}^{(k)}\}$ . For each iteration of the loop, the candidate scales perturb the location parameters in (20), and then the transfer function in (7) redistributes the grey levels. Then, the ACSQM evaluates the quality index of the enhanced image, and the optimal GEV parameters are chosen from the maximum quality index,  $q$ .

The output image,  $g$ , in Fig. 5(d) was obtained with the adjusted mean values of the R, G, and B channels,  $b_{V_b} = \{192.46, 96.86, 32.18\}$ . The original and the optimal GEV parameters are shown in Table I. The optimal transfer functions for the color channels are shown in Fig. 5(b), which also includes the luminance (L) with its CDF from the original image (the solid line). The output image histograms of each color channel are shown in Fig. 5(e).

**TABLE I:** GEV parameters of the retinal image in Fig. 5.

Parameters	Original image (R,G,B)	Enhanced image (R,G,B)
Shape	(0.41, 0.27, -0.01)	(0.40, 0.26, -0.01)
Scale	(22.73, 14.14, 4.10)	(23.01, 19.19, 4.10)
Location	(197.14, 65.53, 3.75)	(186.20, 89.68, 29.75)

#### IV. RESULTS AND DISCUSSION

The retinal image data sets were used to evaluate and compare our method with other methods that enhance color retinal images, such as HS-GEV [7], normalized convolution and noise removal (NCNR) [5], and color retinal image enhancement based on luminosity and contrast adjustment (LCA) [6].

We consider that the output images have improved quality if they provide good image detail, good contrast, and color balance, which enables them to be of increased usefulness to ophthalmologists. However, color image assessment is not easy to evaluate using only quantitative measurements. To determine if an image has good quality requires both quantitative and visual assessment. The quantitative methods used for objective assessment are quaternion structural similarity (QSSIM) [34], measured colorfulness ( $M^{(3)}$ ) [35], lightness order error (LOE) [36], and the global contrast factor (GCF) [37], which can be categorized into two groups.

The first quantitative assessment group consists of QSSIM and  $M^{(3)}$  assess color quality. QSSIM measures luminance, chrominance, or the combined degradation between a reference and enhanced image [34]. In our case, there is no reference retinal image, so the input image was employed. This is less ideal for image quality assessment, but it allows us to judge how well the enhancement method preserves the structure of the achromatic and chromatic information. As a consequence, the highest QSSIM score of 1 means that the enhancement method completely preserved the structural image.

Unlike QSSIM,  $M^{(3)}$  is able to evaluate colorfulness without a reference image, and utilizes the opponent color space, which works well with color retinal images. Moreover,  $M^{(3)}$  has the highest correlation with the psychophysical experiments of Hasler and Susstrunk [35]. Their seven scores,  $\{0, 15, 33, 45, 59, 82, 109\}$ , correspond to  $\{\text{not colorful, slightly colorful, moderately colorful, averagely colorful, quite colorful, highly colorful, extremely colorful}\}$ .

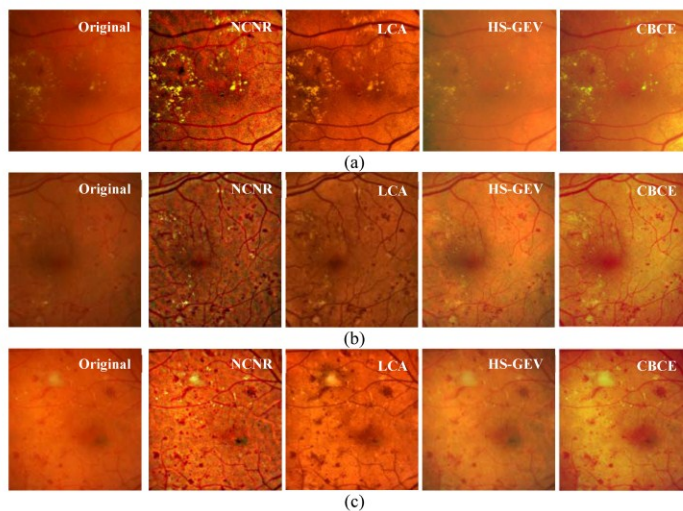


Fig. 6: Enhancement result comparisons.

(a), (b), (c) Image007.png, Image101.png, and Image109.png from DiaretDB0.

The second quantitative method group uses LOE to assess lightness order, and GCF for edge contrast. LOE can measure naturalness preservation based on the relative lightness order difference between the original and enhanced images [36]. A smaller LOE value means that the retinal enhancement better preserves the lightness order. GCF employs image contrasts at various resolution levels to measure the richness of detail in the green channel [37]. It also does not require a reference image.

Visual assessments are shown in Fig. 6 and 7, with the images coming from DiaretDB0 and STARE. The original images in the first column exhibit a range of image qualities

based on their degree of illumination, contrast, and color balance. The last 4 columns show the enhanced images using the NCNR, LCA, HS-GEV, and CBCE methods, respectively.

The color balance for the images was modelled by Hubbard *et al.* [3] who specified it with the R, G, and B brightness set to 192, 96, and 32, which resulted in color ratios of  $G/R = 0.5$  and  $B/R = 0.17$ . As seen from the enhanced results in Fig. 6 and 7, and the experimental results in the third and the fourth column of Table II, our method and HS-GEV improved the Hubbard's color-ratios better than NCNR, and LCA.

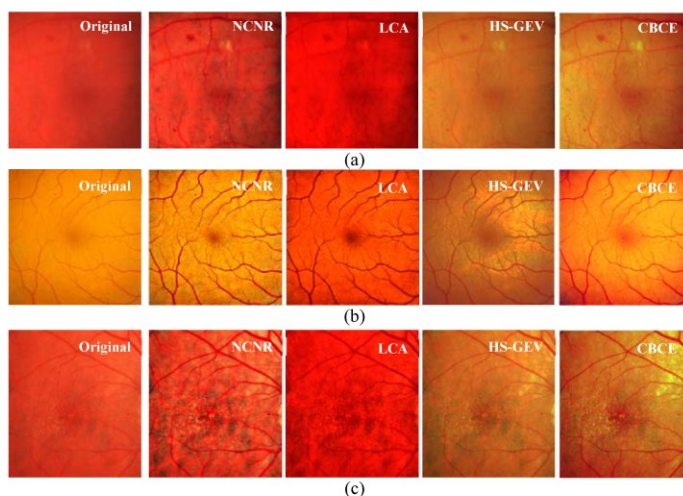


Fig. 7: Enhancement result comparisons. (a), (b), (c), Im0013.ppm, Im0082.ppm, and Im0039.ppm from STARE.

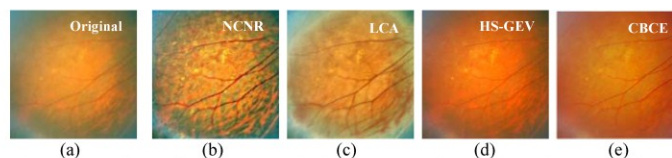


Fig. 8: Comparison of improvements in the color cast of the retinal enhancement algorithms applied to Im0292.ppm. (a) Original image, (b) Output using NCNR, (c) Output using LCA, (d) Output using HS-GEV, (e) Output using our method, CBCE.

Fig. 8 shows the dark areas generated by each method. Our method improved the quality of the dark regions, while HS-GEV, NCNR, and LCA enhanced the image around the macular area but the corner areas remained dim. This indicates that our method improved the non-uniform illumination and reduced the regions that were too dark.

Our method provides colorfulness scores in the range of 70 to 80, which are lower than NCNR, as seen from the  $M^{(3)}$  values in Table II. Nevertheless, in the case of images with uneven luminance, as in Fig. 9, our method and HS-GEV produce significantly better colorfulness.

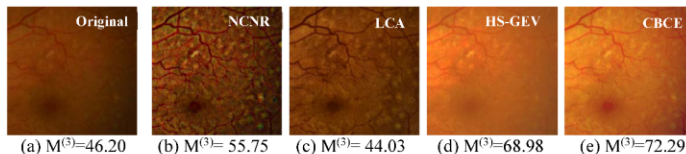


Fig. 9: Colorfulness comparison of algorithms applied to Image039.png. (a) Original image, (b) Output using NCNR, (c) Output using LCA, (d) Output using HS-GEV, (e) Output using our method, CBCE.

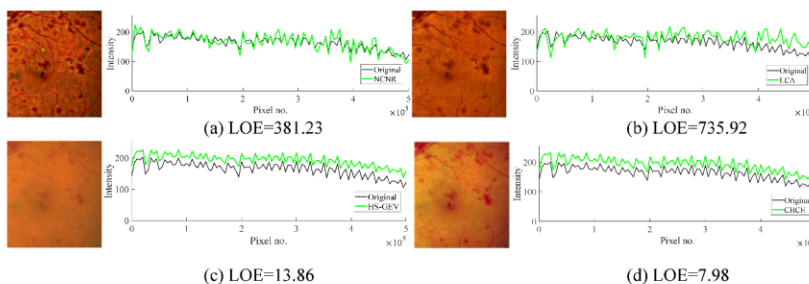


Fig. 10: Output image and graph showing the lightness in each pixel between Image032.png and the output image. (a) Output using NCNR, (b) Output using LCA, (c) Output using HS-GEV, (d) Output using our method, CBCE.

Fig. 10 shows the relative lightness order, which is utilized to quantitatively evaluate naturalness preservation. The data on the x-axis and y-axis represent the pixel number in the image and the maximum intensity values of the three color channels, respectively. The graphs in Fig. 10 plot every pixel of the image. The black line represents the input image lightness, whereas the green line represents the output image lightness. Our algorithm preserves the relative lightness order, outperforming NCNR, LCA, and HS-GEV. The LOE measure [36] judges the similarity in lightness relative order between the input and output image, with a smaller LOE value meaning they are more similar. Fig. 10 shows that the NCNR and LCA black lines are quite different from the green line, and so have a bigger LOE.

Table II summarizes the objective comparison results of our method with other image enhancement methods for STARE and DiaretDB0. The comparison results were calculated with 83 STARE images and 130 DiaretDB0 images. The last 6 columns give the mean and standard deviation of the color ratios,  $M^{(3)}$ , GCF, QSSIM, and LOE in each quantitative method.

Our method has as good a color balance as HS-GEV, achieving optimum green to red color balance ratios while HS-GEV is better for blue-to-red ratios. Although HS-GEV is better for blue-to-red ratios, this is less important since the information included in the green channel is richer than for blue. The average green-to-red and blue-to-red color balance

ratios (Mean  $\pm$  SD) of our method are  $0.505 \pm 0.002$  and  $0.166 \pm 0.002$ , and HS-GEV's ratios are  $0.516 \pm 0.093$  and  $0.171 \pm 0.030$ , which is close to the color balance specification from the Hubbard model.

HS-GEV yields the highest QSSIM scores, averaging  $0.91 \pm 0.09$ , while our method is in second place, which indicates that both methods can preserve structural similarity from the input images. Although our method cannot preserve structural similarity as well as HS-GEV, the visual assessment in Fig. 6 and 7 show that our method provides better visibility of the retinal anatomical structures than HS-GEV.

NCNR gives the highest  $M^{(3)}$  scores, averaging  $74.53 \pm 17.01$ . Our method employs GEV's scale parameters to spread the dynamic range between the boundary limits specified by Hubbard's model. This means that our method provides a colorfulness scores in the range 70 to 80, as seen from the  $M^{(3)}$  values in Table II. However, for uneven luminance images, our method has the highest colorfulness scores compared to the other methods, as shown in Fig. 9.

NCNR gives the highest GCF score,  $5.13 \pm 1.12$ . Within the boundary limits, HS-GEV and our method gives lower GCF values compared to NCNR. Although our method cannot perform image contrast as well as NCNR, the visual assessment in Fig. 6 and 7 show that NCNR could generate dark blood vessels or dark regions, while our method gives more visually pleasing results. Furthermore, our method

confirms the GCF assumption because it provides GCF values higher than HS-GEV for most of the input images.

As seen from the experimental results in Table II, there exists a trade-off between QSSIM, GCF, and  $M^{(3)}$  indexes. The more contrast and colorfulness value, the fewer structural similarity value. In contrast, the more structural similarity value, the fewer contrast and colorfulness value. Although our method could not reach the highest in QSSIM, GCF, and  $M^{(3)}$  value but the visual assessment in Fig. 6 and 7 show that our method could deal with this trade-off problem and give a

more visually pleasing results when compared to other methods.

Our method gives the lowest quantitative measure for LOE ( $18.17 \pm 14.82$ ), which confirms the naturalness preservation. This indicates that our method performs better than other methods in preserving the relative lightness order.

In summary, compared with other approaches, our method not only enhances the contrast of anatomical details, but also maintains the structural similarity and the naturalness of the retinal images.

**TABLE II:** Performance of various methods on the DIARETDB0 and STARE datasets

Method	Dataset	G/R	B/R	$M^{(3)}$	GCF	QSSIM	LOE
NCNR	DIARETDB0	0.390±0.055	0.097±0.047	70.77±13.80	4.78±0.80	0.59±0.05	366.14±101.23
	STARE	0.591±0.176	0.265±0.219	89.38±20.29	3.97±1.25	0.72±0.06	266.74±98.30
	Both	0.431±0.123	0.131±0.123	74.53±17.01	4.62±0.96	0.61±0.07	346.01±108.04
LCA	DIARETDB0	0.389±0.057	0.072±0.047	58.02±13.60	2.38±0.49	0.82±0.04	663.36±188.01
	STARE	0.343±0.262	0.120±0.314	94.52±20.30	3.76±1.11	0.78±0.06	585.55±287.67
	Both	0.380±0.129	0.082±0.147	65.41±21.10	2.66±0.86	0.81±0.05	647.60±213.23
HS-GEV	DIARETDB0	0.519±0.104	0.172±0.034	63.33±7.39	0.78±0.47	0.91±0.10	21.85±45.62
	STARE	0.502±0.003	0.168±0.003	77.31±10.92	2.46±0.45	0.93±0.03	35.54±33.14
	Both	0.516±0.093	0.171±0.030	66.16±9.94	1.12±0.82	0.91±0.09	24.62±43.64
CBCE (Our method)	DIARETDB0	0.506±0.002	0.166±0.002	72.05±3.54	2.66±0.51	0.85±0.10	15.41±5.44
	STARE	0.503±0.003	0.168±0.002	79.32±11.12	2.78±0.80	0.96±0.02	29.03±28.98
	Both	0.505±0.002	0.166±0.002	73.52±6.56	2.69±0.58	0.87±0.10	18.17±14.82

#### V. CONCLUSIONS AND FUTURE WORK

Our color retinal image enhancement method (CBCE), based on the histogram specification, was presented in this paper. The brightness, contrast, and color balance of retinal images were automatically improved by using HS transfer functions based on a GEV distribution. The GEV parameters were designed with Hubbard's model to specify the color retinal images in order to improve the image quality. The transfer function was tuned by a psychometric index based on an edge-based contrast measurement and a contrast sensitivity function. To compensate for non-uniform illumination of the retinal images, the index value was modified with too dark and too bright regions named as ACSQM. Our CBCE method was tested on retinal images from the STARE and DIARETDB0 databases. The proposed method achieves our contributions for improving the image quality as seen from Figs. 6 and 7 that obtain good color balance and better color contrast than other approaches. Additionally, work can be done such as improving color contrast by increasing colorfulness to reveal hidden information in the fundus photographs and large scale clinical testing to declare the enhanced results as sub-standard for screening the image quality.

#### REFERENCES

- [1] S. L. Fine, J. W. Berger, M. G. Maguire and A. C. Ho, "Agerelated macular degeneration," *New Engl J Med*, vol. 342, no. 7, p. 483492, 2000.
- [2] L. P. Aiello, T. W. Gardner, G. L. King, G. Blankenship, J. D. Cavallerano, F. L. 3. Ferris and R. Klein, "Diabetic retinopathy," *Diabetes Care*, vol. 21, no. 1, pp. 143-156, 1998.
- [3] L. D. Hubbard, R. P. Danis, M. W. Neider, H. D. Thayer, H. D. Wabers, J. K. White, A. J. pugliese and m. F. Pugliese, "Brightness, contrast, and color balance of digital versus film retinal Images in the age-related eye disease study 2," *Journal of Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 49, no. 8, pp. 3269-3282, 2008.
- [4] L. D. Hubbard, "Digital color fundus image quality: the impact of tonal resolution," *Spring/2009 Vol 31:1 p.15*. [Online]. Available: <http://www.opsweb.org/?page=crareference>. [Accessed 16 June 2015].
- [5] D. Peishan, S. Hanwei, Z. Jianmei, L. Ling, W. Jing and F. Min, "Retinal fundus image enhancement using the normalized convolution and noise removing," *International Journal of Biomedical Imaging*, pp. 1-13, 2016.
- [6] Z. Mei, J. Kai, W. Shaoze, Y. Juan and Q. Dahong, "Color retinal image enhancement based on luminosity and contrast adjustment," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, no. 99, pp. 1-7, 2017.
- [7] S. Intajag, S. Kansomkeat and P. bhurayanontachai, "Histogram specification with generalized extreme value distribution to enhance retinal images," *IET Electronics Letters*, vol. 52, no. 8, pp. 596-598, April 2016.
- [8] E. S. L. Gastal and M. M. Oliveira, "Domain transform for edge-aware image and video processing," *ACM Trans. on Graphics*, vol. 30, no. 4, p. 1244-1259, 2011.

- [9] J. Rajan, K. Kannan and M. R. Kaimal, "An improved hybrid model for molecular image denoising," *J. of Math. Imaging and Vision*, vol. 31, no. 1, p. 73–79, 2008.
- [10] A. B. Hamza, P. L. Luque-Escamilla, J. Martinez-Aroza and R. Roman-Roldan, "Removing noise and preserving details with relaxed median filters," *J. of Math. Imaging and Vision*, vol. 11, no. 2, p. 161–177, 1999.
- [11] C. Wang and Z. Ye, "Brightness preserving histogram equalization with maximum entropy: a variational perspective," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 51, no. 4, p. 1326–1334, 2005.
- [12] H. Ibrahim and N. Kong, "Brightness preserving dynamic histogram equalization for image contrast enhancement," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 53, p. 1752–1758, 2007.
- [13] D. Sheet, H. Garud, A. Suveer, M. Mahadevappa and J. Chatterjee, "Brightness preserving dynamic fuzzy histogram equalization," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 56, no. 4, pp. 2475–2480, 2010.
- [14] T. Jintasutisak and S. Intajag, "Color retinal image enhancement by raleigh contrast limited adaptive histogram equalization," *Proc. Int. Conf. ICCAS*, pp. 692–687, 2014.
- [15] K. Zuiderveld, Contrast limited adaptive histogram equalization, San Diego: Academic press professional, pp.474–485, 1994.
- [16] G. J. P. Barten, Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality, Washington, DC: SPIE, 1999.
- [17] A. Hoover, V. Kouznetsova and M. Goldbaum, "Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 19, no. 3, pp. 203–210, 2000.
- [18] T. Kauppi, V. Kalesnykiene, J. K. Kammarainen, L. Lensu, L. Sorri, H. Uusitalo and H. Kalviainen, "DIARETDB0 : Evaluation database and methodology for diabetic retinopathy algorithms," in *Technical report*, Lappeenranta, finland, 2006.
- [19] C. R. Gonzalez and E. R. Woods, Digital image processing, 3rd edn., Pearson, 2009.
- [20] D. Coltuc, P. Bolon and J. M. Chassery, "Exact histogram specification," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 15, no. 5, pp. 1143–1152, 2006.
- [21] W. K. Pratt, Digital image processing, 4th edn., New York, United States: John wiley & Sons Inc, 2007.
- [22] R. A. Fisher and L. H. C. Tippett, "Limiting forms of the frequency distribution of the largest or smallest member of a sample," *Proc. of Cambridge Philosophical Society*, vol. 24, pp. 180–290, 1928.
- [23] T. Fararo and R. Katz, "Extremes and design values in climatology," *World meteorological organization* . pp. WCAP-14, WMO/TD-No. 386., 1990.
- [24] S. Kotz and S. Nadarajah, Extreme values distributions: theory and applications, Covent Garden, London: Imperial College Press, 2000.
- [25] J. M. Hosking, J. R. Wallis and E. F. Wood, "Estimation of the generalized extreme-value distribution by the method of probability weighted moments," *Technometrics*, vol. 27, no. 3, pp. 251–161, 1985.
- [26] E. Castillo, S. A. Hadi, N. Balakrisnan and M. J. Sarabia, Extreme value and related models with applications in engineering and science, New York: John Wiley & Sons, 2004.
- [27] K. A. Jain, Fundamentals of digital image processing, Englewood Cliffs NJ: Pentice-Hall, Inc, 1989.
- [28] S. Kullback and R. A. Leibler, "On information and sufficiency," *Ann. Math. Stat.*, vol. 22, no. 1, p. 79–86, 1951.
- [29] S. Wang, K. Jin, H. Lu, C. Cheng, J. Yc and D. Qian, "Human visual system-based fundus image quality assessment of portable fundus Camera photographs," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 35, no. 4, pp. 1046–1055, 2016.
- [30] G. Ginesu, F. Massidda and D. D. Giusto, "A multi-factors approach for image quality assessment based on a human visual system model," *Signal Process, Image Communn*, vol. 21, no. 4, pp. 316–333, 2006.
- [31] Y. Han and y. Cai, "Contrast sensitivity function calibration based on image quality prediction," *Opt. Eng.*, vol. 53, no. 11, p. 113107, 2014.
- [32] J. L. Mannos and D. J. Sakrison, "The effects of a visual fidelity criterion on the encoding of images," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 20, no. 4, pp. 525–536, 1974.
- [33] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histogram," *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern*, Vols. SMC-9, no. 1, pp. 62–66, 1979.
- [34] A. Kolaman and O. Pecht, "Quaternion structural similarity a new quality index for color images," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 21, no. 4, p. 1526–1536, 2012.
- [35] D. Hasler and S. Susstrunk, "Measuring colorfulness in natural images," *Proc. SPIE*, vol. 5007, pp. 87–95, 2003.
- [36] S. Wang, J. Zheng, H. Hu and B. Li, "Naturalness preserved enhancement algorithm for non-uniform illumination images," *Trans. Image Process.*, vol. 22, no. 9, pp. 60–70, 2013.
- [37] K. Matkovic, L. Neumann, A. Neumann, T. Psik and W. Purgathofer, "Global Contrast Factor - a New Approach to Image Contrast," in *Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging*, Girona, Spain, May, 2005, 159–167.



**ภาคผนวก ค.****ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์ 3**

3. P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha, and S. Intajag, "Contrast and Color Balance Enhancement for Non-Uniform Illumination Retinal Images," Technical Journal, vol. 13, no. 4, 2019.

## CONTRAST AND COLOR BALANCE ENHANCEMENT FOR NON-UNIFORM ILLUMINATION RETINAL IMAGES

Preecha VONGHIRANDECHA, Montri KARNJANADECHA, Sathit INTAJAG

**Abstract:** Color retinal images play an important role in supporting medical diagnosis. However, some retinal images are unsuitable for diagnosis due to the non-uniform illumination. For this problem domain, we propose a method for improving the non-uniform illumination that can enhance the image quality of a color fundus photograph suitable for reliable visual diagnosis. Firstly, a hidden anatomical structure in dark regions of the retinal images is revealed by improving the image luminosity with gamma correction. Secondly, multi-scale tone manipulation is then used to adjust the image contrast in the lightness channel of L\*a\*b\* color space. Finally, color balance is adjusted by specifying the image brightness based on Hubbard's specification. The performance of the applied method has been evaluated against data from DIARETDB1 dataset. The results obtained show that the proposed algorithm performs well for correcting non-uniform illumination of the color retinal images.

**Keywords:** Retinal image, non-uniform illumination, human visual perception, image contrast and color balance enhancement

### 1 INTRODUCTION

According to the World Health Organization, eye diseases such as age-related macular degeneration (AMD), cataract, and glaucoma are the main cause of blindness in the elderly worldwide [1] [2]. Most currently diagnostic systems are based on a color retinal photography. However, the image may be unsatisfactory for diagnosis due to their low quality caused from camera properties, non-uniform illumination, and the experience of photographers [3]. Consequently, image enhancement algorithms are widely used to improve the image quality to provide better visibility of the retinal anatomical structures.

Histogram equalization (HE) is a common contrast enhancement technique which utilizes the cumulative distribution function (CDF) of the input image for stretching the dynamic range of intensity levels. The main drawback of HE tends to shift a mean intensity value to the middle of the dynamic range. In some cases, HE provides the results over enhancement or unnatural appearance. To overcome the mentioned drawback, various methods including BPHEME [4], BPDHE [5], and BPDFHE [6] are proposed to preserve the image brightness. However, those algorithms are not appropriate when the input image is underexposed or overexposed because they provide output images with a mean brightness close to the input and some results in unsuitable for human perception.

Recently, an image enhancement based on luminosity and contrast adjustment (LCA) [7], which augments HE, has been designed for a color retinal image. The first part of LCA creates luminance gain matrix by correcting a gamma value of the value channel, V, in hue-saturation-value (HSV) color space, and uses the gain value to enhance the intensity of R, G, and B channels. In the second part the contrast is improved by converting the enhanced image to L\*a\*b color space and applying CLAHE [8] to adjust local contrast of the luminance L with the number of tiles and clip limit equal to 8×8 and 0.01, respectively. LCA could handle the contrast enhancement, but neglects the color balance.

In 2016, Dai *et al.* [9] proposed retinal fundus image enhancement using normalized convolution and noise removal (NCNR). The original image is used to extract the information in the background image by employing a normalized convolution filter [10]. Then, the difference between the original image and the background image is multiplied by a contrast factor and recombined with the original image in order to increase the image contrast. Finally, the fourth order PDEs [11] and a relaxed median filter [12] are applied to reduce noise in the image. Although, this technique enhances detailed information by increasing the image contrast, especially in the vessel areas, the color balance of output image is not proper for human perception and the NCNR method is time consuming.

The contrast enhancement methods as described above, usually provide results in unnatural looks and displeasing color balance. Motivated and inspired by the findings published in [13], Hubbard *et al.* analyzed brightness, contrast, and color balance of digital compared to film retinal images in AREDS reading center for AMD screening. They divided 256 intensity levels into 16 scales, and defined the brightness at the peaks of each color channel to 12/16, 6/16, and 2/16 for red (R), green (G), and blue (B), respectively, results in the color balance yielded at the band ratios  $G/R = 0.5$  and  $B/R = 0.17$ .

In this paper, we propose an improvement to previously discussed methods to increase the visibility of a hidden anatomical structure in dark regions for the non-uniform illumination retinal images. Gamma correction is firstly used to improve the image luminosity. Then, the image contrast is enhanced by applying multi-scale tone manipulation, and finally the color balance is adjusted by specifying the image brightness based on Hubbard's model.

The performance of the proposed method was evaluated using publicly available datasets, the Diabetic Retinopathy Database (DIARETDB1) [14]. The DIARETDB1 dataset, acquired by Kauppi *et al.* [14], consists of 89 color retinal images. The images were taken with a 50° field of view

with the size of  $1500 \times 1152$  pixels and stored in 24-bit PNG format.

The results demonstrate that the proposed algorithm performs well in the non-uniform illumination image enhancement. Images processed by our method have better visual quality and suit better to human visual perception than those processed by NCNR and LCA. This will allow ophthalmologists to more visually and accurately diagnose the disease.

The paper proceeds as follows: the proposed method is described in Section 2. Our experimental results appear in Section 3, and conclusions in Section 4.

## 2 CONTRAST AND COLOR BALANCE ENHANCEMENT

The proposed method consists of three modules (see Fig. 1): Luminosity enhancement, Contrast and tone enhancement, and Color balance adjustment module. The luminosity enhancement module employs gamma correction for boosting up the visibility of anatomical details that were obscure in dark regions. In the second module, the Multi-scale tone manipulation is employed to improve the image contrast and tone. The color balance adjustment in the last module is performed to specify the brightness of red, green, and blue channel based on the Hubbard specification. A detailed description of each module is presented in the following subsections.

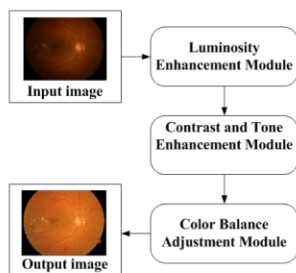


Figure 1: Framework of the proposed method.

### 2.1 Luminosity Enhancement Module

From our observation in DIARETDB1 datasets, most images have some dark regions caused by uneven luminance. Those regions obscure the anatomical structures in the ocular fundus, and make necessary details for a diagnosis undetectable. To improve those dark regions of the image, the luminosity of the image needs to be enhanced. Mei *et al.* introduced a luminance gain matrix [7], which derived from the gamma correction of the value channel in a HSV color space. The gain matrix has shown good improvement in luminosity. The gain  $G(x,y)$  could be rewritten in the simple form as:

$$G(x,y) = \frac{m(v(x,y)/m)^{1/2.2}}{v(x,y)}, \quad (1)$$

where  $v$  is the luminance values from HSV, that is  $v(x,y) = \max(r(x,y), g(x,y), b(x,y))$  and  $r(x,y)$ ,  $g(x,y)$ , and  $b(x,y)$  are intensity values at the coordinate  $(x,y)$  from R, G, and B channels, respectively. The parameter  $m$  is the maximum value of  $v$ .

In particular, from our investigation in DIARETDB1 dataset, the average dynamic range of red, green, and blue channels are  $[0 - 222]$ ,  $[0 - 157]$ , and  $[0 - 78]$ , respectively. Due to the dynamic range of blue channel being narrow and its maximum intensity value being low, hence, the formula of  $v(x,y) = \max(r(x,y), g(x,y), b(x,y))$  could be changed to  $v(x,y) = \max(r(x,y), g(x,y))$  to reduce the computational time. In addition, the parameter  $m$  might be estimated from the maximum intensity of the red channel as  $m = \max(r(x,y))$ ; in this case, the parameters  $v$  and  $m$  can parallel approximation.

The enhanced luminosity  $RGB'$ , from the input image,  $RGB$ , can be obtained by multiplying pixel by pixel as the following:

$$RGB'(x,y) = RGB(x,y) \cdot G(x,y). \quad (2)$$

The second row of Fig. 2 shows the enhanced luminosity as seen in the images, the visibility is improved in the dark areas. The next step is to enhance the image contrast and tone to provide a better visibility of the retinal anatomical structures.

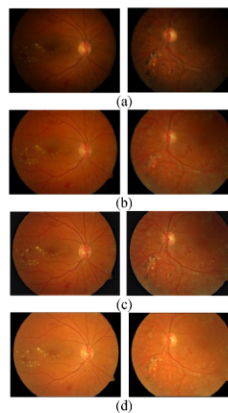


Figure 2: Results from each enhancement module. (a) Input images from file Image007.png (left column) and Image027.png (right column), (b) Luminosity Enhancement, (c) Contrast and tone Enhancement, (d) Color balance adjustment.

## 2.2 Contrast and Tone Enhancement Module

Multi-scale tone manipulation is effectively used for improving the contrast and tone of images. In this module, the image is converted to  $L^*a^*b^*$  color space, the lightness, L component is decomposed with different scales [15]. In our scheme, the decomposed image consists of a smooth base layer ( $l_1$ ) and two detail layers ( $d_0$  and  $d_1$ ). Each layer is processed separately and recombined to generate the final result [15].

Farbman *et al.* [15] introduced a smooth layer,  $l_1$ , can be obtained by using WLS filter. Varying the parameter values of WLS filter, the image tone is not smooth enough, especially, around optic disk areas, and results in unnatural looking as shown in Fig. 3 (b). Hence, the WLS is replaced with the optic transfer function of Deeley *et al.* [16], and named as DOTF. The smoother lightness versions  $l_0$  and  $l_1$  can be defined as:

$$l_0 = F^{-1}\{F\{I\} \cdot DOTF\}, \quad (3)$$

$$l_1 = F^{-1}\{F\{l_0\} \cdot DOTF\}, \quad (4)$$

where  $F$  and  $F^{-1}$  denote the Fourier transform and its inverse, and the formula of *DOTF* described in [16] is given by:

$$DOTF = \exp[-(u / (20.9 - 2.1\Phi))^{(1.3 - 0.07\Phi)}], \quad (5)$$

where  $u$  denotes the spatial frequency and  $\Phi$  is pupil diameter with approximated to 4 mm.

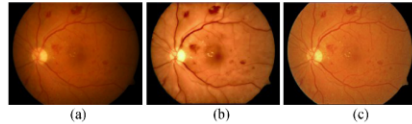


Figure 3 Comparison of results with different filter. (a) Input image from file Image008.png, (b) Output using WLS, (c) Output using OTF.

The lightness channel  $l_1$  and two smoother lightness versions  $l_0$  and  $l_1$  are then used to generate two detail layers,  $d_0$  and  $d_1$ , expressed in the form:

$$d_0 = S(\delta_0 \cdot l_0 - l_1), \quad (6)$$

$$d_1 = S(\delta_1 \cdot l_0 - l_1), \quad (7)$$

where  $S$  is a sigmoid curve which is defined as

$S(a, x) = 1/(1+\exp(-ax))$ .  $\delta_0$  and  $\delta_1$  are boosting factors for the  $d_0$  and  $d_1$  layers.

Then the base layer  $l_1$ , and two detail layers,  $d_0$  and  $d_1$  were recombined to form the enhanced lightness,  $l'$ , which can be formulated by:

$$l' = \mu + S(\delta_2 \cdot \eta \cdot l_1 - \mu) + d_0 + d_1, \quad (8)$$

where  $\eta$  denotes an exposure of the base layer,  $\delta_2$  is boosting factors for the base layer, and  $\mu$  is the mean of the lightness range. We utilized parameters in agreement with those reported by Farbman *et al.* [15]. The parameters were  $\delta_0 = 1$ ,  $\delta_1 = 40$ , and  $\delta_2 = 1$ ,  $\eta = 1.0$  and  $\mu = 56$ .

In the last step of this module, the contrast and tone enhanced image,  $RGB''$ , are obtained by replacing L component by  $l'$  and converting  $L^*a^*b^*$  back to RGB color space.

Fig. 4 shows the base layer and two detail layers corresponding to the image in Fig. 2. *DOTF* takes less processing time than WLS and gives a more natural looking as shown in Fig. 3 (c). The contrast and tone enhanced images in the third row of Fig. 2 have a better contrast when compared to the luminosity enhanced images in the second row. The next module is to adjust the image color balance.

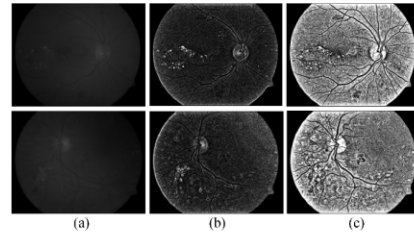


Figure 4 Corresponding base layer and two detail layers of image in Fig. 2. (a) Base layer  $l_1$ , (b) and (c) Detail layers  $d_0$  and  $d_1$ .

## 2.3 Color Balance Adjustment Module

The findings from Hubbard *et al.* [13] lead to the main motivation for adjusting the color balance of the color retinal images. The experimental results in AREDS2 reading center confirm that a colored image with Hubbard's model parameters shows a greater contrast of drusen and pigment abnormalities compared to normal retinal pigment epithelium. They specified the color balance with the color brightness of R, G, and B to 192, 96, and 32, respectively, which resulted in color ratios of  $G/R = 0.5$  and  $B/R = 0.17$ .

In this module, we use the specified brightness vector,  $sb_b = [192, 96, 32]$  from Hubbard's model to adjust the color balance of the enhanced result,  $RGB''$ , as processed in the above module. The color offset of the image  $RGB''$  is adjusted by the different between the brightness vector and the mean vector,  $\mu$ , of  $RGB''$  image, that is  $\mu = \text{mean}(RGB'')$ .

The color balance for the final output image  $RGB'''$  is formulated as:

$$RGB'''(x, y) = RGB''(x, y) + (sb_b - \mu), \quad (9)$$

The fourth row of Fig. 2 shows the results of color balance adjusting module that give a greater contrast of foreground compared to the background.

### 3 EXPERIMENTAL RESULTS

In this section, the output results from our method are compared with NCNR [9] and LCA [7] by using the images from DIARETDB1 dataset.

To evaluate the performance of our method, various quantitative metrics including measuring colorfulness ( $M^{(3)}$ ) [17], Visual saliency-based index (VSI) [18], and lightness order error (LOE) [19], are used to measure the image quality.  $M^{(3)}$  [17] is a colorfulness metric which is fitted to perceptual data collected from a psychophysical experiment and it has a simple expression based on the opponent color. VSI [18] measures the image quality inconsistent with the human visual system or subjective evaluations. The method

uses the visual saliency map as a feature to measure the image's local quality. LOE [19] measures the lightness order error between the original and output image to assess naturalness preservation. The smaller the LOE values, the better the naturalness is preserved. However, color image assessment is difficult to evaluate using only quantitative measurements. To determine if an image has good quality requires both quantitative and visual assessment. For the visual assessment, we visually inspected the output image to see if it retains a pleasing natural looking and if lesions of the ocular diseases can be easily discriminated.

#### 3.1 Visual Assessment

Visual assessments are shown in Fig. 5 with the images taking from DIARETDB1 where the first column represents the original images, and the output images consisting of the proposed method in the second column, NCNR in the third column, and LCA in the fourth column. The output images by employing NCNR and LCA methods generated dark color areas, especially for the blood vessel, macular, and the abnormal tissue such as hemorrhages, and red small blood dots.

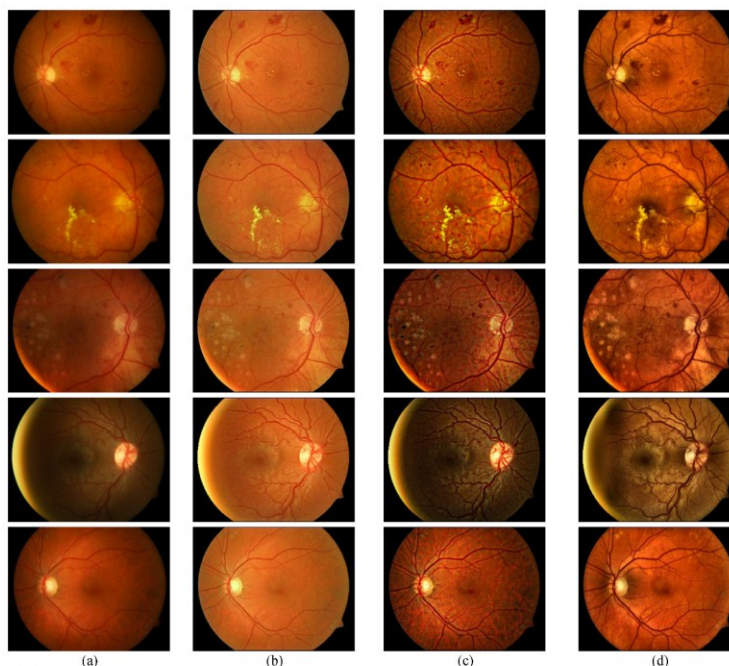


Figure 5 Results of different methods for the images: image008.png, image019.png, image029.png, image047.png, and image054.png from DIARETDB1. (a) Input images, and output images: (b) proposed method, (c) NCNR, and (d) LCA.

Although the proposed method cannot perform image contrast as well as VCEA and LCA, our proposed method produces a pleasing visual appearance and maintains the color balance better than the other methods. The output results from the proposed method could reveal the hidden anatomical structures from the dark regions and may help ophthalmologists to improve diagnostic accuracy.

Compared with the other methods, the proposed method enhances the contrast and tone of anatomical details. Additionally it also produces a natural looking with a proper color balance as specified by the reading center [13].

### 3.2 Quantitative Assessment

Table 1 shows all quantitative metric values, where each row corresponds to the enhancement methods and each column corresponds to the quantitative metrics in the form of an average and standard deviation value (Mean  $\pm$  SD), calculated from 89 images from DIARETDB1. Illustrated are the mean and standard deviation of the color ratios,  $M^{(3)}$ , VSI, and LOE. From the experimental results in column two and three of Table 1, the average green-to-red, and blue-to-red ratio of output image from the proposed method were  $0.50 \pm 0.00$ ,  $0.17 \pm 0.00$  which meet the color balance specification from the Hubbard model. The proposed method gave the highest quantitative scores for  $M^{(3)}$  ( $97.11 \pm 1.73$ ) and VSI ( $0.9574 \pm 0.0149$ ). These highest scores imply that the proposed method yields the better colorfulness and visual perception. The experimental results in the last column of Table 1 show that the proposed method scored the lowest for LOE ( $97.39 \pm 35.15$ ), and therefore can well preserve the naturalness.

Table 1. Performance of various methods on DIARETDB1

Method	G/R	B/R	$M^{(3)}$	VSI	LOE
Our method	0.50 $\pm 0.00$	0.17 $\pm 0.00$	97.11 $\pm 1.73$	0.9574 $\pm 0.0149$	97.39 $\pm 35.15$
NCNR	0.39 $\pm 0.06$	0.09 $\pm 0.05$	72.23 $\pm 19.27$	0.9539 $\pm 0.0100$	134.77 $\pm 29.17$
LCA	0.39 $\pm 0.06$	0.08 $\pm 0.05$	86.47 $\pm 18.57$	0.9556 $\pm 0.0121$	474.66 $\pm 116.02$

### 4 CONCLUSION

In this paper, a new automatic image enhancement method is proposed to improve contrast and color balance for non-uniform illumination retinal image. Our proposed method was tested on DIARETDB1 dataset. The quantitative and visual assessment results demonstrate that the output images obtained by the proposed method give natural looking and therefore suit for human visual perception in comparison to other methods. In term of diagnosis by ophthalmologists, the enhanced images obtained by our method could be used to assist ophthalmologists in early detection and diagnosis.

### 5 FUTURE WORK

Due to the output images derived from our proposed method are standardized in color as shown in Fig. 5, hence, color features such as the color ratios: G/R and B/R could be used to automatically detect the presence of abnormal lesions such as hard exudate, hemorrhage, and red small blood dot. Fig. 6 shows an example of hard exudate detection by thresholding only G/R color ratio feature. Fig.6 (b) depicts the hard exudate segment as result from the enhanced input image in Fig. 6 (a). To increase the accuracy of the detection, the optic disk area should be removed from retinal color image before detection and apply an effective SVM classification to classify the hard exudate instead of using the threshold, the classification results are shown in Fig 6(c).

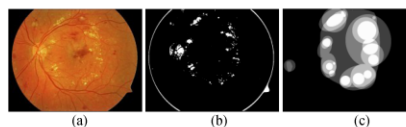


Figure 6 Example of hard exudate detection. (a) Enhanced image of image005.png, (b) Segmented result, (c) Hard exudate ground truth.

### 6 CONFLICTS OF INTEREST

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the publication of this paper.

### 7 ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by Prince of Songkla University Grant no. SCI600372S.

### 8 REFERENCES

- [1] Main causes of visual impairment. *WHO*. Retrieved from <http://who.int/blindness/causes/priority/en>
- [2] Wong, W. L., Su, X., Li, X., & Cheung, C. M. (2014). Global prevalence of age-related macular degeneration and disease burden projection for 2020 and 2040: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global Health*, 2(2), 106-116. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(13\)70145-1](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(13)70145-1).
- [3] Abramoff, M. D., Garvin, M. K., & Sonka, M. (2010). Retinal imaging and image analysis. *IEEE Rev in Biomed Eng*, 3, 169-208. <https://doi.org/10.1109/RBME.2010.2084567>
- [4] Wang, C., & Ye, Z. (2005). Brightness preserving histogram equalization with maximum entropy: a variational perspective. *IEEE Trans. Consum. Electron.*, 51(4), 1326-1334. <https://doi.org/10.1109/TCE.2005.1561863>

- [5] Ibrahim, H., & Kong, N. (2007). Brightness preserving dynamic histogram equalization for image contrast enhancement. *IEEE Trans. Consum. Electron.*, 53, 1752–1758.  
<https://doi.org/10.1109/TCE.2007.4429280>
- [6] Sheet, D., Garud, H., Suveer, A., Mahadevappa, M., & Chatterjee, J. (2010). Brightness preserving dynamic fuzzy histogram equalization. *IEEE Trans. Consum. Electron.*, 56(4), 2475–2480.  
<https://doi.org/10.1109/TCE.2010.5681130>
- [7] Mei, Z., Kai, J., Shaoze, W., Juan, Y., & Dahong, Q. (2017). Color retinal image enhancement based on luminosity and contrast adjustment. *IEEE Rev. Biomed. Eng.*(99), 1–7.  
<https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2700627>
- [8] Zuiderveld, K. (1994). *Contrast limited adaptive histogram equalization*. San Diego: Academic press professional. 474–485.  
<https://doi.org/10.1109/CACCI.2014.6968381>
- [9] Peishan, D., Hanwei, S., Jianmei, Z., Ling, L., Jing, W., & Min, F. (2016). Retinal fundus image enhancement using the normalized convolution and noise removing. *International Journal of Biomedical Imaging*, 1–13.  
<https://doi.org/10.1155/2016/5075612>
- [10] Gastal, E. S., & Oliveira, M. M. (2011). Domain transform for edge-aware image and video processing. *ACM Trans. on Graphics*, 30(4), 1244–1259.
- [11] Rajan, J., Kannan, K., & Kaimal, M. R. (2008). An improved hybrid model for molecular image denoising. *J. of Math. Imaging and Vision*, 31(1), 73–79.  
<https://doi.org/10.1007/s10851-008-0067-4>
- [12] Hamza, A. B., Luque-Escamilla, P. L., Martinez-Aroza, J., & Roman-Roldan, R. (1999). Removing noise and preserving details with relaxed median filters. *J. of Math. Imaging and Vision*, 11(2), 161–177.  
<https://doi.org/10.1023/A:100839551>
- [13] Hubbard, L. D., Danis, R. P., Neider, M. W., Thayer, H. D., Wabers, H. D., White, J. K., . . . Pugliese, m. F. (2008). Brightness, contrast, and color balance of digital versus film retinal Images in the age-related eye disease study 2. *Journal of Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 49(8), 3269–3282.  
<https://doi.org/10.1167/iovs.07-1267>
- [14] Tomi, K., Valentina, K., Kristian, K. J., Lasse, L., & Liris, S. (2007). Diaretdb1 diabetic retinopathy database and evaluation protocol. in *Proc. of the British Machine Vision Conference*. University of Warwick, UK, 252–261.  
<https://doi.org/10.5244/C.21.15>
- [15] Farbman, z., Fattal, R., Lischinski, d., & szeliski, r. (2008). Edge-preserving decompositions for multi-scale tone and detail manipulation. *ACM TOG*, 27(3), 67.  
<https://doi.org/10.1145/1360612.1360666>
- [16] Deeley, R. J., Drasdo, N., & Charman, N. W. (1991). A simple parametric model of the human ocular modulation transfer function. *Phthalmic & Physiological Optics*, 11(1), 91–93.
- [17] Hasler, D., & Susstrunk, S. (2003). Measuring colorfulness in natural images. *Proc. SPIE*, 5007, 87–95.  
<https://doi.org/10.1117/12.477378>
- [18] Zhang, L., Shen, Y., & Li, H. (2014). VSI: A visual saliency-induced index for perceptual image quality assessment. *IEEE Trans Image Process*, 23(10), 4270–4281.  
<https://doi.org/10.1109/TIP.2014.2346028>
- [19] Wang, S., Zheng, J., Hu, H., & Li, B. (2013). Naturalness preserved enhancement algorithm for non-uniform illumination images. *Trans. Image Process.*, 22(9), 60–70.  
<https://doi.org/10.1109/TIP.2013.2261309>

**Authors' contacts:**

**Preecha VONGHIRANDECHA**  
Prince of Songkla University  
15 Kanjanavanich, 90110, Hatyai, Songkhla, Thailand  
[preecha.v@psu.ac.th](mailto:preecha.v@psu.ac.th)

**Montri KARNJANADECHA, PhD**  
Prince of Songkla University  
15 Kanjanavanich, 90110, Hatyai, Songkhla, Thailand  
[montri@coe.psu.ac.th](mailto:montri@coe.psu.ac.th)

**Sathit INTAG, PhD**  
Prince of Songkla University  
15 Kanjanavanich, 90110, Hatyai, Songkhla, Thailand  
[sathit@psu.ac.th](mailto:sathit@psu.ac.th)

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล นายปรีชา วงศ์หิรัญเดชา

รหัสประจำตัวนักศึกษา 5810130039

## วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วท.บ. (คณิตศาสตร์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2536
วท.ม. (วิทยาการคอมพิวเตอร์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2544

## ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

1. ทุนพัฒนาอาจารย์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ประจำปีการศึกษา 2557
2. ทุนอุดหนุนวิจัยเพื่อวิทยานิพนธ์ ประจำปีการศึกษา 2560

## ตำแหน่งและสถานที่ทำงาน

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ประจำภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

## การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

1. P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha, and S. Intajag, "Visual Contrast Enhancement by Histogram Modification Based on Generalized Extreme Value Distribution," Proceedings of the 4thIIAE International Conference on Intelligent Systems and Image Processing, Kyoto, Japan, pp. 45-52, 2016.
2. P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha, and S. Intajag, "Visual Contrast Enhancement by Histogram Modification Based on Generalized Extreme Value Distribution," International Journal of Biology and Biomedical Engineering, vol.13, pp. 46-57, 2019.



3. P. Vonghirandecha, M. Karnjanadecha, and S. Intajag, "Contrast and Color Balance Enhancement for Non-Uniform Illumination Retinal Images," *Technical Journal*, vol. 13, no. 4, 2019.