



การปรับปรุงคุณภาพสีของภาพถ่ายเรตินาด้วยแบบจำลองคู่สีตรงกันข้าม  
Retinal Fundus Image Quality Adjustment with Opponent Color Model

เจษฎา ดิษฐ์โสภา  
Jessada Dissopa

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา  
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Degree of Master of Science in Computer Science  
Prince of Songkla University

2565

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



การปรับปรุงคุณภาพสีของภาพถ่ายเรตินาด้วยแบบจำลองคู่สีตรงกันข้าม  
Retinal Fundus Image Quality Adjustment with Opponent Color Model

เจษฎา ดิษฐ์โสภา  
Jessada Dissopa

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา  
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Degree of Master of Science in Computer Science  
Prince of Songkla University

2565

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การปรับปรุงคุณภาพสีของภาพถ่ายเรตินาด้วยแบบจำลองคู่สีตรงกันข้าม  
 ผู้เขียน นายเจษฎา ดิษโสภา  
 สาขาวิชา วิทยาการคอมพิวเตอร์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....

.....ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์)

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิศาล เศรษฐวงศ์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

.....กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์)

.....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภาภรณ์ กานต์สมเกียรติ)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภาภรณ์ กานต์สมเกียรติ)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เพ็ญณี หวังเมธิกุล)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง  
 ของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์

.....  
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เอกกิง วงศ์ศิริโชติ)

รักษาการแทนคณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ .....

(รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลงชื่อ .....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภาภรณ์ กานต์สมเกียรติ)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

ลงชื่อ .....

(นายเจษฎา ดิษโสภา)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ  
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ .....

(นายเจษฎา ดิษโสภา)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การปรับปรุงคุณภาพสีของภาพถ่ายเรตินาด้วยแบบจำลองคู่สีตรงกันข้าม
ผู้เขียน	นายเจษฎา ดิษโสภา
สาขาวิชา	วิทยาการคอมพิวเตอร์
ปีการศึกษา	2565

### บทคัดย่อ

องค์การอนามัยโลกหรือ WHO ได้รายงานจำนวนผู้ป่วยโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (AMD) จำนวน 65 ล้านรายจากทั่วโลก และตัวเลขจะเพิ่มสูงขึ้นถึง 300 ล้านรายภายในปี ค.ศ. 2040 ในปัจจุบันการวิเคราะห์รอยโรค AMD นั้นใช้การวิเคราะห์ภาพถ่ายสีจอตา ซึ่งบางครั้งภาพถ่ายที่ได้นั้นมีคุณภาพที่ต่ำ เช่น มีคอนทราสต์ที่ต่ำ มีแสงที่มีมืดหรือสว่างเกินไป เป็นต้น ซึ่งจะทำให้ผู้เชี่ยวชาญวิเคราะห์รอยโรคจากภาพถ่ายนั้นได้ยาก ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายเหล่านี้เพื่อให้รายละเอียดทางกายวิภาคดีขึ้นก่อนที่จะให้ผู้เชี่ยวชาญทำการวิเคราะห์รอยโรคต่อไป งานวิจัยชิ้นนี้จึงนำเสนอแบบจำลองเพื่อการปรับปรุงคอนทราสต์และสมดุลสีของภาพถ่ายสีจอตาที่มีประสิทธิภาพ เป้าหมายของงานวิจัยชิ้นนี้เพื่อช่วยผู้เชี่ยวชาญคัดกรองรอยโรค AMD โดยขั้นตอนวิธีของงานวิจัยประกอบด้วย ขั้นตอนแรกจะทำการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายด้วยเทคนิค CLAHE โดยใช้แบบจำลองสี  $CIE L^*a^*b^*$  และขั้นตอนถัดไปจะทำการยืดและสเกลฮิสโทแกรมของภาพใหม่ด้วยเทคนิคการสเกลฮิสโทแกรมเพื่อปรับปรุงออฟเซตความสว่างโดยรวมของภาพถ่ายให้เป็นตามมาตรฐานช่วงความสว่างของภาพถ่ายสีจอตาที่ดีของ Hubbard งานวิจัยชิ้นนี้ใช้ภาพถ่ายสีจอตาในการทดลองจากสองชุดข้อมูล ได้แก่ ชุดข้อมูล DiaretDB0 และชุดข้อมูล STARE ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าวิธีที่นำเสนอให้ภาพผลลัพธ์ที่มีคอนทราสต์และสมดุลสีที่ดีขึ้นและเหมาะสมสำหรับใช้ในการวิเคราะห์รอยโรคตามมาตรฐานของ Hubbard

<b>Thesis Title</b>	Retinal Fundus Image Quality Adjustment with Opponent Color Model
<b>Author</b>	Mr. Jessada Dissopa
<b>Major Program</b>	Computer Science
<b>Academic Year</b>	2022

## ABSTRACT

WHO reported the number of 65 million of Age-related Macular Degeneration (AMD) patients around the world, and expected the number would increase to 300 million patients by the year 2040. Currently, ophthalmologists rely on retinal fundus photographs to analyze AMD lesions. Nevertheless, sometimes the photographs have an unsatisfactory quality such as low contrast, under or over exposure which results in difficulties for the experts to analyze lesions. So, it is suggested to have the unsatisfactory photographs improved to enhance anatomical details appearance before use by the experts. This thesis proposed an effective retinal fundus image simulation modeling to enhance contrast and adjust the color balance. It is aimed to assist ophthalmologists in AMD lesion screening. The proposed method consists of a few steps to achieve the intent. Firstly, an input image is improved contrast with CLAHE technique by using **CIE  $L^*a^*b^*$**  color space. Then, the histogram of the output image from previous step is stretched and rescaled by a scaling histogram technique to adjust its overall brightness offset to meet the Hubbard's retinal fundus image proper range standard. This thesis used images as experimental data from two datasets, DiaretDB0 and STARE datasets. The results indicate the proposed method yields a highly contrast and color-balance output which fits the Hubbard's standard and easier to screen lesions.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากการสนับสนุนและได้รับความช่วยเหลือจากบุคคลหลายท่านที่ได้ให้คำแนะนำและคอยช่วยเหลือในด้านต่างๆ ซึ่งผู้วิจัยขอขอบคุณทุกท่านเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้ คือ

รองศาสตราจารย์ ดร.สาธิต อินทจักร์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาคอยให้คำปรึกษาต่าง ๆ ให้แก่ผู้วิจัยเสมอมา พร้อมทั้งคอยให้คำแนะนำในการในการทำวิจัย ตรวจสอบและตรวจทานงานต่าง ๆ ตลอดจนถึงสอนทางด้านคุณธรรมและถ่ายทอดทักษะความรู้แก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภาภรณ์ กานต์สมเกียรติ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่คอยช่วยเหลือให้คำแนะนำและแก้ปัญหาให้แก่ผู้วิจัย พร้อมทั้งถ่ายทอดความรู้ในเรื่องต่าง ๆ อีกทั้งยังตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้แก่ผู้วิจัย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิศาล เศรษฐวงษ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ให้ความกรุณาในการช่วยตรวจทานและให้ข้อเสนอแนะ เพื่อแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้มีความถูกต้องสมบูรณ์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. เพ็ญณี หวังเมธิกุล กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำปรึกษาและช่วยตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์

คณะอาจารย์ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ทุกท่านที่คอยสั่งสอนให้ความรู้ด้านวิชาการและด้านคุณธรรมจริยธรรม ซึ่งผู้วิจัยได้นำคำสั่งสอนและความรู้เหล่านี้มาใช้ในการทำวิทยานิพนธ์

เจ้าหน้าที่ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ เจ้าหน้าที่บัณฑิตวิทยาลัยทุกท่าน ที่คอยให้ความช่วยเหลือในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์ที่ตีมาโดยตลอด

เพื่อน ๆ พี่ ๆ และน้อง ๆ ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์ ที่คอยให้กำลังใจและความช่วยเหลือมาโดยตลอด

คุณแม่ คุณยาย และน้องสาว ที่คอยให้กำลังใจและการสนับสนุนในด้านการเงินและด้านต่าง ๆ แก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด

ผู้วิจัยขอขอบคุณทุกท่านเป็นอย่างสูง ณ โอกาสนี้



## สารบัญ

บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการดำเนินการวิจัย.....	2
1.4 ขั้นตอนและระยะเวลาการดำเนินการ.....	2
1.5 สถานที่และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	4
บทที่ 2 ทฤษฎี หลักการ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	5
2.1 ดวงตา (Eye).....	5
2.2 โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (AMD).....	6
2.2.1 โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดเปียก (Wet AMD).....	7
2.2.2 โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดแห้ง (Dry AMD) .....	7
2.3 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง.....	8
2.3.1 การยืดคอนทราสต์ที่ไม่เป็นเชิงเส้น (Non-Linear Contrast Stretch).....	8
2.3.1.1 Histogram Equalization (HE) .....	8
2.3.1.2 Adaptive Histogram Equalization (AHE).....	13
2.3.1.3 Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE).....	14
2.3.2 โมเดลสี CIE $L^*a^*b^*$ .....	16
2.3.2.1 การแปลงจากระบบสี $RGB$ มาเป็นระบบสี CIE $L^*a^*b^*$ .....	17
2.3.2.2 การแปลงจากระบบสี CIE $L^*a^*b^*$ มาเป็นระบบสี $RGB$ .....	18
2.3.3 การปรับปรุงความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลของภาพถ่ายสีจอตา.....	19
2.3.4 มาตรฐานภาพถ่ายสีจอตาของงานวิจัย AREDS .....	19

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	20
2.5 สรุป.....	21
บทที่ 3 การวิเคราะห์ห่อแบบและพัฒนา.....	22
3.1 บทนำ .....	22
3.2 วิธีของ Otsu.....	23
3.3 ดำเนินการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายสีจอตาดด้วยเทคนิค CLAHE.....	24
3.4 การยืดฮิสโทแกรม .....	29
3.5 สรุป.....	30
บทที่ 4 ผลการทดลองและบทวิจารณ์.....	32
4.1 ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง.....	32
4.2 วิธีการที่ใช้ในการเปรียบเทียบ.....	33
4.2.1 วิธีการ CLAHE .....	33
4.2.2 วิธีการ Scaling .....	33
4.2.3 วิธีการ ETHE.....	34
4.2.4 วิธีการ IETK.....	34
4.2.5 วิธีการ LCA.....	34
4.3 จำนวนภาพถ่ายที่ไม่ได้คุณภาพก่อนและหลังการปรับปรุง .....	35
4.4 การประเมินคุณภาพแบบวัตถุวิสัย (Objective Assessment).....	37
4.4.1 ตัววัดคุณภาพ GCF .....	37
4.4.2 ตัววัดคุณภาพ $M^{(3)}$ .....	38
4.4.3 ตัววัดคุณภาพ LOE .....	40
4.4.4 ตัววัดคุณภาพ QSSIM .....	41
4.5 การประเมินคุณภาพด้วยสายตา (Visual Assessment).....	43
4.6 สรุป.....	47

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	48
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	48
5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการวิจัย .....	48
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	48
เอกสารอ้างอิง .....	50
ภาคผนวก .....	53
ประวัติผู้เขียน.....	69

## รายการตาราง

ตารางที่ 1-1 แผนการดำเนินการวิจัย .....	3
ตารางที่ 2-1 แสดงการคำนวณ HE.....	9
ตารางที่ 2-2 ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณ HE.....	10
ตารางที่ 4-1 เปอร์เซ็นต์ของภาพถ่ายสีจอตาที่ยังไม่ติของภาพถ่ายก่อนการปรับปรุงและแต่ละวิธีการปรับปรุง .....	36
ตารางที่ 4-2 เปรียบเทียบความสว่างและความสมดุลสีของภาพถ่ายสีจอตาจากฐานข้อมูล DiaretDB0 และ STARE ก่อนและหลังการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ.....	36
ตารางที่ 4-3 ความหมายของคะแนน $M^{(3)}$ .....	39

## รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่ 2-1 แสดงภาพขนาด 8 บิตก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE .....	10
ภาพประกอบที่ 2-2 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE.....	11
ภาพประกอบที่ 2-3 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE.....	11
ภาพประกอบที่ 2-4 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE.....	12
ภาพประกอบที่ 2-5 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE.....	12
ภาพประกอบที่ 2-6 ตัวอย่างการแบ่งภาพออกเป็นส่วนเล็ก ๆ จำนวน 8 แถว $\times$ 8 คอลัมน์ เพื่อนำไป ดำเนินการปรับปรุงด้วย AHE.....	13
ภาพประกอบที่ 2-7 ตัวอย่างการปรับปรุงฮิสโทแกรมของภาพประกอบที่ 2-6 .....	13
ภาพประกอบที่ 2-8 ตัวอย่างผลลัพธ์การปรับปรุงภาพด้วยเทคนิค AHE.....	14
ภาพประกอบที่ 2-9 วิธีการปรับปรุงฮิสโทแกรมด้วยวิธีการ CLAHE .....	15
ภาพประกอบที่ 2-10 ตัวอย่างภาพที่ปรับปรุงคุณภาพด้วย CLAHE.....	16
ภาพประกอบที่ 2-11 ลูกบาศก์จำลองโมเดลสี <i>RGB</i> (Gonzalez and Woods, 2009).....	17
ภาพประกอบที่ 3-1 ภาพการดำเนินการบริเวณ ROI ของจอตา .....	23
ภาพประกอบที่ 3-2 แสดงตัวอย่างพิกเซลของภาพถ่ายและแสดงตัวอย่างค่าความเข้มแสง <i>RGB</i> ของแต่ละพิกเซล.....	24
ภาพประกอบที่ 3-3 ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของพารามิเตอร์รูปร่างและค่าเฉลี่ย ของแบนด์สี $L^*$ , $a^*$ และ $b^*$ .....	26
ภาพประกอบที่ 3-4 แบนด์สี $L^*$ , $a^*$ และ $b^*$ (จากบนลงล่าง) ที่ปรับปรุงคอนทราสต์ด้วยเทคนิค CLAHE ที่ใช้ tile-size ขนาด $32 \times 32$ และ $8 \times 8$ ในคอลัมน์ที่ 1 และ 2 ตามลำดับ โดยในแต่ละคอลัมน์จะใช้ค่า clip-limit ที่แตกต่างกันคือ 0.01, 0.005 และ 0.01 ตามลำดับในแบนด์สี $L^*$ , $a^*$ และ $b^*$ .....	27
ภาพประกอบที่ 3-5 ผลลัพธ์ของการปรับจูนที่ค่า tile และ clip-limit ขนาดต่าง ๆ.....	28
ภาพประกอบที่ 3-6 ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงภาพถ่ายจอตาด้วยพารามิเตอร์ $\sigma$ ในสมการที่ (3-3) ที่แตกต่างกัน.....	30
ภาพประกอบที่ 4-1 ตัวอย่างภาพถ่ายจอตาจากชุดข้อมูล DiaretDB0 .....	32
ภาพประกอบที่ 4-2 ตัวอย่างภาพถ่ายจอตาจากชุดข้อมูล STARE.....	33
ภาพประกอบที่ 4-3 ภาพถ่ายจอตาที่แสดงข้อมูลในแต่ละแบนด์สี.....	37
ภาพประกอบที่ 4-4 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย GCF .....	38

ภาพประกอบที่ 4-5 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย $M^3$ .....	40
ภาพประกอบที่ 4-6 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย LOE .....	41
ภาพประกอบที่ 4-7 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย QSSIM .....	42
ภาพประกอบที่ 4-8 ประสิทธิภาพของวิธีการต่าง ๆ กับชุดข้อมูล DiaretDB0 และ STARE .....	43
ภาพประกอบที่ 4-9 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตมาจากชุดข้อมูล DiaretDB0 ด้วย เทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว) .....	44
ภาพประกอบที่ 4-10 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตมาจากชุดข้อมูล DiaretDB0 ด้วย เทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว) .....	45
ภาพประกอบที่ 4-11 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตมาจากชุดข้อมูล STARE ด้วย เทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว) .....	46
ภาพประกอบที่ 4-12 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตมาจากชุดข้อมูล STARE ด้วย เทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว) .....	46

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

องค์การอนามัยโลก (World Health Organization: WHO) [1] ได้รายงานเมื่อเดือนตุลาคม 2018 ว่า ประชากรที่อยู่ในภาวะมีความบกพร่องทางสายตา (Visual Impairment) ทั่วโลกมี ประมาณ 1.3 พันล้านคน โดยในจำนวนนี้มีประมาณร้อยละ 5 หรือจำนวนประมาณ 65 ล้านรายที่เป็นผู้ป่วยโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (Age-related Macular Degeneration: AMD) โดยภายในปี ค.ศ. 2020 จำนวนคาดการณ์ของผู้ป่วย AMD ทั่วโลกจะเพิ่มขึ้นเป็นประมาณ 200 ล้านคน และจะเพิ่มจำนวนขึ้นไปถึงประมาณ 300 ล้านคนภายในปี ค.ศ. 2040 ส่งผลให้เกิดปัญหาทางด้านสาธารณสุขเป็นอย่างมาก ทำให้รัฐต้องสูญเสียมูลค่าทางเศรษฐกิจเป็นมูลค่ามหาศาล

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ [2] เป็นโรคที่ส่งผลกระทบต่อจุดศูนย์กลางจอตาทำให้เกิดการสูญเสียการมองเห็นบริเวณตรงกลาง โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุในระยะแรกเริ่มนั้นมีสัญญาณบ่งชี้ ไม่ว่าจะเป็นผลการทดสอบทางคลินิก เช่น จุดเหลือง (Drusen) และความผิดปกติของเยื่อบุมีสารสีของจอประสาทตา (Retinal Pigment Epithelium) AMD ในระยะอันตรายจะเป็นหลอดเลือดฝอยงอกใหม่ Neovascular หรือรู้จักกันในอีกชื่อคือ AMD ชนิดเปียก (wet or exudative AMD) และ AMD ชนิดไม่มีหลอดเลือดฝอยงอกใหม่ Non-neovascular หรือรู้จักกันในอีกชื่อคือ AMD ชนิดแห้ง (dry or non-exudative AMD) AMD ในระยะอันตรายนั้นจะทำให้ผู้ป่วยมีอาการสูญเสียการมองเห็นบริเวณตรงกลาง นำไปสู่ภาวะตาบอดที่รุนแรงและถาวรส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตและอิสรภาพของผู้ป่วย

โดยทั่วไปการวิเคราะห์ AMD จะใช้ภาพถ่ายสีจอตาทางคลินิก ในขณะนี้เป้าหมายหลักของการจำแนก AMD [3] ด้วยภาพถ่ายสีจอตาคือการตรวจหารอยโรคบนจอประสาทตาที่ปรากฏบนฟิล์มและภาพถ่ายสีดิจิทัล ในปัจจุบันนี้ระบบการจำแนก AMD ทั้งหมดทำโดยการอ่านรอยโรคจากภาพถ่ายสีจอตา (Fundus Color Photography) ซึ่งในหลายครั้งภาพถ่ายที่ได้มีคุณภาพไม่ดีนัก เช่น ภาพถ่ายมีความสว่าง (Brightness) และคอนทราสต์ที่ต่ำ (Low Contrast) มีความสมดุลสี (Color Balance) ที่ไม่เหมาะสม จึงควรปรับปรุงภาพถ่ายที่มีคุณภาพไม่เหมาะสมที่มาจากหลากหลายกล้องหลากหลายมาตรฐานนั้นให้เป็นมาตรฐานเดียวกัน ภาพถ่ายที่ถูกปรับแต่งให้เปิดเผยรอยโรคได้ดีและมีสมดุลสีที่เหมาะสมจึงเป็นกุญแจสำคัญสำหรับการตรวจวิเคราะห์หารอยโรคบนจอประสาทตาต่อไป

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพสีจอตาที่มีคุณภาพต่ำให้มีคุณภาพสูงขึ้นโดยปรับคอนทราสต์ ความสว่าง และความสมดุลให้ได้ภาพจอตาที่เป็นมาตรฐานเหมาะสำหรับการมองด้วยตามนุษย์และช่วยจักษุแพทย์ตรวจวินิจฉัยโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษา ออกแบบ และพัฒนาวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาให้เป็นไปตามมาตรฐานของกลุ่มนักวิจัย Age-related Eye Disease study (AREDS)

## 1.3 ขอบเขตของการดำเนินการวิจัย

1. ผลการทดลองที่ได้เป็นไปตามมาตรฐานของงานวิจัย AREDS
2. ภาพผลลัพธ์จากการปรับปรุงเป็นไปตามมาตรฐาน มี Brightness of  $RGB = [192,96,32]$  และ Ratios of the brightness:  $G/R$  ratio  $\approx 0.5$ ,  $B/R$  ratio  $\approx 0.17$
3. ภาพนำเข้าที่ใช้ในการทดลองมาจาก
  - 1) ฐานข้อมูล Diabetic Retinopathy Database calibration level 0 (DiaretDB0)
  - 2) ฐานข้อมูล Structured Analysis of the Retina (STARE)
4. เปรียบเทียบประสิทธิภาพของวิธีที่คิดค้นกับงานวิจัยก่อนหน้า

## 1.4 ขั้นตอนและระยะเวลาการดำเนินการ

- ขั้นตอนการดำเนินการ
  - 1) ศึกษางานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องสำหรับภาพถ่ายสีจอตา
  - 2) ศึกษางานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องสำหรับการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตา
  - 3) ศึกษาเทคโนโลยีและเครื่องมือสำหรับการพัฒนาโมเดลการปรับปรุงคุณภาพภาพถ่ายสีจอตา
  - 4) คิดค้นวิธีการในการปรับปรุงคุณภาพภาพถ่ายสีจอตา
  - 5) เตรียมชุดข้อมูลภาพถ่ายสำหรับทดลองเพื่อพัฒนาวิธีการปรับปรุงคุณภาพภาพถ่ายสีจอตา



- 6) เขียนโปรแกรมตามวิธีที่คิดค้น
- 7) ทดสอบประสิทธิภาพความถูกต้องของโมเดล
- 8) สรุปผลการทดลอง
- 9) จัดทำเอกสารและเขียนบทความวิจัยเพื่อเผยแพร่

ตารางที่ 1-1 แผนการดำเนินการวิจัย

ขั้นตอน	เดือน																										
	2563					2564												2565									
	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	
1																											
2.																											
3.																											
4.																											
5.																											
6.																											
7																											
8.																											
9.																											

- ระยะเวลาการดำเนินการ

สิงหาคม 2563 – กันยายน 2565

### 1.5 สถานที่และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- สถานที่

ห้องปฏิบัติการภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์  
มหาวิทยาลัย สงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่

- เครื่องมือที่ใช้

- ด้านฮาร์ดแวร์

เครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลจำนวน 1 เครื่อง

- CPU : Intel(R) Core(TM) i7-8700 3.20 GHz
- Hard Disk : 256 GB
- Ram : 8 GB

- **ด้านซอฟต์แวร์**

- ระบบปฏิบัติการ Windows 10
- โปรแกรมประยุกต์ MATLAB 2015

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) ได้ต้นแบบวิธีการปรับปรุงคุณภาพสำหรับภาพสีจอตาทำให้สามารถปรับปรุงภาพที่ได้มาจากกล้องแต่ละโมเดล ที่มีคุณภาพของภาพแตกต่างกันให้อยู่ในมาตรฐานเดียวกันโดยการปรับปรุงคอนทราสต์ด้วยเทคนิค Rayleigh CLAHE และปรับความสว่างให้เป็นไปตามมาตรฐานของงานวิจัย AREDS
- 2) แพทย์และผู้เชี่ยวชาญสามารถนำไปใช้ปรับปรุงภาพเพื่อทำให้ภาพสีจอตามีคอนทราสต์ ความสว่าง และความสมดุลที่เป็นมาตรฐานเดียวกัน ทำให้สามารถคัดกรองวิเคราะห์รอยโรคได้อย่างแม่นยำมากยิ่งขึ้น ลดโอกาสที่จะเกิดการวิเคราะห์ที่ผิดพลาดเนื่องจากความผิดเพี้ยนของภาพถ่าย

## บทที่ 2

### ทฤษฎี หลักการ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงลักษณะทางกายภาพของดวงตาและส่วนประกอบต่าง ๆ เพื่อให้เข้าใจตรงในชื่อเดียวกัน จากนั้นจะกล่าวถึงโรคจักษุภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุและโรคเกี่ยวกับตาตลอดถึงทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้

#### 2.1 ดวงตา (Eye)

ดวงตาของคนเรานั้นใช้สำหรับการมองเห็น ดวงตามีลักษณะคล้ายลูกปิงปองแต่มีขนาดเล็กกว่าและไม่กลมเท่า บรรจุอยู่ในเบ้าตา (Orbit) ซึ่งเป็นโพรงกระดูกของกะโหลกศีรษะ โดยดวงตามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 24 มิลลิเมตร และมีน้ำหนักประมาณ 7.5 กรัม ดวงตาของเราประกอบไปด้วยชั้นต่าง ๆ คร่าว ๆ 3 ชั้นคือ ชั้นนอกสุด (Fibrous Tunic) ชั้นกลาง (Uvea) และชั้นในสุดหรือชั้นจอตา (Retina) ซึ่งในงานวิจัยนี้เราจะพูดถึงชั้นจอตาเป็นหลัก

- 1.) ดวงตาชั้นนอกสุด ประกอบด้วยกระจกตา (Cornea) และตาขาวหรือเปลือกลูกตา (Sclera) กระจกตามีลักษณะใสอยู่บริเวณตาดำมีลักษณะโค้งเป็นรูปโดมมีลักษณะใสและบางเป็นทางผ่านของแสงเข้าสู่ตานอกจากนี้กระจกตายังทำหน้าที่ช่วยในการโฟกัสของดวงตาด้วย ตาขาว คือเนื้อเยื่อเกี่ยวพันหนาแน่นของลูกตาที่มีสีขาว ตาขาวอยู่ถัดจากชั้นสโตรมา (Stroma Layer) ของกระจกตา รอยต่อระหว่างตาขาวและกระจกตาเรียกว่าลิมบัส (Limbus) ตาขาวช่วยควบคุมความดันและรักษารูปร่างของลูกตาไว้
- 2.) ดวงตาชั้นกลาง ประกอบไปด้วยม่านตา (Iris) เนื้อเยื่อซิลิอารีบอดี (Ciliary Body) และเนื้อเยื่อคอโรอยด์ (Choroid) โดยม่านตาจะมีลักษณะบางและกลมประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อเกี่ยวพันและกล้ามเนื้อและจะมีรูม่านตาอยู่บริเวณตรงกลาง ม่านตาจะมีสีแตกต่างกันไปตามปริมาณของเม็ดสีที่มีอยู่ กล้ามเนื้อบริเวณม่านตาจะเป็นตัวปรับขนาดของรูม่านตาเพื่อตอบสนองต่อระดับความเข้มแสงที่แตกต่างกันไป เนื้อเยื่อซิลิอารีบอดีจะอยู่ถัดลงไปจากม่านตาและอยู่หลังตาขาวมีหน้าที่ยึดเลนส์ตาให้เข้าที่ และเนื้อเยื่อคอโรอยด์อยู่ระหว่างตาขาวและ

จอตาในส่วนท้ายของตามีหลอดเลือดขนาดเล็กจำนวนมากและมีบทบาทสำคัญในการหล่อเลี้ยงแก่จอตา แมคูลา (Macula) และเส้นประสาทตา

- 3.) ดวงตาชั้นในหรือชั้นจอตา ชั้นตอนแรกของกระบวนการมองเห็นคือการเปลี่ยนแสงให้เป็นสัญญาณที่สมองตีความได้ กระบวนการนั้นเกิดขึ้นในจอตาซึ่งตั้งอยู่ในด้านหลังของดวงตา จอตาเป็นเยื่อหุ้มประสาทสัมผัส ประกอบด้วยหลายชั้น รวมทั้งชั้นที่มีเซลล์พิเศษที่เรียกว่าเซลล์รับแสง (Photoreceptors) เซลล์รับแสงนั้นมีอยู่ด้วยกัน 2 ประเภท คือ เซลล์รับแสงแบบแท่ง (Rod) และ เซลล์รับแสงแบบกรวย (Cone) โดยภายในดวงตาแต่ละข้างจะมีเซลล์รับแสงแบบแท่งอยู่ประมาณ 120 ล้านเซลล์ และเซลล์รับแสงแบบกรวยประมาณ 6 ล้านเซลล์ เซลล์รับแสงแบบแท่งจะตรวจจับการเคลื่อนไหว ให้การมองเห็นแบบขาว-ดำ และทำงานได้ดีในที่แสงน้อย เซลล์รับแสงแบบกรวยมีหน้าที่ในการมองเห็นบริเวณส่วนกลาง (Central Vision) และการมองเห็นสี และทำงานได้ดีที่สุดในแสงปานกลางและสว่าง เซลล์รับแสงแบบแท่งมีอยู่ทั่วจอตา เซลล์รับแสงแบบกรวยจะกระจุกตัวอยู่บริเวณจุดศูนย์กลางเล็กๆ ของจอตาที่เรียกว่าแมคูลา ที่จุดศูนย์กลางของจุดภาพชัดจะมีจุดเล็กๆ ที่เรียกว่าโฟเวีย (Fovea) ที่มีแต่เซลล์รับแสงรูปกรวยเท่านั้น และเป็นจุดในจอตาที่มีหน้าที่ในเรื่องความคมชัดของภาพและการมองเห็นสี ตัวอย่างปัญหาที่เจอได้ในบริเวณจอตาเช่น ภาวะเบาหวานขึ้นตา (Diabetic Retinopathy) จอประสาทตาบวมน้ำ (Macular Edema) และโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (Age-related Macular Degeneration) หรือ AMD จอตานี้เป็นแผ่นบาง ๆ ใส แต่เมื่อทำการตรวจตาผ่านกล้อง Ophthalmoscope จะเห็นเป็นสีแดงซึ่งเกิดจากการสะท้อนแสงผ่านเส้นเลือดในชั้นคอร์อยด์ ซึ่งภาพถ่ายจอตาแสดงลักษณะจอตาเมื่อส่องผ่านกล้องนี้ โดยภายในภาพจะแสดงบริเวณจานประสาทตา (Optic Disc) เป็นสีเหลืองสว่าง ถัดจากจานประสาทตาไปทางด้านข้างประมาณ 2 เท่าครึ่ง จะพบกับ จุดภาพชัด บริเวณใจกลางของจุดภาพชัดจะมีสารสีเหลือง (Xanthophyl) อยู่หนาแน่นทำให้มีสีเหลืองเด่นชัด จะเรียกบริเวณนี้ว่า fovea ซึ่งเป็นส่วนสำคัญของการมองเห็น

## 2.2 โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ (AMD)

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุถือเป็นสาเหตุสำคัญของความบกพร่องทางสายตาและการสูญเสียการมองเห็นอย่างรุนแรง ในทางการแพทย์ได้มีการแบ่งโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุออกเป็น 2 ระยะ คือ ระยะเริ่มต้นคือมีจุดเหลือง หรือ Drusen ขนาดกลางและมีการ

เปลี่ยนแปลงของเม็ดสีจอตาเกิดขึ้น และระยะสุดท้ายคือมีหลอดเลือดฝอยที่งอกแบบผิดปกติ (Neovascular) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุเป็นโรคที่เกิดจากหลายปัจจัย เช่น ความผิดปกติในส่วนเติมเต็ม (Complement Dysregulation) ไขมัน การสร้างเส้นเลือดใหม่ (Angiogenic) การอักเสบ และ วิถีสารเคลือบเซลล์ (Extracellular Matrix Pathways) ที่เกี่ยวข้องกับการเกิดโรคนี้ และมีตำแหน่งพันธุกรรมอีกมากกว่า 50 ตำแหน่งที่มีรายงานว่ามีความเกี่ยวข้องกับโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุ โดยยีนที่สำคัญที่สุดที่พบว่ามีเกี่ยวข้องกับโรคนี้คือยีน CFH และ ARMS2 นอกจากนี้ยังมีปัจจัยเสี่ยงหลัก ๆ อย่างอื่นที่ไม่เกี่ยวกับพันธุกรรมที่ก่อให้เกิดโรคนี้ได้ เช่น การสูบบุหรี่ และการบริโภคอาหารที่มีสารต้านอนุมูลอิสระต่ำ (สังกะสีและแคโรทีนอยด์) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุในระยะแรกเริ่มนั้นแทบจะไม่มีอาการ ในผู้ป่วยบางรายอาจรู้สึกได้ถึงความผิดปกติบริเวณตรงกลางรูปภาพ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเวลาอ่านหนังสือ ในระยะรุนแรงนั้นจะส่งผลกระทบต่อมองเห็นตรงกลางเป็นอย่างมากทำให้ภาพบริเวณดังกล่าวหายไป โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดเปียก (Wet AMD) หรือแบบหลอดเลือดฝอยงอกใหม่ (Neovascular) จะมีอาการสูญเสียการมองเห็นบริเวณตรงกลางเกิดขึ้นฉับพลันภายในไม่กี่สัปดาห์จนถึงไม่กี่เดือน และในโรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดแห้ง (Dry AMD) จะใช้เวลาในการแสดงอาการที่ยาวนานกว่า อาจจะใช้เวลาเป็นปี ๆ หรือเป็นสิบ ๆ ปีได้

### 2.2.1 โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดเปียก (Wet AMD)

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดเปียกมีลักษณะที่เกิดจากเส้นเลือดฝอยตางอกใหม่ที่มีความผิดปกติ โดยมักจะมีรอยโรค (Lesions) ทั่วไปหลาย ๆ รอยโรคประกอบด้วย เช่น มีของเหลวหรือเลือดออกในจอประสาทตาซึ่งสามารถเกิดได้ทั้งในชั้นจอตา ชั้นใต้จอตา หรือใต้เยื่อบุผิวเม็ดสีม่านตา เยื่อบุผิวเม็ดสีจอตาลอก เกิดการสะสมของไขมันในจอตา (Hard Exudate) โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดนี้พบได้เพียงประมาณร้อยละ 10-15 ของผู้ป่วยโรคนี้

### 2.2.2 โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดแห้ง (Dry AMD)

โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมชนิดแห้งเกิดจากความเสื่อมถอยโดยเกิดจอประสาทตาชั้นนอกบางลง โดยสามารถเกิดได้ทั้งแบบจุดเดียวและหลาย ๆ จุด โดยจะมีลักษณะเป็นจุดสีเหลือง (Drusen) ขึ้นบริเวณรอบ ๆ จุดภาพชัด (Macula) และจะเว้นตรงกลางจุดภาพชัดไว้ด้วยอัตราเร็วประมาณ 2 ตารางมิลลิเมตรต่อปีหรือแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ ลักษณะอาการของผู้ป่วยจะมีการมองเห็นที่ค่อย ๆ ลดน้อยลงแบบค่อยเป็นค่อยไปจนเห็นภาพบริเวณตรงกลางบิดเบี้ยวและเป็นรอยดำบังบริเวณตรงกลางในที่สุด โรคจุดภาพชัดที่จอตาเสื่อมในผู้สูงอายุชนิดนี้ พบได้ประมาณร้อยละ 85-90 ของผู้ป่วยที่เป็นโรคนี้

## 2.3 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

ทฤษฎีและหลักการพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตตาในงานวิจัยนี้ ประกอบด้วย 3 ทฤษฎีคือ 1) ทฤษฎี Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) ซึ่งใช้ในการปรับปรุงคอนทราสต์เชิงพื้นที่ (Local Contrast) ของรูปภาพ 2) โมเดลสี CIE  $L^*a^*b^*$  ซึ่งเป็นโมเดลสีที่ประกอบด้วยค่าความสว่าง (Luminance) และค่าสี (Chromatic) ผสมกันเพื่อให้ได้สีผลลัพธ์ และ 3) ทฤษฎีที่ใช้สำหรับปรับปรุงความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลของสีภาพให้อยู่ในมาตรฐานของงานวิจัย AREDS

### 2.3.1 การยืดคอนทราสต์ที่ไม่เป็นเชิงเส้น (Non-Linear Contrast Stretch)

การปรับปรุงค่าความสว่างของภาพ (Contrast Enhancement) โดยการยืดค่าความสว่างของข้อมูลภาพทำให้ภาพที่ถูกปรับปรุงมีคอนทราสต์ที่ดีและสามารถแสดงรายละเอียดข้อมูลภาพได้อย่างชัดเจน เทคนิคการปรับปรุงค่าความสว่างของภาพสามารถแบ่งออกเป็น 3 ประเภทคือ 1) การยืดคอนทราสต์ที่เป็นเชิงเส้น (Linear Contrast Stretch) 2) การยืดคอนทราสต์ที่ไม่เป็นเชิงเส้น (Non-Linear Contrast Stretch) และ 3) Piecewise Linear Contrast Stretch โดยในที่นี้จะกล่าวเฉพาะเทคนิคการปรับปรุงภาพแบบการยืดคอนทราสต์ที่ไม่เป็นเชิงเส้น

เทคนิคการปรับปรุงภาพแบบการยืดคอนทราสต์ที่ไม่เป็นเชิงเส้นเป็นเทคนิคที่ใช้ในการปรับค่าความสว่างของข้อมูลในรูปภาพที่มีคอนทราสต์ต่ำให้เพิ่มสูงขึ้นผ่านการใช้ความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเชิงเส้น หนึ่งในเทคนิคการปรับปรุงรูปภาพลักษณะนี้คือ เทคนิค Histogram Equalization (HE) และจากเทคนิค HE ได้มีการพัฒนาต่อมาเป็นเทคนิค Adaptive Histogram Equalization (AHE) และสุดท้ายพัฒนาต่อเป็นเทคนิค Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)

#### 2.3.1.1 Histogram Equalization (HE)

คือการประมวลผลปรับปรุงฮิสโทแกรมของรูปภาพเพื่อลดเซรระดับความสว่างให้มีการกระจายอย่างเท่าเทียมกันทั่วทั้งภาพ วิธีนี้โดยทั่วไปจะเพิ่มคอนทราสต์โดยรวม (Global Contrast) ให้กับรูปภาพ โดยเฉพาะอย่างยิ่งรูปภาพที่มีค่าความเข้มแสงในช่วงแคบ ๆ เพื่อให้ความเข้มแสงสามารถกระจายไปบนฮิสโทแกรมได้ดียิ่งขึ้นโดยจะได้ฮิสโทแกรมผลลัพธ์ที่มีช่วงความเข้มแสงทั้งหมดเท่าๆ กันซึ่งช่วยให้พื้นที่ที่มีคอนทราสต์ต่ำมีคอนทราสต์ที่สูงขึ้น โดยหลักการ HE จะกระจายค่าความเข้มแสงที่มีความหนาแน่นสูงให้กระจายไปยังความเข้มแสงที่มีความหนาแน่นต่ำลดหลั่นกันไป ทำให้สามารถเพิ่มคอนทราสต์ของภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ เทคนิค HE เหมาะกับภาพที่มีพื้นหลัง (Background) และพื้นหน้า (Foreground) ทั้งสว่างหรือมืดเหมือนกันทั้งคู่ เทคนิค HE สามารถนำไปปรับใช้ในงานทางการแพทย์เช่นการทำให้ภาพฟิล์มเอกซเรย์โครงสร้างกระดูกมีความชัดเจนเพิ่มขึ้น แสดงรายละเอียดที่ซ่อนอยู่ของภาพที่ถ่ายในสภาวะที่แสงมากหรือน้อยเกินไป ข้อดีของ HE

คือมีการดำเนินการคำนวณที่ง่ายตรงไปตรงมา และข้อเสียคือวิธีนี้จะปรับปรุงคอนทราสต์ของทั้งรูปภาพซึ่งในกรณีที่รูปภาพมีสัญญาณรบกวนจะทำให้สัญญาณรบกวนนั้นเพิ่มคอนทราสต์ขึ้นด้วยเช่นกัน โดยสามารถดูตัวอย่างการคำนวณ HE สำหรับภาพขาวดำขนาด 8 บิตได้จากตารางที่ 2-1

ตารางที่ 2-1 แสดงการคำนวณ HE

$r_k$	$n_k$	$p_r(r_k)$	$CDF_k$
$r_0 = 0$	452	0.013	0.013
$r_1 = 1$	5170	0.153	0.166
$r_2 = 2$	11402	0.337	0.503
$r_3 = 3$	7256	0.214	0.717
$r_4 = 4$	4225	0.125	0.842
$r_5 = 5$	3039	0.090	0.932
$r_6 = 6$	847	0.025	0.957
$r_7 = 7$	1461	0.043	1

โดยที่

$r_k$  คือ ระดับความเข้มแสงที่  $k$

$n_k$  คือ จำนวนความถี่สะสมของจุดภาพที่ความเข้มแสงที่  $k$

$p_r(r_k)$  คือ PDF (Probability Density Function) ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นที่ระดับค่าความเข้มแสงที่  $k$  คำนวณได้จากสมการที่ (2-1)

$$p_r(r_k) = \frac{n_k}{M \times N} \quad (2-1)$$

โดยที่  $M$  และ  $N$  คือจำนวนแถวและคอลัมน์ของภาพตามลำดับ ตัวอย่างการคำนวณ PDF ที่ความเข้มแสง  $k = 0$  ดังนี้

$$\begin{aligned} p_r(r_0) &= \frac{n_0}{M \times N} \\ &= \frac{452}{182 \times 186} \\ &= 0.013 \end{aligned}$$

CDF (Cumulative Distribution Function) คือฟังก์ชันความน่าจะเป็นสะสม สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (2-2)

$$CDF_k = \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad (2-2)$$

ค่า CDF ที่คำนวณได้จะนำมาใช้หาค่าความเข้มแสงใหม่โดยสามารถคำนวณค่าความเข้มแสงใหม่  $s_k$  ได้ดังสมการที่ (2-3)

$$s_k = (L - 1)CDF_k \quad (2-3)$$

โดยที่  $L$  คือจำนวนระดับความเข้มแสงทั้งหมด เช่น ในตัวอย่างภาพถ่ายขนาด 3 บิตมีระดับความเข้มแสงได้ทั้งหมด 8 ระดับ

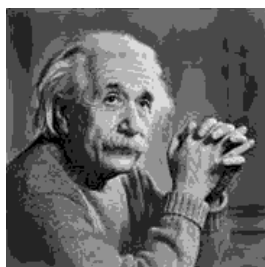
ตารางที่ 2-2 แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณหาค่าความเข้มแสงใหม่ โดยตัวอย่างการคำนวณที่ค่าความเข้มแสงใหม่  $k = 1$  ดังนี้

$$s_1 = (8 - 1) \sum_{j=1}^k p_r(r_j) = 7p_r(r_0) + 7p_r(r_1) = 1.16$$

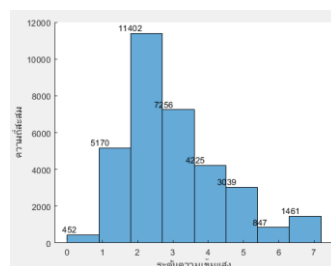
ตารางที่ 2-2 ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณ HE

$r_k$	$n_k$	$p_r(r_k)$	$CDF_k$	$S_k$
$r_0 = 0$	452	0.013	0.013	$S_0 = 0.091 \rightarrow 0$
$r_1 = 1$	5170	0.153	0.166	$S_1 = 1.162 \rightarrow 1$
$r_2 = 2$	11402	0.337	0.503	$S_2 = 3.521 \rightarrow 4$
$r_3 = 3$	7256	0.214	0.717	$S_3 = 5.019 \rightarrow 5$
$r_4 = 4$	4225	0.125	0.842	$S_4 = 5.894 \rightarrow 6$
$r_5 = 5$	3039	0.090	0.932	$S_5 = 6.524 \rightarrow 7$
$r_6 = 6$	847	0.025	0.957	$S_6 = 6.699 \rightarrow 7$
$r_7 = 7$	1461	0.043	1	$S_7 = 7.0 \rightarrow 7$

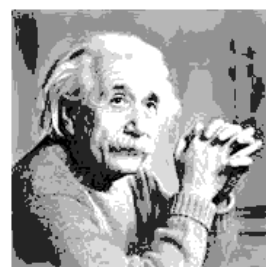
ตัวอย่างภาพผลลัพธ์ก่อนและหลังจากการดำเนินการ HE กับรูปภาพขาวดำพร้อมทั้งฮิสโทแกรมดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-1 ถึงภาพประกอบที่ 2-5



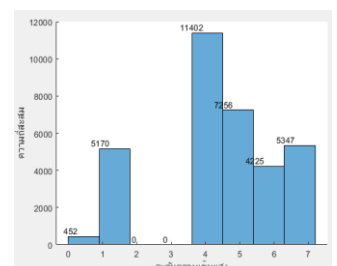
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโทแกรมต้นฉบับ



(ค) ภาพผลลัพธ์



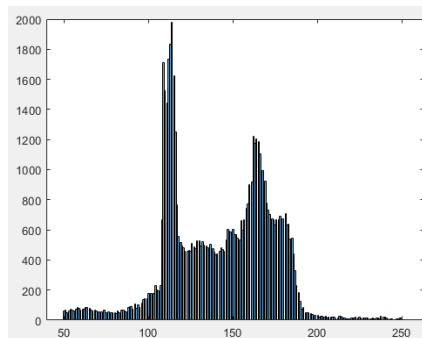
(ง) ฮิสโทแกรมผลลัพธ์

ภาพประกอบที่ 2-1 แสดงภาพขนาด 8 บิตก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE





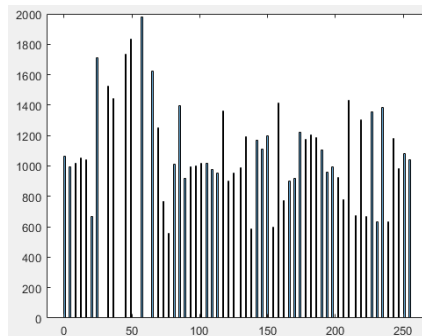
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโตแกรมของภาพต้นฉบับ



(ค) ภาพผลลัพธ์

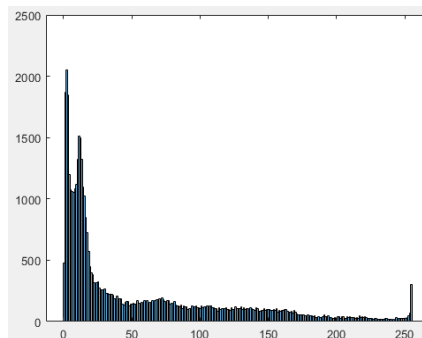


(ง) ฮิสโตแกรมของภาพผลลัพธ์

ภาพประกอบที่ 2-2 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE



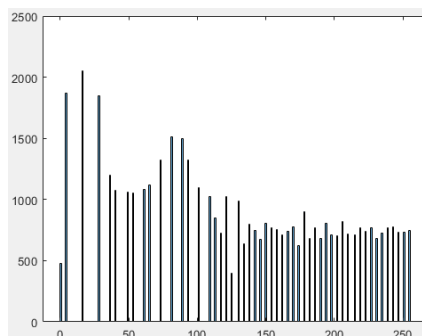
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโตแกรมของภาพต้นฉบับ



(ค) ภาพผลลัพธ์

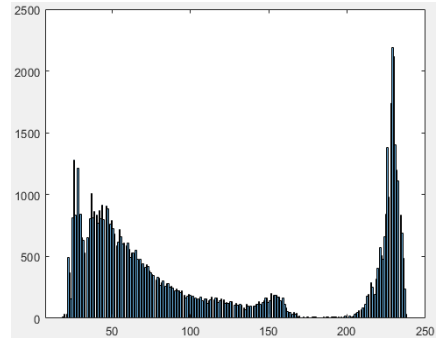


(ง) ฮิสโตแกรมของภาพผลลัพธ์

ภาพประกอบที่ 2-3 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE



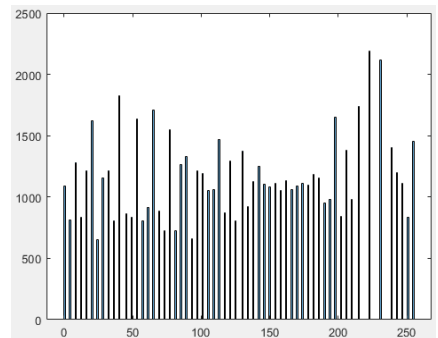
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับ

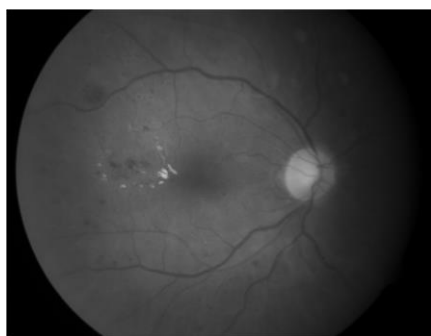


(ค) ภาพผลลัพธ์

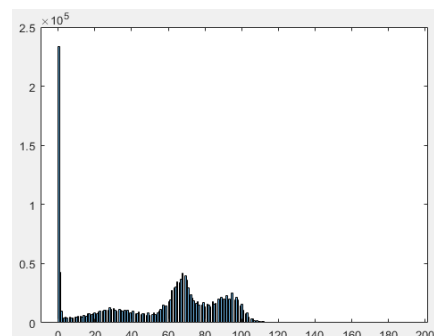


(ง) ฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์

ภาพประกอบที่ 2-4 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE



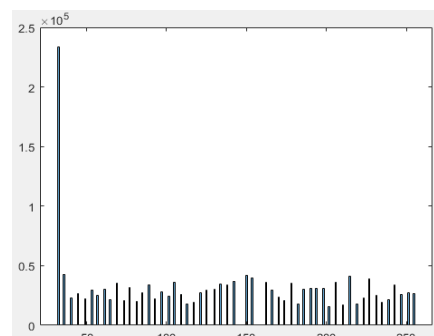
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับ



(ค) ภาพผลลัพธ์

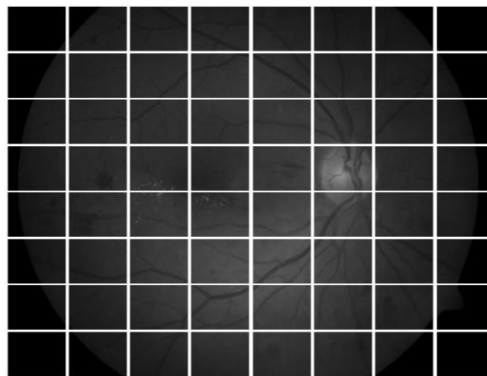


(ง) ฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์

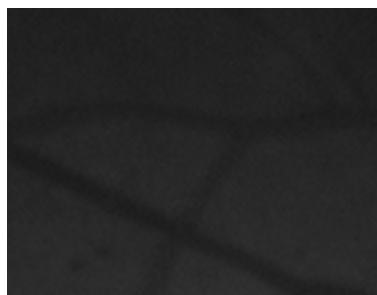
ภาพประกอบที่ 2-5 แสดงภาพขาวดำก่อนและหลังปรับปรุงด้วยวิธีการ HE

### 2.3.1.2 Adaptive Histogram Equalization (AHE)

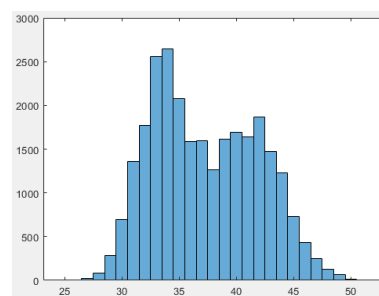
AHE [4] พัฒนาต่อจาก HE โดยใช้การแบ่งภาพออกเป็นส่วน ๆ ตามจำนวนที่ผู้ใช้กำหนด เพื่อทำการปรับปรุงฮิสโทแกรมในพื้นที่ขนาดเล็กหลาย ๆ พื้นที่ก่อนที่จะนำภาพผลลัพธ์มารวมเข้าด้วยกัน ภาพประกอบที่ 2-6 แสดงตัวอย่างการแบ่งภาพออกเป็นส่วนเล็ก ๆ จำนวน 8 แถว  $\times$  8 คอลัมน์ เทคนิค AHE เหมาะกับการปรับปรุงภาพถ่ายทั่วไป แต่ยังไม่เหมาะสมสำหรับการปรับปรุงภาพถ่ายจอตา เนื่องจากเทคนิคนี้จะขยายสัญญาณรบกวนในบริเวณพื้นหลังของภาพถ่ายมากเกินไป ภาพประกอบที่ 2-7 และ ภาพประกอบที่ 2-8 แสดงตัวอย่างการดำเนินการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายด้วยวิธี AHE



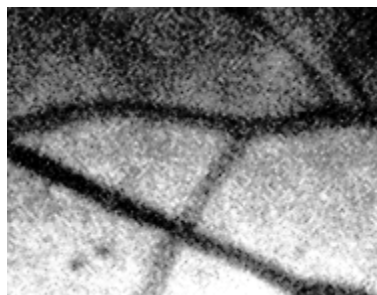
ภาพประกอบที่ 2-6 ตัวอย่างการแบ่งภาพออกเป็นส่วนเล็ก ๆ จำนวน 8 แถว  $\times$  8 คอลัมน์ เพื่อนำไปดำเนินการปรับปรุงด้วย AHE



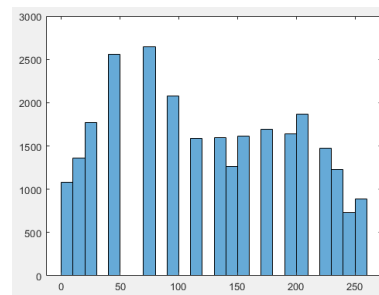
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโทแกรมภาพต้นฉบับ

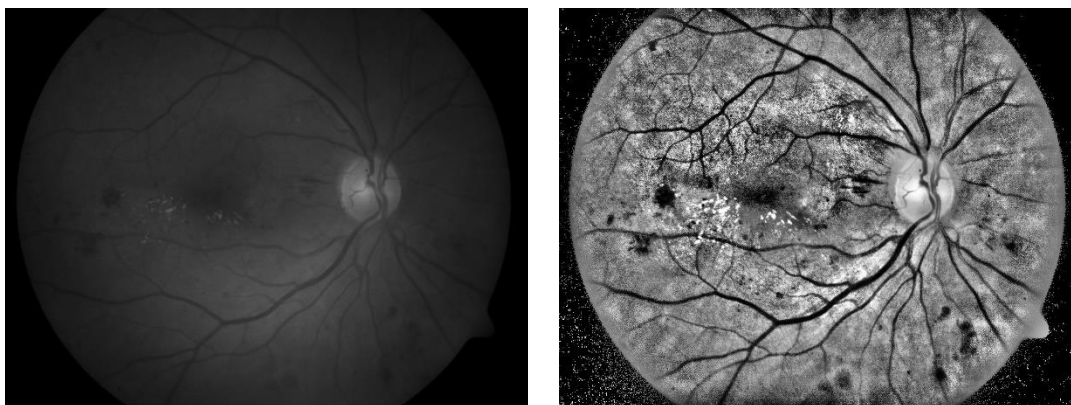


(ค) ภาพที่ปรับปรุงด้วย AHE



(ง) ฮิสโทแกรมของภาพที่ปรับปรุงด้วย AHE

ภาพประกอบที่ 2-7 ตัวอย่างการปรับปรุงฮิสโทแกรมของภาพประกอบที่ 2-6 แถวที่ 1 คอลัมน์ที่ 4



(ก) ภาพต้นฉบับ

(ข) ภาพที่ปรับปรุงด้วย AHE

ภาพประกอบที่ 2-8 ตัวอย่างผลลัพธ์การปรับปรุงภาพด้วยเทคนิค AHE

### 2.3.1.3 Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)

เทคนิค CLAHE [5] พัฒนาต่อจากเทคนิค AHE [6] เริ่มต้นจากการประยุกต์ใช้ในการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายทางการแพทย์ที่มีคอนทราสต์ต่ำ โดยเทคนิค CLAHE ต่างจากเทคนิค AHE คือมีการจำกัดคอนทราสต์ของภาพผลลัพธ์ไว้โดยใช้ clip limit เพื่อลดทอนการขยายสัญญาณรบกวน เทคนิค CLAHE จำกัดการขยายสัญญาณรบกวนโดยการตัด (clip) ฮิสโทแกรมตรงระดับความถี่สะสม  $N_{clip}$  โดยขั้นตอนในการปรับปรุงภาพด้วยเทคนิค CLAHE เริ่มจากนำภาพต้นฉบับมาแบ่งออกเป็น ส่วน (tile) ที่ไม่มีบริเวณซ้อนทับกัน โดย CLAHE นั้นมีพารามิเตอร์ที่สำคัญ 2 ตัว คือ tile และ clip-limit ใช้สำหรับควบคุมคุณภาพของการปรับปรุงภาพผลลัพธ์ ภาพผลลัพธ์จะสว่างขึ้นเมื่อค่า clip-limit มีค่ามากขึ้นเนื่องจากภาพนำเข้ามีความสว่างน้อยและค่า clip-limit ที่สูงขึ้นทำให้ฮิสโทแกรมกระจายความสว่างได้ดีขึ้น เมื่อค่า tile สูงขึ้นช่วงของการกระจายของฮิสโทแกรมก็สูงขึ้นไปด้วยส่งผลให้คอนทราสต์สูงขึ้นตาม

เทคนิค CLAHE ใช้ HE ปรับปรุงคุณภาพของแต่ละ tile แยกกัน ฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับจะถูกตัดและนำไปแจกจ่ายให้กับค่า gray level แต่ละค่าดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-9 ฮิสโทแกรมที่แจกแจงใหม่จะมีความแตกต่างจากฮิสโทแกรมเดิมเนื่องจากค่าความถี่สะสมของทุก gray level ถูกจำกัดไว้ไม่เกิน  $N_{CL}$

ขั้นตอนวิธีของเทคนิค CLAHE มีดังนี้

- 1) แบ่งภาพต้นฉบับออกเป็น tile โดยพื้นที่ไม่ทับซ้อนกัน
- 2) คำนวณฮิสโทแกรมของแต่ละ tile
- 3) คำนวณฮิสโทแกรมแบบจำกัดคอนทราสต์ของแต่ละ tile โดยใช้ค่า clip-limit ในการคำนวณดังสมการนี้

$$N_{avg} = (N_r X \times N_r Y) / N_{gray} \quad (2-4)$$

เมื่อ  $N_{avg}$  คือค่าเฉลี่ยของพิกเซล

$N_{gray}$  คือจำนวน gray level ใน tile

$N_r X$  และ  $N_r Y$  คือจำนวนพิกเซลในแกน  $X$  และแกน  $Y$  ของแต่ละ tile

ค่า clip-limit ที่แท้จริงสามารถคำนวณได้จาก

$$N_{CL} = N_{clip} \times N_{avg} \quad (2-5)$$

เมื่อ  $N_{CL}$  คือค่า clip-limit ที่แท้จริง

$N_{clip}$  คือค่านอร์มาไลซ์ของค่า clip-limit ที่อยู่ในช่วง  $[0, 1]$  ถ้าหากว่าจำนวนพิกเซลมากกว่าค่า  $N_{CL}$  พิกเซลจะถูกตัด จำนวนทั้งหมดของพิกเซลที่ถูกตัดคือ  $N_{\Sigma clip}$  ดังนั้นค่าเฉลี่ยของพิกเซลที่เหลือที่สามารถนำไปแจกแจงต่อให้กับแต่ละ gray level คำนวณได้ดังสมการ

$$N_{avggray} = N_{\Sigma clip} / N_{gray} \quad (2-6)$$

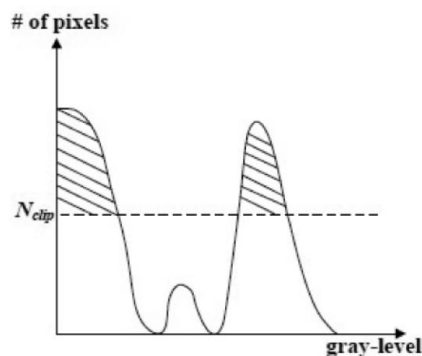
เงื่อนไขการตัดฮิสโทแกรมเป็นไปดังสมการต่อไปนี้

$$\begin{aligned} \text{If } H_{region}(i) > N_{CL} \text{ then} \\ H_{region\_clip}(i) = N_{CL} \end{aligned} \quad (2-7)$$

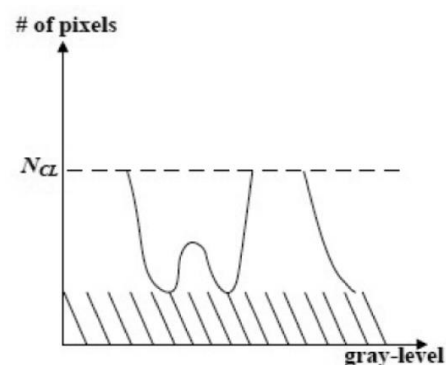
$$\begin{aligned} \text{Else if } (H_{region}(i) + N_{avggray}) > N_{CL} \text{ then} \\ H_{region\_clip}(i) = N_{CL} \end{aligned} \quad (2-8)$$

$$\text{Else } H_{region\_clip}(i) = H_{region}(i) + N_{CL} \quad (2-9)$$

เมื่อ  $H_{region}(i)$  และ  $H_{region\_clip}(i)$  คือ ฮิสโทแกรมต้นฉบับและฮิสโทแกรมที่ถูกตัดของแต่ tile ที่ gray level ระดับ  $i$



(ก) ฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับ



(ข) ฮิสโทแกรมที่ปรับปรุงด้วย CLAHE

ภาพประกอบที่ 2-9 วิธีการปรับปรุงฮิสโทแกรมด้วยวิธีการ CLAHE

- 4) แจกจ่ายค่าพิกเซลที่เหลืออยู่ทั้งหมด ขั้นตอนในการแจกจ่ายพิกเซลเป็นดังสมการต่อไปนี้

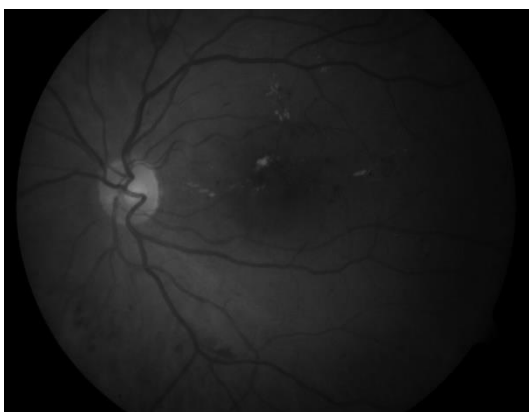
$$step = N_{gray}/N_{remain} \quad (2-10)$$

เมื่อ  $N_{remain}$  คือค่าพิกเซลที่ถูกตัดที่เหลือจากการแจกจ่าย

$step$  คือค่าตัวเลขจำนวนเต็มบวกที่มีค่าต่ำสุดเท่ากับ 1

อัลกอริธึม CLAHE จะเริ่มค้นหาจากค่า gray level ที่มีค่าต่ำสุดไปยังค่าสูงสุดด้วยค่า  $step$  หากจำนวนของพิกเซลใน gray level น้อยกว่า  $N_{CL}$  อัลกอริธึมจะแจกจ่ายหนึ่งพิกเซลให้กับ gray level นั้น หากยังมีพิกเซลเหลืออยู่หลังจากการค้นหาสิ้นสุดลง อัลกอริธึมจะทำการคำนวณค่า  $step$  ใหม่จากสมการที่ (2-10) และจะเริ่มการค้นหารอบใหม่จนกระทั่งจำนวนพิกเซลที่เหลือถูกแจกจ่ายทั้งหมด

ตัวอย่างภาพผลลัพธ์จากการดำเนินการปรับปรุงคุณภาพด้วยเทคนิค CLAHE แสดงดังภาพประกอบที่ 2-10



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ภาพที่ปรับปรุงด้วย CLAHE

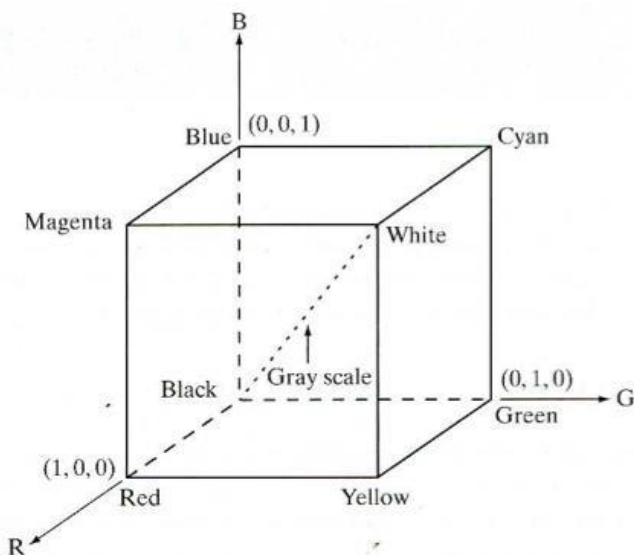
ภาพประกอบที่ 2-10 ตัวอย่างภาพที่ปรับปรุงคุณภาพด้วย CLAHE

### 2.3.2 โมเดลสี CIE $L^*a^*b^*$

ระบบสี  $RGB$  เป็นระบบสีที่อยู่ในพื้นที่แบบระบบพิกัดคาร์ทีเซียน (Cartesian coordinate system) ลูกบาศก์หนึ่งหน่วย ประกอบด้วยองค์ประกอบสีปฐมภูมิ 3 สี คือ แดง เขียว และน้ำเงิน และสีทุติยภูมิอีก 3 สี คือ แดงม่วง (Magenta) สีฟ้าอมเขียว (Cyan) และสีเหลือง (Yellow) โมเดลสี  $RGB$  เหมาะแก่การแสดงผลแบบดิจิทัล ภาพประกอบที่ 2-11 แสดงลูกบาศก์  $RGB$  โดยมีสีปฐมภูมิและทุติยภูมิอยู่ที่บริเวณมุมของลูกบาศก์ สีดำจะอยู่มุมที่จุดเริ่มต้น (Origin) และสีขาวจะอยู่ที่มุมที่ไกลจากจุดเริ่มต้นที่สุด ระดับสีเทาตรงกลางคือส่วนที่ความเข้มแสงของ  $RGB$  เท่ากันหมดโดยไล่ระดับจากมุมสีดำขึ้นไปยังมุมสีขาว

ระบบสีแบบคู่สีตรงกันข้าม (Opponent Color Model) เสนอทฤษฎีที่มนุษย์รับรู้สีนั้นถูกควบคุมโดยคู่สีตรงกันข้าม 3 คู่ ได้แก่ คู่สี น้ำเงิน-เหลือง แดง-เขียว และ ดำ-ขาว ในการรับรู้สีแต่ละครั้งมนุษย์สามารถรับรู้เฉดสีได้มากกว่า 1 เฉดสี (Hue) แต่มนุษย์สามารถรับรู้สีที่เป็นคู่สีตรงกันข้ามได้

เพียงแค่ครั้งละสีเท่านั้น เช่น สามารถรับรู้เฉดสีแดงอมส้มและสีฟ้าอมเขียวได้ แต่จะไม่สามารถรับรู้สีน้ำเงินอมเหลืองและแดงอมเขียวได้ ทั้งนี้เป็นเพราะกระบวนการรับรู้สีของมนุษย์ที่เป็นแบบคู่สีตรงกันข้ามจะตรวจจับสีหนึ่งในคู่สีนั้นและกดคู่สีของมันไว้ ระบบคู่สีตรงกันข้ามที่ใช้ในงานวิจัยชิ้นนี้คือระบบคู่สีตรงกันข้าม CIE  $L^*a^*b^*$



ภาพประกอบที่ 2-11 ลูกบาศก์จำลองโมเดลสี RGB [7]

ระบบสี CIE  $L^*a^*b^*$  เป็นระบบสีที่ไม่ขึ้นกับอุปกรณ์ สีที่อธิบายไม่เกี่ยวข้องกับอุปกรณ์เฉพาะใด ๆ เช่น จอคอมพิวเตอร์หรือเครื่องพิมพ์ แต่เป็นไปตามมาตรฐานผู้สังเกตการณ์ CIE (CIE standard observer) ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยของผลลัพธ์ของการทดลองจับคู่สีที่ดำเนินการในห้องปฏิบัติการ พื้นที่ระบบสี CIE  $L^*a^*b^*$  เป็นพื้นที่สีแบบคู่สีตรงกันข้ามที่มีพื้นที่เป็นสามมิติครอบคลุมช่วงการรับรู้สีหรือขอบเขตสีของมนุษย์ทั้งหมด โดยประกอบไปด้วย 3 แกน คือ แกน  $L^*$  จะเป็นส่วนค่าความสว่างกำหนดสีดำที่ 0 และสีขาวที่ 100 แกน  $a^*$  แทนคู่สีเขียว-แดง โดยมีค่าลบเป็นสีเขียวและค่าบวกไปทางสีแดง แกน  $b^*$  แทนคู่สีน้ำเงิน-เหลือง โดยตัวเลขติดลบเป็นสีน้ำเงิน และบวกไปทางสีเหลือง แกน  $a^*$  และ  $b^*$  นั้นไม่มีขอบเขตและขึ้นอยู่กับสีขาวอ้างอิง อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติมักจะยึดค่าในช่วง -128 ถึง 127 เพื่อง่ายในการใช้งานและการเขียนโปรแกรมโดยใช้จำนวนจริง

### 2.3.2.1 การแปลงจากระบบสี RGB มาเป็นระบบสี CIE $L^*a^*b^*$

การแปลงพิกัดสี RGB ไปเป็นพิกัดสีแบบ CIE  $L^*a^*b^*$  นั้นมีขั้นตอนอยู่ 2 ขั้นตอน คือ 1) แปลงพิกัดสี RGB ไปเป็นพิกัดสี XYZ ก่อน และ 2) แปลงพิกัดสี XYZ ไปเป็นพิกัดสี CIE  $L^*a^*b^*$  โดยมีวิธีการดังนี้

- การแปลงพิกัดสี RGB ไปเป็นพิกัดสี XYZ โดยใช้สมการ

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.412453 & 0.357580 & 0.180423 \\ 0.212671 & 0.715160 & 0.072169 \\ 0.019334 & 0.119193 & 0.950227 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

- การแปลงพิกัดสี XYZ ไปเป็นพิกัดสี CIE  $L^*a^*b^*$  [8] โดยใช้สมการ

$$L^* = 116 \cdot f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - 16 \quad (2-12)$$

$$a^* = 500 \cdot \left[ f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) \right] \quad (2-13)$$

$$b^* = 200 \cdot \left[ f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right) \right] \quad (2-14)$$

- โดยที่ฟังก์ชัน  $f(\ )$  หาคำนวณได้จากสมการ

$$f(t) = \begin{cases} t^{\frac{1}{3}}; & t > 0.008856 \\ 7.787 \cdot t^{\frac{1}{3}} + \frac{16}{116}; & t \leq 0.008856 \end{cases} \quad (2-15)$$

ในงานวิจัยนี้  $X_n$   $Y_n$  และ  $Z_n$  คือค่าจุดอ้างอิงแสงขาว (reference tristimulus white point values) ซึ่งจะได้ค่า 255 สำหรับภาพถ่าย 8 บิต

### 2.3.2.2 การแปลงจากระบบสี CIE $L^*a^*b^*$ มาเป็นระบบสี **RGB**

การแปลงพิกัดสี CIE  $L^*a^*b^*$  ไปเป็นพิกัดสีแบบ **RGB** นั้นมีขั้นตอนอยู่ 2 ขั้นตอน คือ 1) แปลงพิกัดสี CIE  $L^*a^*b^*$  ไปเป็นพิกัดสี XYZ ก่อน และ 2) แปลงพิกัดสี XYZ ไปเป็นพิกัดสี **RGB** โดยมีวิธีการดังนี้

- การแปลงพิกัดสี CIE  $L^*a^*b^*$  ไปเป็นพิกัดสี XYZ [8] โดยใช้สมการ

$$X = x_r X_r \quad (2-16)$$

$$Y = y_r Y_r \quad (2-17)$$

$$Z = z_r Z_r \quad (2-18)$$

โดยที่

$X_r, Y_r$  และ  $Z_r$  คือจุดอ้างอิงแสงสีขาว (Reference White)

$$x_r = \begin{cases} f_x^3 & \text{เมื่อ } f_x^3 > 0.008856 \\ (116f_z - 16)/k & \text{กรณีอื่น ๆ} \end{cases}$$

$$y_r = \begin{cases} ((L + 16)/116)^3 & \text{เมื่อ } L > 7.9996 \\ L/k & \text{กรณีอื่น ๆ} \end{cases}$$

$$z_r = \begin{cases} f_z^3 & \text{เมื่อ } f_z^3 > 0.008856 \\ (116f_z - 16)/k & \text{กรณีอื่น ๆ} \end{cases}$$



$$f_x = \frac{a}{500} + f_y$$

$$f_z = f_y - \frac{b}{200}$$

$$f_y = (L + 16)/116$$

- การแปลงพิกัดสี *XYZ* ไปเป็นพิกัดสี *RGB* โดยใช้สมการ

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3.24045 & -1.53714 & -0.49853 \\ -0.96327 & 1.87601 & 0.04156 \\ 0.05564 & -0.20403 & 1.05722 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (2-19)$$

### 2.3.3 การปรับปรุงความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลของภาพถ่ายสีจอตา

การปรับปรุงคอนทราสต์ช่วยเพิ่มความคมชัดของภาพ โดยทั่วไปแล้ว การปรับปรุงคอนทราสต์ทำโดยการยืดคอนทราสต์ของข้อมูลภาพให้เต็มพิสัย (Range) เพื่อให้แสดงรายละเอียดในภาพได้มากขึ้น และเมื่อคอนทราสต์เพิ่มขึ้นจะทำให้รูปถูกปรับปรุงความสว่างไปด้วย การปรับปรุงคอนทราสต์ในงานวิจัยนี้ดำเนินการด้วยสมการที่ได้นำเสนอในงานวิจัย Automated Brightness and Contrast Adjustment of Color Fundus Photographs for the Grading of Age-Related Macular Degeneration [9] เพื่อให้ค่าคอนทราสต์และความสว่างเป็นไปตามมาตรฐานของงานวิจัย AREDS

ความสมดุลของสีคือการปรับความเข้มของสีแบบครอบคลุมของทั้งภาพ (โดยทั่วไปจะปรับสีแดง สีเขียว และสีน้ำเงิน) เป้าหมายคือเพื่อการสร้างสมดุลของสีในรูปร่างถูกต้อง โดยเฉพาะสีที่เป็นกลาง ดังนั้น โดยทั่วไปจึงเรียกวิธีการปรับสมดุลสีแบบนี้ว่าการปรับสมดุลสีเทา (gray balance) การปรับสมดุลที่เป็นกลาง (neutral balance) หรือการปรับสมดุลสีขาว (white balance) ความสมดุลของสีจะเปลี่ยนการผสมสีโดยรวมในรูปภาพและจะใช้เพื่อการแก้ไขสีให้ถูกต้องในงานวิจัยนี้ใช้การปรับสมดุลสี 2 ค่า คือค่าสมดุลสีระหว่างสีเขียวต่อสีแดงและสีน้ำเงินต่อสีแดง

### 2.3.4 มาตรฐานภาพถ่ายสีจอตาของงานวิจัย AREDS

Hubbard และคณะได้นำเสนองานวิจัย Age-Related Eye Disease Study [3] โดยงานวิจัยดังกล่าวได้นำชุดข้อมูลภาพถ่ายสีจอตาที่มีคุณภาพดี เหมาะสำหรับการนำมาให้ผู้เชี่ยวชาญวิเคราะห์หารอยโรคมาแบ่งช่วงของความสว่างออกเป็น 16 ช่วงในแต่ละแบนด์สีของโมเดลสี *RGB* เพื่อทำการศึกษาคูณสมบัติทั่วไปของภาพถ่ายสีจอตา และจากการศึกษาพบว่าฮิสโทแกรมของภาพถ่ายสีจอตาจะมีค่าสูงสุดในช่วง 12/16, 6/16 และ 2/16 ของค่าสีในแบนด์ *R G* และ *B* ตามลำดับ มีความสมดุลของสีโดยวัดจากอัตราส่วนระหว่างแบนด์สีเขียวต่อแบนด์สีแดง  $G/R = 0.5$  และแบนด์สีน้ำเงินต่อแบนด์สีแดง  $B/R = 0.17$  และการศึกษาวิจัยยังพบว่าช่วงความสว่างของพิกเซลล์

ในแต่ละแบนด์นั้นมีช่วงค่าดังนี้ แบนด์สีแดง  $R$  อยู่ในช่วงระหว่าง  $[7/16 - 15/16]$  แบนด์สีเขียว  $G$  อยู่ในช่วงระหว่าง  $[1/16 - 9/16]$  และแบนด์สีน้ำเงิน  $B$  อยู่ในช่วงระหว่าง  $[1/16 - 3/16]$

## 2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี ค.ศ. 2017 Edem Tsikata [9] และคณะ ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงความสว่างและคอนทราสต์ของภาพถ่ายสีจอตตาเพื่อให้ภาพผลลัพธ์มีค่าฮิสโทแกรมเป็นไปตามมาตรฐานของงานวิจัย AREDS แบบอัตโนมัติ ซึ่งใช้วิธีการขยายช่วงความสว่างและเลื่อนออฟเซตของฮิสโทแกรมไปยังบริเวณที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้ค่าสถิติของภาพผลลัพธ์เทียบกับตัวเลขจากมาตรฐาน AREDS เป็นตัวเปรียบเทียบประสิทธิภาพ

ในปี ค.ศ. 2018 Mei Zhou [10] และคณะ ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพด้วยการใช้เทคนิค luminance gain matrix และ CLAHE สำหรับภาพถ่ายสีจอตตาในพื้นที่สี CIE  $L^*a^*b^*$  ในส่วน anatomical structure ผลลัพธ์ของการปรับปรุงภาพสามารถคงความเป็นธรรมชาติของภาพเอาไว้ได้

ในปี ค.ศ. 2020 Lvchen Cao [11] และคณะ ได้นำเสนอเทคนิคการปรับปรุงคุณภาพด้วยการใช้ Low-pass Filter และ  $\alpha$ -rooting โดยการปรับปรุงคุณภาพ 4 ขั้นตอน ได้แก่ 1) การทำ Background Padding เพื่อป้องกันการปรับปรุงขอบของภาพถ่ายที่มากเกินไป 2) การปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพโดยการกำจัดช่วงคลื่นความถี่ต่ำภายในภาพ 3) การปรับปรุงสีในทุกแบนด์ และ 4) ขั้นตอนการปรับแต่งภาพถ่ายหลังการปรับปรุงคอนทราสต์แล้ว

ในปี ค.ศ. 2020 A Anilet Bala [12] และคณะ ได้นำเสนอวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนและปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายสีจอตตาด้วยเทคนิค AHE ที่ปรับจูนด้วยเส้นโค้งการจุ่มที่ไม่คล้ายคลึงกัน (Adaptive Histogram Equalization Tuned with Non-similar Grouping Curvelet: HETNOSCU) ผลลัพธ์ที่ได้สามารถคงรักษาคุณภาพของขอบของภาพถ่ายอินพุตไว้ได้ในกระบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนและป้องกันไม่ให้เกิดให้เกิดสัญญาณรบกวนใหม่ขึ้น

ในปี ค.ศ. 2020 Swarup Kr Ghosh [13] และคณะ ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตตาด้วยเทคนิค Fuzzy แบบ Particle Swarm Optimization (PSO) เพื่อสร้างฟังก์ชัน Fitness โดยการแบ่งภาพนำเข้าออกเป็นพื้นที่ Fuzzy ย่อย 2 พื้นที่ โดยพิจารณาจากระบบ Fuzzy แบบ Type-2 และดำเนินการกับพื้นที่ย่อยต่อด้วยฟังก์ชัน S-Shape ผลลัพธ์ที่ได้สามารถปรับปรุงความมืดและปัญหาต่าง ๆ ทิ้งไปของภาพถ่ายจอตตาให้ดีขึ้นได้

ในปี ค.ศ. 2020 Lvchen Cao [14] และคณะ ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงความมืดของภาพถ่ายจอตตาโดยใช้เทคนิคการยืดคอนทราสต์แบบ non-uniform และการถ่ายโอนความเข้ม

แสง โดยการแบ่งภาพถ่ายที่มีความสว่างออกเป็น 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่มีความสว่างเพียงพอและกลุ่มที่มีความสว่างไม่เพียงพอ และจึงนำภาพถ่ายเหล่านั้นไปปรับปรุงด้วยเทคนิคข้างต้น แล้วปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพด้วยการสร้างแมปปีบอัดแกมมา (Compressed Gamma Map)

## 2.5 สรุป

ในบทนี้ได้นำเสนอทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ ตลอดจนนำเสนอตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตตา ในบทถัดไปจะนำเสนอในส่วนของ การออกแบบและพัฒนาขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการปรับปรุงคอนทราสต์และความสมดุลของภาพถ่ายสีจอตตาที่ได้เสนอในงานวิจัยชิ้นนี้

## บทที่ 3

### การวิเคราะห์ออกแบบและพัฒนา

#### 3.1 บทนำ

วิทยานิพนธ์นี้ได้เสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตาที่ไม่ชัดซ้อนแต่ยังคงไว้ซึ่งประสิทธิภาพ โดยวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตาได้แรงบันดาลใจมาจากการวิเคราะห์ข้อมูลความสว่าง คอนทราสต์ และสมดุลของสีภาพ ซึ่งเปรียบเทียบกับระหว่างภาพถ่ายสีจอตาแบบฟิล์มกับแบบดิจิทัลในงานวิจัยที่ชื่อว่า Age-Related Eye Disease Study (AREDS) ซึ่งนำเสนอโดย Hubbard และคณะ [3] จุดประสงค์ของการนำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตาเพื่อปรับปรุงภาพให้ได้ผลลัพธ์ที่เหมาะสมสำหรับการมองด้วยตาเปล่าสำหรับการวิเคราะห์รอยโรค AMD ได้อย่างถูกต้องมากยิ่งขึ้น

Hubbard และคณะ ได้เสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตาโดยการทดลองปรับค่าตัวแปรด้วยโปรแกรม Photoshop ซึ่งมีจุดประสงค์เพื่อปรับปรุงคุณภาพสีบริเวณ Macular ของจอตา โดย Hubbard และคณะ ได้ทำการปรับและระบุค่าตัวแปรตามเกณฑ์ที่ได้จากวิเคราะห์เอาไว้ให้เป็นมาตรฐานของภาพผลลัพธ์ที่ได้หลังการปรับปรุงเสร็จสิ้น เมื่อนำมาตรฐานเดียวกันนี้มาปรับใช้ในงานวิจัยของเรา โดยการปรับ scaling ร่วมกับ CLAHE ก็จะสามารถปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาได้อย่างอัตโนมัติด้วยโปรแกรม MATLAB

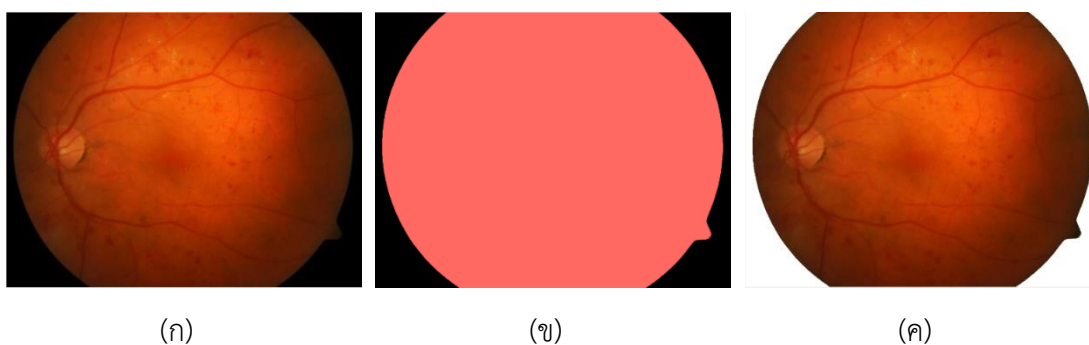
ขั้นตอนในการศึกษาวิเคราะห์ตัวแปรและคุณสมบัติของภาพถ่ายสีจอตาในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ใช้วิธีสุ่มเลือกภาพถ่ายสีจอตาจำนวน 70 ภาพที่มีการกระจายของแสงอย่างสม่ำเสมอ (uniform distribution) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาการปรับค่าตัวแปรที่เหมาะสมที่สุด โดยภาพถ่ายสีจอตาจำนวน 70 ภาพถูกสุ่มจาก 2 ฐานข้อมูล ฐานข้อมูลละ 35 ภาพ (ฐานข้อมูล Diabetic Retinopathy Database calibration level 0: DiaretDB0 และฐานข้อมูล Structured Analysis of the Retina: STARE)

การปรับปรุงความสว่างและสีของภาพอย่างอัตโนมัติ งานวิจัยชิ้นนี้จะประยุกต์ใช้เทคนิคการยืดฮิสโทแกรม (Histogram Stretching) รวมกับเทคนิค CLAHE เพื่อให้ได้ภาพผลลัพธ์ที่เป็นไปตามมาตรฐานของ Hubbard ซึ่งประกอบด้วย 2 โมดูลหลักคือ โมดูลแรกใช้เทคนิค CLAHE เพื่อการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายสีจอตา และโมดูลที่สองใช้เทคนิคการยืดฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับในแต่ละแบนด์สีกว้างขึ้น โดยทั่วไปภาพถ่ายสีจอตาจะมีภาพพื้นหลังเป็นสีดำ ซึ่งจำเป็น

จะต้องกำจัดออกก่อนที่จะนำเข้าสู่กระบวนการปรับปรุงคุณภาพ ภาพถ่ายสีจอตาจากชุดข้อมูลทดลองทั้ง 2 ชุดมีลักษณะที่ต่างกันหลายอย่าง เช่น การปรับแสงของภาพแตกต่างกันเนื่องจากการกระทบและสะท้อนของแสงแฟลชไม่เท่ากัน เนื่องมาจากความโค้งของกระจกตาที่แตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละรายทำให้เกิดบริเวณมืดในภาพถ่าย ในบางชุดข้อมูลมีการประทับเวลาไว้บนภาพถ่ายในขณะที่อีกชุดข้อมูลหนึ่งไม่มี เพื่อที่จะกำจัดสิ่งรบกวนเหล่านี้จึงใช้วิธีของ Otsu เพื่อเลือกบริเวณที่สนใจ (Region of Interest: ROI) เฉพาะบริเวณพิกเซลที่เป็นจอตาท่อนั้น ทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นภาพที่สกัดเฉพาะบริเวณ ROI โดยที่ภาพพื้นหลังและความผิดปกติต่าง ๆ ถูกกำจัดออกไป

### 3.2 วิธีของ Otsu

วิธีการของ Otsu ใช้เพื่อหาค่าเทรชโอล์ สำหรับแยกส่วนวัตถุในภาพออกจากสีพื้น และกำหนดให้วัตถุนั้นเป็น ROI ของภาพ โดยขั้นตอนการแยกส่วนนี้จะทำในแบนด์สีแดงของรูปภาพต้นฉบับเพื่อสร้างมาสก์แยกพื้นหลัง ที่เป็นสีดำออกจากส่วนของภาพจอตา และค่าเทรชโอล์จะลดสเกลลง 0.25 เท่าเพื่อให้ครอบคลุมกับช่วงการแยกพื้นหลังทั้งหมด จากนั้นจะนำมาสร้างดัชนี ROI ของพิกเซล ซึ่งจะได้เมทริกซ์ที่ประกอบด้วยข้อมูลที่เป็นส่วนบริเวณจอตาท่อนั้น ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-1



ภาพประกอบที่ 3-1 ภาพการดำเนินการบริเวณ ROI ของจอตา (ก) ภาพต้นฉบับ (ข) มาสก์ของ ROI (ค) ภาพผลลัพธ์หลังจากแยกส่วนพื้นหลังออก

ซึ่งในภาพประกอบที่ 3-1(ข) ได้แสดงให้เห็นถึงมาสก์ในแบนด์สีแดงของภาพถ่ายที่ได้จากวิธีการของ Otsu เพื่อแยกส่วนจอตาออกจากพื้นหลัง และในภาพประกอบที่ 3-1(ค) แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการใช้ค่ามาสก์ไปสกัดเฉพาะบริเวณของส่วนจอตาเพื่อนำไปใช้ประมวลผลต่อไป

### 3.3 ดำเนินการปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายสีจอตาดด้วยเทคนิค CLAHE

เพื่อปรับปรุงคอนทราสต์ของภาพถ่ายสีจอตาในขั้นแรกจะทำการปรับปรุงคอนทราสต์โดยใช้เทคนิค CLAHE ที่ดำเนินการในระบบสี CIE  $L^*a^*b^*$  ด้วยคุณสมบัติของพื้นที่สีตามที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้น โดยขั้นตอนแรกจะทำการแปลงภาพถ่ายต้นฉบับซึ่งอยู่ในแบบจำลอง  $RGB$  การแปลงให้เป็นแบบจำลอง CIE  $L^*a^*b^*$  จะต้องแปลงให้อยู่ในแบบจำลองสี  $XYZ$  ก่อนด้วยสมการ (2-11) และนำค่า  $XYZ$  ที่ได้ไปแปลงเป็น CIE  $L^*a^*b^*$  ด้วยสมการ (2-12) ถึงสมการ (2-15) ดังแสดงในตัวอย่างการคำนวณด้านล่างนี้

จากภาพประกอบที่ 3-2 สามารถเขียนค่าความเข้มแสงของทั้ง 4 พิกเซลให้อยู่ในรูปแบบเมทริกซ์ได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 204 & 225 & 153 & 255 \\ 153 & 225 & 255 & 0 \\ 255 & 153 & 102 & 102 \end{bmatrix}$$

นำค่าดังกล่าวไปแทนที่ในสมการที่ (2-11) จะได้

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.412453 & 0.357580 & 0.180423 \\ 0.212671 & 0.715160 & 0.072169 \\ 0.019334 & 0.119193 & 0.950227 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 204 & 225 & 153 & 255 \\ 153 & 225 & 255 & 0 \\ 255 & 153 & 102 & 102 \end{bmatrix}$$

หลังจากดำเนินการคูณแบบเมทริกซ์จะได้ค่าของพิกเซลในพื้นที่สี  $XYZ$  ดังนี้

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 184.86 & 200.86 & 172.69 & 123.58 \\ 171.21 & 219.80 & 222.27 & 61.59 \\ 264.49 & 176.55 & 130.28 & 101.85 \end{bmatrix}$$

นำผลลัพธ์ด้านบนไปแทนค่าในสมการที่ (2-12) เพื่อคำนวณค่า  $L^*$  ตัวอย่างการคำนวณค่า  $L^*$  สำหรับพิกเซลที่ 1

$$\begin{aligned} L^* &= 116f\left(\frac{171.21}{255}\right) - 16 \\ &= 116f(0.6714) - 16 \end{aligned}$$

$R = 204$	$R = 225$
$G = 153$	$G = 225$
$B = 255$	$B = 153$
$R = 153$	$R = 255$
$G = 255$	$G = 0$
$B = 102$	$B = 102$

ภาพประกอบที่ 3-2 แสดงตัวอย่างพิกเซลของภาพถ่ายและแสดงตัวอย่างค่าความเข้มแสง  $RGB$  ของแต่ละพิกเซล

เนื่องจาก  $t$  มีค่ามากกว่า 0.008856 ดังนั้นค่า  $f(t)$  เท่ากับ  $t^{1/3} = 0.6714^{1/3} = 0.8757$  และนำค่า  $f(t)$  ไปแทนในสมการเพื่อหาค่า  $L^*$

$$\begin{aligned} L^* &= 116(0.8757) - 16 \\ &= 85.5786 \end{aligned}$$

เมื่อดำเนินการแทนค่าในลักษณะเดียวกันนี้ลงในสมการที่ (2-13) และสมการที่ (2-14) เพื่อคำนวณค่า  $a^*$  และ  $b^*$  ตามลำดับ ทำให้ได้ค่า  $a^* = 11.3283$  และ  $b^* = -68.2792$  สำหรับพิกเซลที่ 1 และเมื่อดำเนินการแบบเดียวกันนี้ในทุกพิกเซลจะได้ผลลัพธ์ของทั้ง 4 พิกเซลที่แปลงไปอยู่ในพื้นที่สี CIE  $L^*a^*b^*$  ดังนี้

$$\begin{bmatrix} L^* \\ a^* \\ b^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 85.8786 & 94.4002 & 94.8104 & 56.2456 \\ 11.3283 & -14.0872 & -38.5392 & 81.3460 \\ -68.2792 & 33.5391 & 77.9279 & -56.8091 \end{bmatrix}$$

เทคนิค CLAHE เป็นเทคนิคที่ใช้ปรับปรุงภาพที่มีคอนทราสต์ต่ำ โดยทั่วไปจะใช้เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตา [10] [15] [16] สำหรับวิธีการที่นำเสนอพัฒนาโดยเทคนิค Rayleigh CLAHE เนื่องจากมีการทดลองเปรียบเทียบฟังก์ชันการถ่ายโอนแบบ Rayleigh กับฟังก์ชันการถ่ายโอนแบบวิธีอื่น ๆ ใน [16] เช่นฟังก์ชันการถ่ายโอนแบบ Gaussian และ Exponential พบว่าฟังก์ชันการถ่ายโอนแบบ Rayleigh มีความเหมาะสมที่จะใช้การภาพถ่ายจอตามากกว่าโดยสามารถปรับปรุงเพียงองค์ประกอบความเข้มแสงของภาพถ่ายสีจอตานั้นและได้ผลการปรับปรุงทั้งคอนทราสต์สีและความสมดุลของสีของภาพ

ในฟังก์ชันความน่าจะเป็นของความหนาแน่นแบบ Rayleigh (Rayleigh probability density function) [17] ค่า  $y$  ที่ใช้เพื่อกำหนดฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์เป็นไปตามสมการดังนี้

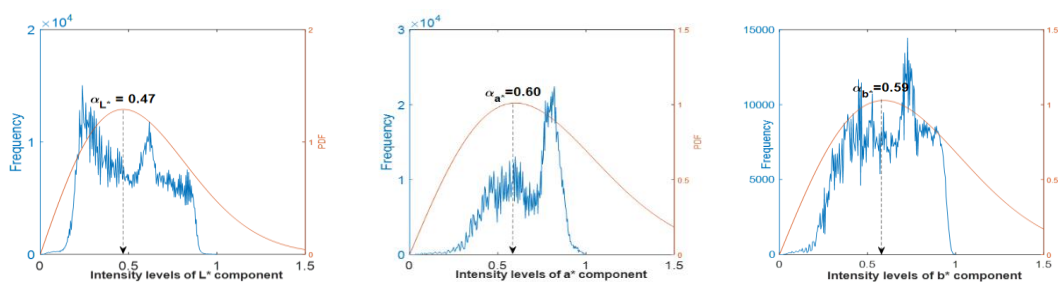
$$y = \frac{x}{\alpha^2} e^{\left(-\frac{x^2}{2\alpha^2}\right)} \quad (3-1)$$

โดยที่  $x$  คือค่าแบนด์สีในโมเดลสี CIE  $L^*a^*b^*$  ที่สเกลในช่วง  $[0, 1]$  โดยมี  $\alpha$  เป็นพารามิเตอร์รูปร่าง (shape parameter) สามารถควบคุมประสิทธิภาพของระดับความคมชัดของภาพถ่าย โดย  $\alpha$  ยังสามารถปรับการกระจายของข้อมูลและใช้เพื่อปรับระดับสัญญาณรบกวนภายในภาพได้เช่นกัน

ในวิธีการที่นำเสนอจะใช้พารามิเตอร์รูปร่างเพื่อจัดการการกระจายความสว่างในแต่ละแบนด์สีและค่าของพารามิเตอร์จะส่งผลกระทบต่อคอนทราสต์ของข้อมูลภายในแต่ละแบนด์สีอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจึงกำหนด  $\alpha$  ดังสมการต่อไปนี้

$$\alpha = \text{mean}(x) \quad (3-2)$$

โดยที่  $mean(x)$  คือค่าเฉลี่ยเลขคณิตของข้อมูลในแบนด์  $x$  ที่ปรับสเกลให้อยู่ในช่วง  $[0,1]$  แล้ว จากตัวอย่างการคำนวณก่อนหน้านี้นี้เมื่อนำภาพประกอบที่ 3-1 มาแปลงให้อยู่พื้นที่สี  $CIE L^*a^*b^*$  จะมีองค์ประกอบของแบนด์สี 3 องค์ประกอบคือ  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  เมื่อนำมาพล็อตกราฟฮิสโทแกรมสีน้ำเงิน (Blue Graph Histogram) จะได้ดังภาพประกอบที่ 3-3 การใช้ข้อมูลในแต่ละแบนด์สีเพื่อประมาณค่าพารามิเตอร์รูปร่างคำนวณด้วยสมการ (3-2) ค่าประมาณของพารามิเตอร์รูปร่างของแบนด์สี  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  คือ  $\alpha_{L^*} = 0.47$ ,  $\alpha_{a^*} = 0.60$  และ  $\alpha_{b^*} = 0.59$  ตามลำดับ หลังจากนั้นจะนำพารามิเตอร์รูปร่างที่ได้ไปป้อนให้กับฟังก์ชัน Rayleigh ดังสมการ (3-1) และได้แสดงฟังก์ชันความหนาแน่นด้วยโค้งสีแดงดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-3



ภาพประกอบที่ 3-3 ฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของพารามิเตอร์รูปร่างและค่าเฉลี่ยของแบนด์สี  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$

ในวิธีการที่นำเสนอในงานวิจัยชิ้นนี้ ฟังก์ชันพารามิเตอร์รูปร่างไม่ได้เป็นเพียงค่าเฉลี่ยอย่างเดียว แต่ยังเป็นค่าฐานนิยมด้วย ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-3 ค่าฐานนิยมแสดงถึงพารามิเตอร์ความสว่างของแต่ละแบนด์สี และค่าความสว่างนี้จะถูกแปลความหมายเป็นค่าความสมดุลของสีดังจะได้อีกกล่าวต่อไป

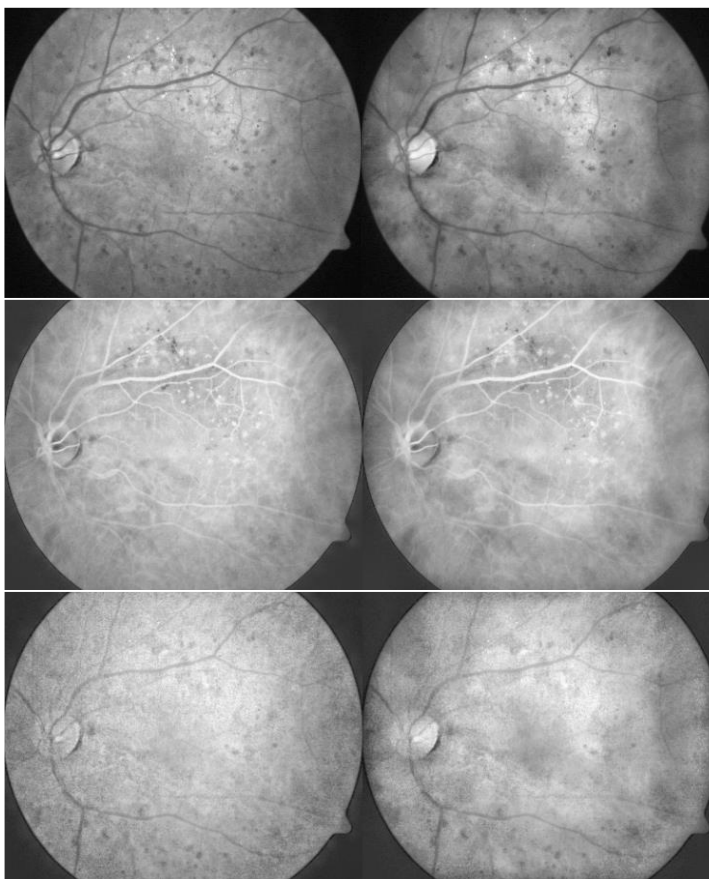
อย่างไรก็ตามฟังก์ชันการแปลงนั้นยังประกอบไปด้วยค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ ที่ต้องใช้ในเทคนิค CLAHE ได้แก่พารามิเตอร์ window size หรือในอีกชื่อหนึ่งคือ tile และพารามิเตอร์ clip-limit ซึ่งต้องหาค่าที่เหมาะสมที่สุด

ขั้นตอนการหาค่าที่เหมาะสมที่สุดให้กับพารามิเตอร์ทั้ง 2 จะใช้ภาพถ่ายที่สุ่มเลือกมา 70 ภาพ เป็นภาพตัวอย่างของการออกแบบค่าพารามิเตอร์ด้วยวิธีปรับจูน โดยสังเกตภาพผลลัพธ์ที่ได้ด้วยตาเปล่า ตัวอย่างจากการศึกษาค่าพารามิเตอร์ tile และ clip-limit เป็นดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-4 คอลัมน์แรกคือค่า tile ขนาด  $32 \times 32$  พิกเซล และมีค่า clip-limit เป็น 0.01, 0.005 และ 0.01 สำหรับแบนด์  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  ตามลำดับจากแถวที่ 1 ลงไป สำหรับแถวที่ 2 นั้นมีค่า tile ขนาด  $8 \times 8$  พิกเซล และมีค่า clip-limit เช่นเดียวกับในคอลัมน์แรกสำหรับทุกแบนด์  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  ภาพผลลัพธ์หลังจากการปรับปรุงด้วยเทคนิค CLAHE แบบ Rayleigh นั้นเมื่อใช้ขนาดของ tile ที่ใหญ่จะมีแนวโน้มภาพผลลัพธ์ที่มีความเนียนเรียบมากกว่าการปรับปรุงด้วยค่า tile ที่มี



ขนาดเล็กกว่า แต่ในขณะเดียวกันการปรับด้วยค่า tile ที่มีขนาดเล็กกว่าจะได้ภาพผลลัพธ์ที่มีโทนภาพดีกว่าสำหรับแบนด์  $a^*$  ซึ่งเป็นแบนด์ของคู่สีเขียว-แดง

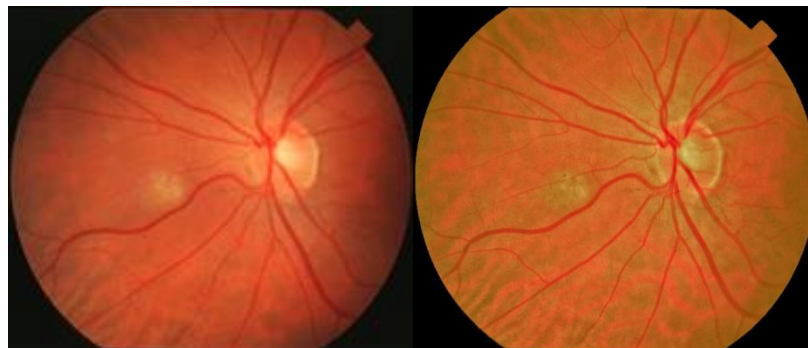
หลังจากการทดลองปรับจูนค่าพารามิเตอร์ tile และ clip-limit แล้ว ตัวอย่างผลลัพธ์ของการปรับจูนที่ค่า tile และ clip-limit ขนาดต่าง ๆ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-5 โดยที่ภาพประกอบที่ 3-5(ก) คือภาพต้นฉบับ ภาพประกอบที่ 3-5(ข) คือภาพผลลัพธ์จากการปรับปรุงคุณภาพด้วยค่า tile ขนาด  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$  และ  $32 \times 32$  และค่า clip-limit เป็น 0.01, 0.005 และ 0.01 และ 0.01



ภาพประกอบที่ 3-4 แบนด์สี  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  (จากบนลงล่าง) ที่ปรับปรุงคอนทราสต์ด้วยเทคนิค CLAHE ที่ใช้ tile-size ขนาด  $32 \times 32$  และ  $8 \times 8$  ในคอลัมน์ที่ 1 และ 2 ตามลำดับ โดยในแต่ละคอลัมน์จะใช้ค่า clip-limit ที่แตกต่างกันคือ 0.01, 0.005 และ 0.01 ตามลำดับในแบนด์สี  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$

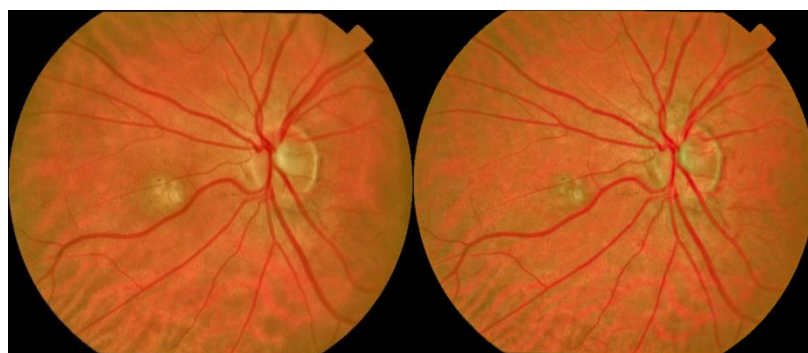
ภาพประกอบที่ 3-5(ค) และ (ง) คือภาพผลลัพธ์จากการปรับปรุงคุณภาพโดยกำหนดให้ค่า clip-limit คงที่เท่ากับ 0.01, 0.005 และ 0.01 โดยในภาพประกอบที่ 3-5(ค) ปรับเปลี่ยนค่าของ tile ขนาดเป็น  $16 \times 16$ ,  $4 \times 4$  และ  $16 \times 16$  และ ภาพประกอบที่ 3-5(ง) ปรับเปลี่ยนค่าของ tile ขนาดเป็น  $64 \times 64$ ,  $16 \times 16$  และ  $64 \times 64$  ภาพประกอบที่ 3-5(จ) และ

(ฉ) คือภาพผลลัพธ์จากการปรับปรุงคุณภาพโดยกำหนดให้ tile คงที่เท่ากับ  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$  และ  $32 \times 32$  ในขณะที่ปรับเปลี่ยนค่าของ clip-limit ให้กับภาพประกอบที่ 3-5(จ) เท่ากับ 0.005, 0.002 และ 0.005 และปรับเปลี่ยนค่าของ clip-limit ให้กับภาพประกอบที่ 3-5(ฉ) เท่ากับ 0.02, 0.01 และ 0.02



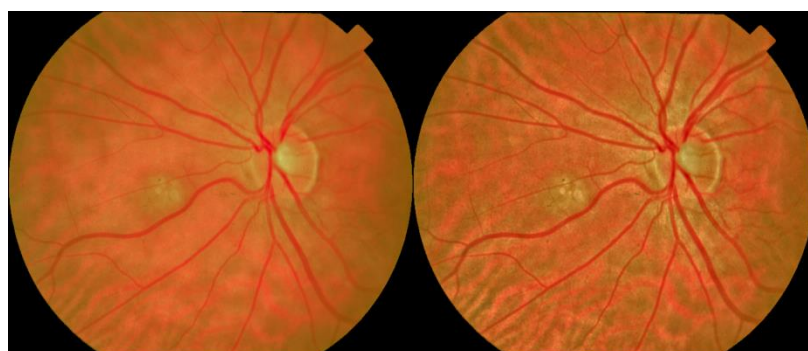
(ก)

(ข)



(ค)

(ง)



(จ)

(ฉ)

ภาพประกอบที่ 3-5 ผลลัพธ์ของการปรับจูนที่ค่า tile และ clip-limit ขนาดต่าง ๆ (ก) ภาพต้นฉบับ (ข) ภาพผลลัพธ์จากการปรับด้วยค่า tile ขนาด  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$ ,  $32 \times 32$  และค่า clip-limit เป็น 0.01, 0.005, 0.01 (ค) ภาพผลลัพธ์จากการปรับด้วยค่า tile ขนาด  $16 \times 16$ ,  $4 \times 4$ ,  $16 \times 16$  (ง) ภาพผลลัพธ์จากการปรับด้วยค่า tile ขนาด  $64 \times 64$ ,  $16 \times 16$ ,  $64 \times 64$  (จ) ภาพผลลัพธ์จากการปรับด้วยค่า clip-limit เป็น 0.005, 0.002, 0.005 (ฉ) ภาพผลลัพธ์จากการปรับด้วยค่า clip-limit เป็น 0.02, 0.01, 0.02

จากการวิเคราะห์พบว่าภาพประกอบที่ 3-5(ค) ให้ผลลัพธ์ที่มีโทนสีเขียวมากกว่าและเส้นเลือดฝอยในจอตามีลักษณะสีแดงน้อยกว่าภาพประกอบที่ 3-5(ข) พบว่าภาพประกอบที่ 3-5(ง) ซึ่งใช้ขนาดของ tile ที่ใหญ่ขึ้นทำให้มีการขยายสัญญาณรบกวนในภาพมากด้วยเช่นกัน และพบว่าภาพประกอบที่ 3-5(จ) ซึ่งใช้ค่า clip-limit ที่น้อยกว่าภาพประกอบที่ 3-5(ข) ได้ภาพผลลัพธ์ที่เรียบเนียนแต่ก็สูญเสียข้อมูลภายในภาพไปจำนวนหนึ่งเช่นเดียวกัน ในขณะที่ภาพประกอบที่ 3-5(ฉ) มีการขยายสัญญาณรบกวนในปริมาณที่มากเนื่องจากมีค่า clip-limit ที่สูงกว่า จากกระบวนการปรับจูนและสังเกตผลลัพธ์ทำให้ได้ข้อสรุปว่า ค่าที่เหมาะสมของพารามิเตอร์ทั้ง 2 ควรจะเป็น tile ขนาด  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$  และ  $32 \times 32$  และ clip-limit เป็น 0.01, 0.005 และ 0.01 สำหรับแบนด์  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  ตามลำดับ

จากผลลัพธ์ของการปรับจูนดังภาพประกอบที่ 3-5 แสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ clip-limit และ tile นั้นมีผลอย่างมากต่อการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตา

### 3.4 การยืดฮิสโทแกรม

หลังจากการปรับปรุงคอนทราสต์แบบโลคอลด้วย Rayleigh CLAHE แล้ว จึงนำผลที่ได้มาปรับค่าออฟเซตและสเกล เนื่องจากภาพที่ปรับปรุงด้วยกระบวนการก่อนหน้านี้นี้ไม่ได้ทำให้ผลลัพธ์เป็นไปตามมาตรฐานภาพถ่ายสีจอตาของ Hubbard [18] ดังนั้นในขั้นตอนนี้จะนำฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้ก่อนหน้ามาปรับปรุงตำแหน่งออฟเซต เพื่อให้ฮิสโทแกรมนั้นเข้าใกล้ช่วงมาตรฐานดังกล่าวมากที่สุด โดยช่วงมาตรฐานนั้นคือ ช่วงแบนด์สีแดง [112, 240] สีเขียว [16, 144] และสีน้ำเงิน [16, 48] และช่วงความสว่างรวม  $\Delta_{ideal}$  ของแบนด์  $R$   $G$  และ  $B$  คือ 32, 128 และ 128 ระดับตามลำดับ ค่าความเข้มแสงเฉลี่ย  $X_{ideal}$  ของแบนด์  $R$   $G$  และ  $B$  คือ 32, 96 และ 192 ตามลำดับ และเมื่อดำเนินการแปลงสเกลมาตรฐานในระบบสี  $RGB$  ไปยังพื้นที่สี  $CIE L^*a^*b^*$  ก็จะได้ค่าดังนี้ ช่วงความสว่าง  $\Delta_{ideal}$  ของแบนด์  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  คือ 32.3438, 65.8206 และ 10.0466 ตามลำดับ ค่าความเข้มแสงเฉลี่ย  $X_{ideal}$  ของแบนด์  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  คือ 51.4732, 34.5079 และ 51.0550 ตามลำดับ

ในการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายโดยการยืดฮิสโทแกรม ได้ทำการปรับปรุงสมการการหาค่าสเกลการยืดฮิสโทแกรมจากงานวิจัยของ Tsikata และคณะ [9] เพื่อให้สอดคล้องกับการยืดฮิสโทแกรมด้วยพื้นที่สี  $CIE L^*a^*b^*$  ได้ดังสมการที่ (3-3)

$$\gamma = \Delta_{ideal}/6\sigma \quad (3-3)$$

โดยที่  $\gamma$  คือค่าสเกลการยืดฮิสโทแกรม

$\Delta_{ideal}$  คือช่วงค่าสว่างตามมาตรฐานของ Hubbard และ  $\sigma$  คือค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละแบนด์ แล้วนำค่า  $\gamma$  ไปคำนวณหาค่า  $x_{final}$  ต่อดังสมการที่ (3-4)

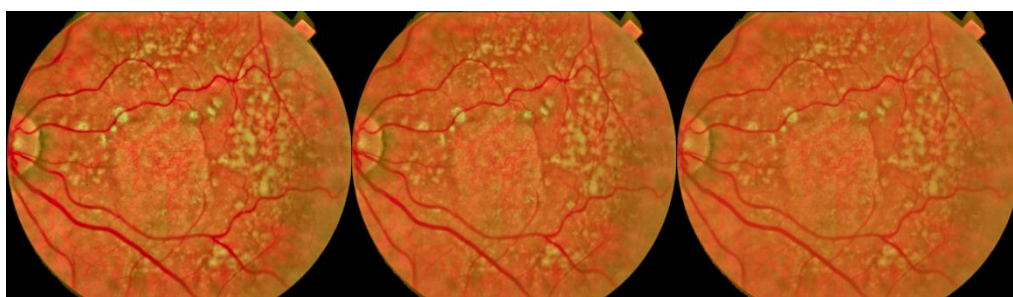
$$x_{final} = \gamma x_{initial} + (X_{ideal} - \gamma X_{mean}) \quad (3-4)$$

โดยที่  $x_{initial}$  คือค่าของพิกเซลจากผลลัพธ์การปรับปรุงคอนทราสต์แบบโลคอลด้วยเทคนิค CLAHE ก่อนหน้านี้

$X_{mean}$  คือค่าความเข้มแสงเฉลี่ยของแต่ละแบนด์ในรูปภาพ

$X_{ideal}$  คือค่าความสว่างตามมาตรฐานของ Hubbard ที่ได้รับการแปลงค่าให้อยู่ในพื้นที่สี CIE  $L^*a^*b^*$  แล้ว

ในสมการที่ (3-3) พารามิเตอร์  $\sigma$  ทำหน้าที่ควบคุมพารามิเตอร์สเกล  $\gamma$  โดยที่ค่า  $\sigma$  ยิ่งมากขึ้นยิ่งทำให้สเกล  $\gamma$  มีขนาดแคบลง และในทางกลับกันหากค่า  $\sigma$  น้อยลงจะทำให้สเกล  $\gamma$  มีขนาดที่กว้างขึ้น จากการทดลองปรับค่าพารามิเตอร์  $\sigma$  ที่เหมาะสมจากภาพที่สุ่มไว้ข้างต้นจำนวน 70 ภาพ ตัวอย่างการปรับพารามิเตอร์ได้แสดงในภาพประกอบที่ 3-6 ที่ใช้ค่า  $\sigma$  ที่แตกต่างกัน ภาพประกอบที่ 3-6(ก) – (ค) ปรับปรุงด้วยค่าพารามิเตอร์  $5\sigma$   $6\sigma$  และ  $7\sigma$  ตามลำดับ ภาพประกอบที่ 3-6(ก) นั้นมีคอนทราสต์ที่สูงกว่าภาพประกอบที่ 3-6(ข) และภาพประกอบที่ 3-6(ข) นั้นมีคอนทราสต์ที่สูงกว่าภาพประกอบที่ 3-6(ค) อย่างไรก็ตามภาพประกอบที่ 3-6(ก) มีคอนทราสต์ที่สูงเกินไป จนดูไม่เป็นธรรมชาติ ในขณะที่คอนทราสต์ของภาพประกอบที่ 3-6(ค) นั้นมีค่าต่ำเกินไป ภาพประกอบที่ 3-6(ข) นั้นมีค่าคอนทราสต์และความอิ่มสีที่เหมาะสมสำหรับผู้เชี่ยวชาญจะใช้ในการวิเคราะห์หรือโรค ดังนั้นค่าพารามิเตอร์  $\sigma$  ที่เหมาะสมและทำให้ภาพผลลัพธ์เป็นไปตามมาตรฐานของ Hubbard ควรจะเป็นค่า  $6\sigma$



(ก)

(ข)

(ค)

ภาพประกอบที่ 3-6 ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาด้วยพารามิเตอร์  $\sigma$  ในสมการที่ (3-3) ที่แตกต่างกัน (ก)  $5\sigma$  (ข)  $6\sigma$  (ค)  $7\sigma$

### 3.5 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงขั้นตอนในการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตาโดยการปรับปรุงคอนทราสต์ผ่านทางกรปรับฮิสโทแกรมให้อยู่ในช่วงความสว่างตามที่กำหนด ซึ่งทำให้ความ

สว่างรวมและความสมดุลของสีเป็นไปตามมาตรฐานที่กำหนดไว้ของ Hubbard บทต่อไปจะกล่าวถึงผลของการทดลองของวิธีการที่นำเสนอในงานวิจัยชิ้นนี้

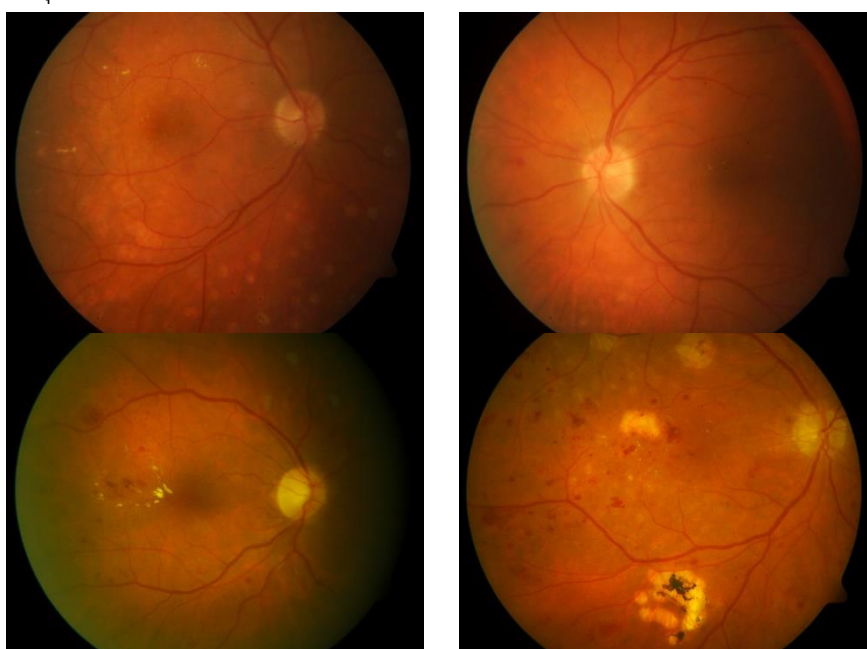
## บทที่ 4

### ผลการทดลองและวิจารณ์

ในงานวิจัยนี้ทำการทดลองโดยการใช้ชุดข้อมูลภาพถ่ายสีจอตตาจากฐานข้อมูล DiaretDB0 และฐานข้อมูล STARE รวมกันทั้งหมดจำนวน 527 ภาพ โดยจะเปรียบเทียบผลลัพธ์กับวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตตา 5 วิธีการ ได้แก่ CLAHE [10], Scaling [9], ETHE [19], IETK [18] และ LCA [20]

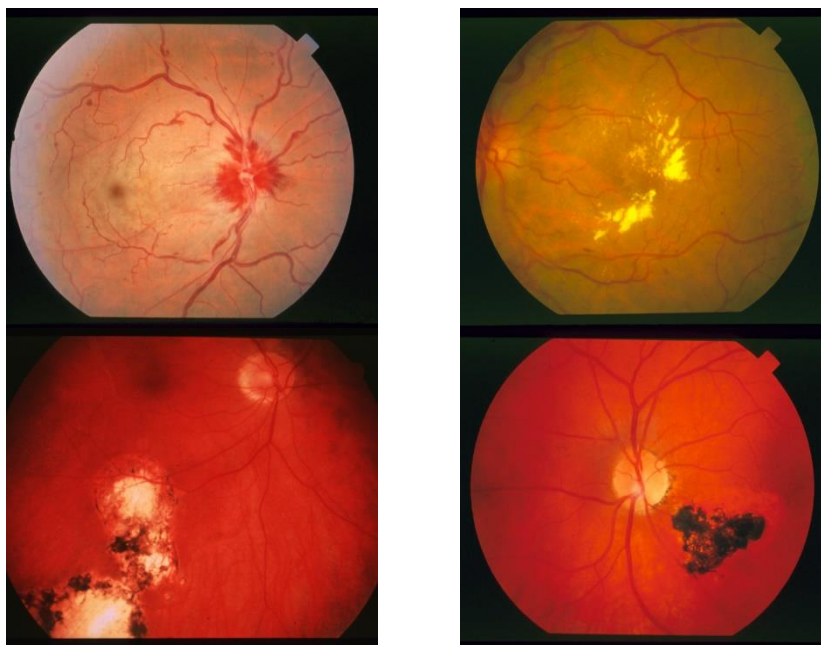
#### 4.1 ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

การทดสอบขั้นตอนวิธีที่น่าเสนอจะใช้ภาพสีจอตตาจากฐานข้อมูล DiaretDB0 [21] และฐานข้อมูล STARE [22] โดยจะไม่นำภาพที่ถูกเลือกใช้ในขั้นตอนการออกแบบข้างต้นมาใช้ในขั้นตอนการทดสอบนี้ ตัวอย่างภาพจากฐานข้อมูลทั้งสองดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-1 และ ภาพประกอบที่ 4-2 ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลองเพื่อทดสอบประกอบด้วย 1) ชุดข้อมูล Diabetic Retinopathy Database (DiaretDB0) ซึ่งประกอบไปด้วยภาพถ่ายสีจอตตาจำนวน 130 ภาพ ถ่ายด้วยมุม FOV 50° มีขนาด 1500 x 1152 พิกเซลล์ และ 2) ชุดข้อมูล Structured Analysis of the Retina (STARE) ซึ่งประกอบไปด้วยภาพถ่ายสีจอตตาจำนวน 397 ภาพ ถ่ายโดย Hoover และคณะด้วยมุม FOV 35° และมีขนาด 700 x 605 พิกเซลล์ เพื่อทดสอบว่าวิธีการที่น่าเสนอนี้สามารถรองรับข้อมูลที่มีความแตกต่างกันจากทั้ง 2 ชุดได้



ภาพประกอบที่ 4-1 ตัวอย่างภาพถ่ายสีจอตตาจากชุดข้อมูล DiaretDB0





ภาพประกอบที่ 4-2 ตัวอย่างภาพถ่ายสีจอตตาจากชุดข้อมูล STARE

## 4.2 วิธีการที่ใช้ในการเปรียบเทียบ

ในงานวิจัยนี้เปรียบเทียบกับ 5 วิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตตา ซึ่งประกอบด้วยวิธีต่าง ๆ ดังนี้

### 4.2.1 วิธีการ CLAHE

ในงานวิจัย computer-aided diagnosis based on the enhancement of degraded fundus photographs [10] มีการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตตาโดยใช้เทคนิค CLAHE และแบบจำลองสี CIE  $L^*a^*b^*$  เพื่อเป็นตัวช่วยของจักษุแพทย์ โดยเริ่มแรกจะทำการแปลงภาพให้อยู่ในแบบจำลองสี CIE  $L^*a^*b^*$  ที่นอร์มาไลซ์ (Normalized) แล้ว และดำเนินการด้วยวิธีการ CLAHE แล้วทำการอันนอร์มาไลซ์ (Un-normalized) จากนั้นผลลัพธ์จะถูกแปลงกลับไปยังแบบจำลองสี  $RGB$  งานวิจัยได้ผลลัพธ์ที่ทำให้จักษุแพทย์จำแนกโรค AMD ได้แม่นยำ 97.5%

### 4.2.2 วิธีการ Scaling

งานวิจัย Automated brightness and contrast adjustment of color fundus photographs for the grading of AMD [9] พัฒนาด้วยเทคนิค scaling เพื่อทำให้ความสว่าง คอนทราสต์ และสมดุลของสีของภาพถ่ายสีจอตตาเป็นมาตรฐานอย่างอัตโนมัติ แต่ละภาพจะปรับให้เป็นไปตามมาตรฐานภาพถ่ายสีจอตตาของ Hubbard และคณะโดยการยืดส่วนโค้งของความสว่างให้

เป็นสีเทาของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพถ่าย งานวิจัยนี้ใช้ภาพถ่ายสีจอตาของผู้ป่วย AMD จำนวน 370 ภาพ ซึ่งจากการปรับปรุงภาพในงานวิจัยนี้สามารถลดจำนวนจำนวนภาพที่ไม่สามารถแยกรอยโรคได้จำนวน 23% ลดลงเหลือ 5.7%

#### 4.2.3 วิธีการ ETHE

งานวิจัย Retinal image enhancement using Edge-based Texture Histogram Equalization (ETHE) [19] เสนอวิธีการแก้ไขปัญหาคอนทราสต์และแสงที่ผิดเพี้ยนในภาพถ่ายสีจอตา โดยขั้นแรกจะใช้ Sobel edge detector เพื่อหาขอบที่มีนัยสำคัญของจอตา ทำให้ได้ edge map ของ dominant edge ต่อจากนั้นจะปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายด้วยฮิสโตแกรมที่คำนวณใหม่จาก map ดังกล่าว

#### 4.2.4 วิธีการ IETK

งานวิจัย Enhancement of Retinal Fundus Images via Pixel Color Amplification [18] เสนอทฤษฎีการขยายสัญญาณสีพิกเซลและกลุ่มชุดวิธีการปรับปรุงภาพเพื่ออำนวยความสะดวกในการแบ่งส่วนภาพถ่ายสีจอตา ในงานวิจัยนี้จะตีความแบบจำลองการบิดเบือนภาพใหม่ภายใต้ทฤษฎีการปรับปรุงภาพให้มีความคมชัดขึ้น (Dehazing Theory) โดยจะใช้ทฤษฎีดังกล่าวเพื่อพัฒนารากฐานของวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตาเช่น การเพิ่มและลดความสว่างของภาพ โดยขั้นตอนวิธีนี้ใช้ในกระบวนการก่อนการประมวลผล (pre-processing) สำหรับการแบ่งส่วนภาพถ่ายสีจอตาด้วย Multi-task Deep Network

#### 4.2.5 วิธีการ LCA

งานวิจัย Color retinal image enhancement based on Luminosity and Contrast Adjustment (LCA) [20] ใช้ค่าตัวแปร Luminance Gain Matrix ที่ได้จากการปรับค่าแกมมา (Gamma Correction) แล้วแปลงให้ภาพอยู่ในโมเดลสี CIE  $L^*a^*b^*$  เพื่อปรับปรุงคอนทราสต์ในแบนด์  $L^*$  ด้วยเทคนิค CLAHE วิธีการนี้สามารถปรับปรุงโครงสร้างทางกายวิภาคที่สำคัญของจอตาและยังคงความเป็นธรรมชาติของภาพไว้ ในงานวิจัยนี้ได้ใช้ภาพที่มีคุณภาพไม่ดีจำนวน 961 ภาพซึ่งมีคะแนนคุณภาพเพียง 0.0404 เมื่อกำหนดคะแนนคุณภาพอยู่ในช่วง 0-1 โดยหลังจากการปรับปรุงคุณภาพแล้วคะแนนคุณภาพของภาพสูงขึ้นที่คะแนนเฉลี่ย 0.4565



### 4.3 จำนวนภาพถ่ายที่ไม่ได้คุณภาพก่อนและหลังการปรับปรุง

จากงานวิจัยของ Hubbard ได้แบ่งภาพถ่ายสีจอตตาที่ไม่ได้คุณภาพออกเป็น 4 กลุ่ม คือ

- 1) ภาพที่มีความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป โดยภาพจอตตาที่มีสัดส่วนของสีแดงมากเกินไปมักจะเกิดขึ้นเมื่อความเข้มแสงของแบนด์สีแดงที่มีค่า  $\geq 240$  มีจำนวนมากกว่า 15%
- 2) ภาพที่มีความสว่างของแสงน้อยเกินไป จะเกิดขึ้นเมื่อค่าเฉลี่ยแบนด์สีแดงของภาพน้อยกว่า 96
- 3) ภาพที่มีสัดส่วนของสีเขียวน้อยหรือสีแดงมากเกินไป เกิดจากอัตราส่วนความสว่างของ  $G/R < 0.40$
- 4) ภาพที่มีสัดส่วนของสีน้ำเงินมากเกินไป เกิดจากอัตราส่วนความสว่างของ  $B/R > 0.25$

การเปรียบเทียบผลลัพธ์ในตารางที่ 4-1 แสดงข้อมูลเชิงตัวเลขของภาพถ่ายสีจอตตาจากชุดข้อมูล STARE ซึ่งมีภาพถ่ายที่มีความอึมสีในแบนด์สีแดงที่มากเกินไปจำนวน 47.10% มีภาพถ่ายที่มีสัดส่วนของสีน้ำเงินมากเกินไปจำนวน 28.21% สำหรับภาพสีจอตตาในชุดข้อมูล DiaretDB0 มีภาพถ่ายที่มีสัดส่วนของสีเขียวน้อยหรือสีแดงมากเกินไปจำนวน 48.46% และมีภาพถ่ายที่มีความสว่างของแสงน้อยเกินไปจำนวน 20.77% นอกจากนี้ข้อมูลในตารางที่ 4-1 ยังแสดงถึงเปอร์เซ็นต์ของภาพถ่ายที่ยังไม่ได้คุณภาพหลังจากการปรับปรุงแล้วด้วยวิธีการต่าง ๆ โดยการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตตาด้วยวิธี ETHE นั้น มีการปรับเพิ่มความสว่างของแบนด์สีน้ำเงินมากเกินไปในทั้ง 2 ชุดข้อมูล ซึ่งส่งผลกระทบต่อทุกภาพในชุดข้อมูล DiaretDB0 และส่งผลกระทบต่อภาพจำนวน 97.98% ในชุดข้อมูล STARE พบว่าภาพถ่ายที่ได้จากการปรับปรุงด้วยวิธี IETK นั้นมีความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป ซึ่งส่งผลกระทบต่อทุกภาพในชุดข้อมูลทั้ง 2 ชุด ภาพที่ได้จากการปรับปรุงด้วยวิธี scaling และวิธีการที่นำเสนอ นั้นมีผลลัพธ์ใกล้เคียงกันเนื่องจากวิธีการทั้ง 2 ปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตตาให้ตรงตามมาตรฐานของ Hubbard เช่นเดียวกัน

ผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตตาด้วยวิธีที่นำเสนอ เมื่อทำการประเมินความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลของสีตามมาตรฐานของ Hubbard โดยภาพถ่ายสีจอตตาที่ปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีที่นำเสนอมีคุณลักษณะดังนี้ ค่าความสว่างเฉลี่ยของแบนด์สีแดง (R) สีเขียว (G) และสีน้ำเงิน (B) ของภาพถ่ายจากชุดข้อมูล DiaretDB0 คือ  $R = 192.0 \pm 0.1$ ,  $G = 95.2 \pm 0.1$  และ  $B = 31.7 \pm 0.1$  ตามลำดับ และค่าเฉลี่ยของความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุล ของภาพถ่ายจากชุดข้อมูล STARE คือ  $R = 191.9 \pm 0.2$ ,  $G = 95.0 \pm 0.2$  และ  $B = 32.0 \pm 0.2$  ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยอัตราส่วน  $G/R$  และ  $B/R$  ของภาพถ่ายสีจอตตาจากชุดข้อมูล DiaretDB0 คือ  $0.496 \pm 0.000$  และ  $0.165 \pm 0.000$  ตามลำดับ และจากชุดข้อมูล STARE คือ  $0.495 \pm 0.001$  และ

0.167 ± 0.001 ตามลำดับ ตารางที่ 4-2 แสดงข้อมูลเชิงตัวเลขของภาพถ่ายสีจอตตาจากฐานข้อมูล DiaretDB0 และ STARE ก่อนและหลังการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

ตารางที่ 4-1 เปอร์เซ็นต์ของภาพถ่ายสีจอตตาที่ยังไม่ดีของภาพถ่ายก่อนการปรับปรุงและแต่ละวิธีการปรับปรุง

ประเภทของภาพถ่ายที่ไม่เหมาะสม	ชุดข้อมูล	ก่อนการปรับปรุง (%)	หลังการปรับปรุง					วิธีที่นำเสนอ
			CLAHE	Scaling	ETHE	IETK	LCA	
ความอึมสีในแบนด์สีแดงมากเกินไป	DiaretDB0	0.77	0	0	0	100	5.38	0
	STARE	47.10	9.07	0.25	23.17	100	77.58	0
ความสว่างของแสงน้อยเกินไป	DiaretDB0	20.77	11.54	0	0	0	0.77	0
	STARE	1.51	2.52	0	0	0	0	0
สัดส่วนของสีเขียวน้อยหรือสีแดงมากเกินไป	DiaretDB0	48.46	20.00	0	0	0	26.92	0
	STARE	8.82	5.29	0	0	0	6.05	0
สัดส่วนของสีน้ำเงินมากเกินไป	DiaretDB0	0	3.85	0	100	0.77	3.08	0
	STARE	28.21	35.26	0	97.98	27.96	34.26	0

ตารางที่ 4-2 เปรียบเทียบความสว่างและความสมดุลสีของภาพถ่ายสีจอตตาจากฐานข้อมูล DiaretDB0 และ STARE ก่อนและหลังการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

คุณลักษณะ	แบนด์สี	DiaretDB0		STARE	
		ภาพต้นฉบับ Mean ± SD [Min–Max]	ภาพที่ปรับปรุงแล้ว Mean ± SD [Min–Max]	ภาพต้นฉบับ Mean ± SD [Min–Max]	ภาพที่ปรับปรุงแล้ว Mean ± SD [Min–Max]
ความสว่าง	แดง	122.800 ± 28.300 [59.900–186.300]	192.000 ± 0.100 [191.500–192.200]	183.700 ± 34.700 [79.100–244.500]	191.900 ± 0.200 [191.300–192.300]
	เขียว	49.800 ± 13.400 [22.200–91.500]	95.200 ± 0.100 [94.800–95.300]	99.000 ± 25.200 [38.300–185.600]	95.000 ± 0.200 [94.400–95.400]
	น้ำเงิน	11.700 ± 7.200 [0.300–40.3]	31.700 ± 0.100 [31.500–32.000]	34.700 ± 23.400 [1.000–199.700]	32.000 ± 0.200 [31.400–32.500]
ความสมดุลสี	เขียว/แดง	0.408 ± 0.062 [0.283–0.556]	0.496 ± 0.000 [0.494–0.497]	0.545 ± 0.122 [0.224–1.113]	0.495 ± 0.001 [0.493–0.498]
	น้ำเงิน/แดง	0.097 ± 0.054 [0.002–0.243]	0.165 ± 0.000 [0.164–0.167]	0.202 ± 0.146 [0.004–1.197]	0.167 ± 0.001 [0.163–0.170]

#### 4.4 การประเมินคุณภาพแบบวัตถุวิสัย (Objective Assessment)

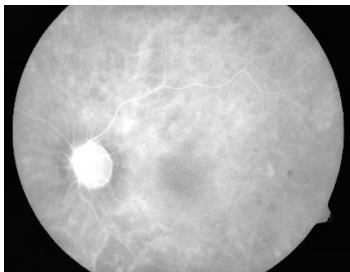
นอกจากการประเมินคุณภาพด้วยข้อมูลเชิงตัวเลขแล้ว งานวิจัยชิ้นนี้ยังมีการประเมินประสิทธิภาพของการปรับปรุงคอนทราสต์ สมดุลสี การรักษาความเป็นธรรมชาติ และการรักษาโครงสร้างของภาพถ่ายสีจอตาที่ปรับปรุงด้วยวิธีที่นำเสนอด้วยตัววัด 4 ตัว ได้แก่ 1) Global Contrast Factor (GCF) 2) ตัววัดสีสัน  $M^{(3)}$  3) Lightness Order Error (LOE) 4) Quaternion Structural Similarity (QSSIM) ตามลำดับ

##### 4.4.1 ตัววัดคุณภาพ GCF

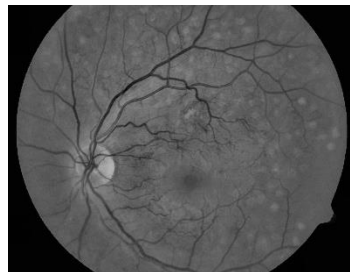
ตัววัดคุณภาพ GCF [23] วัดค่าคอนทราสต์ของขอบของภาพถ่ายที่ความละเอียดต่าง ๆ กันจำนวน 9 ระดับ โดยการคำนวณค่าเฉลี่ยถ่วงน้ำหนักเพื่อหา global factor การวัดคุณภาพด้วยตัววัด GCF จะใช้ภาพ grayscale สำหรับภาพถ่ายสีจอตาจะเลือกใช้แบนด์สีเขียวแทนค่า grayscale เนื่องจากข้อมูลโครงสร้างจอตาและรายละเอียดต่าง ๆ นั้นปรากฏในแบนด์สีเขียวเป็นส่วนใหญ่ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-3



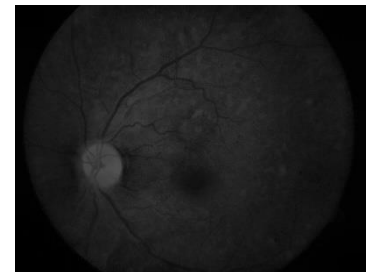
(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ข้อมูลในแบนด์สีแดง



(ค) ข้อมูลในแบนด์สีเขียว



(ง) ข้อมูลในแบนด์สีน้ำเงิน

ภาพประกอบที่ 4-3 ภาพถ่ายสีจอตาที่แสดงข้อมูลในแต่ละแบนด์สี

โดยในแต่ละระดับความละเอียดจะมีการคำนวณค่าลูมิแนนซ์  $L$  ด้วยสมการที่ (4-1)

$$L = 100 \times \sqrt{\left(\frac{k}{255}\right)^{2.2}} \quad (4-1)$$

โดยที่  $k$  แทนค่าความเข้มในแต่ละพิกเซล นั่นคือ  $k \in \{0,1, \dots, 254,255\}$  สำหรับภาพแปดบิตและ  
คำนวณค่าเฉลี่ยคอนทราสต์เชิงพื้นที่  $c$  ที่ความละเอียด  $i$  จากสมการที่ (4-2)

$$c_i(r, c) = \frac{1}{m \times n} \sum_{r=1}^m \sum_{c=1}^n lc_i(r, c) \quad (4-2)$$

โดยที่  $m, n$  คือความกว้างและความยาวของภาพตามลำดับ  $lc$  คือ Local Contrast คำนวณได้จาก  
ค่าเฉลี่ยของผลต่างของ  $L$  ระหว่างพิกเซลใด ๆ กับพิกเซลข้างเคียง 4 จุดตั้งสมการที่ (4-3)

$$lc(r, c) = \frac{|L(r, c) - L(r, c - 1)| + |L(r, c) - L(r, c + 1)| + |L(r, c) - L(r - 1, c)| + |L(r, c) - L(r + 1, c)|}{4} \quad (4-3)$$

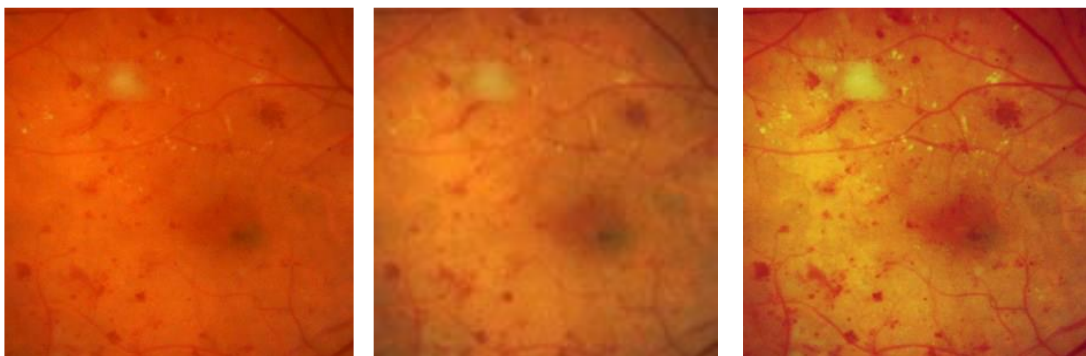
การคำนวณ GCF ได้จากนำผลรวมค่า  $c$  คูณกับค่าถ่วงน้ำหนัก  $w$  ของทุก ๆ ความ  
ละเอียดทั้ง 9 ระดับตั้งสมการที่ (4-4)

$$GCF = \sum_{i=1}^9 w_i c_i \quad (4-4)$$

โดยที่  $w_i$  สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (4-5)

$$w_i = \left( -0.406385 \times \frac{i}{9} + 0.334573 \right) \times \frac{i}{9} + 0.0877526 \quad (4-5)$$

คะแนนค่า GCF แปรผันตามคอนทราสต์ของภาพถ่าย เมื่อภาพถ่ายมีคอนทราสต์ที่  
มากขึ้นคะแนน GCF จะยิ่งมากขึ้นด้วย และในทางกลับกันก็เช่นเดียวกันดังแสดงในภาพประกอบที่  
4-4



(ก) GCF=1.72

(ข) GCF=2.05

(ค) GCF=2.50

ภาพประกอบที่ 4-4 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย GCF

#### 4.4.2 ตัววัดคุณภาพ $M^{(3)}$

ตัววัดคุณภาพ  $M^{(3)}$  [24] ออกแบบมาเพื่อใช้วัดความมีสีสัน (Colorfulness) ของ  
ภาพถ่าย โดยการวัดนั้นไม่สามารถดำเนินการคำนวณได้โดยตรงในระบบสี  $RGB$  แต่จะต้องแปลงภาพ

ให้อยู่ในระบบสีแบบคู่สีตรงกันข้าม (Opponent Color System) ก่อน โดยการใช้สมการที่ (4-6) และ (4-7)

$$rg = R - G \quad (4-6)$$

$$yb = \frac{1}{2} \times (R + G) - B \quad (4-7)$$

จากนั้นจึงคำนวณค่า  $M^{(3)}$  จากสมการที่ (4-8)

$$M^{(3)} = \sigma_{rgyb} + 0.3 \times \mu_{rgyb} \quad (4-8)$$

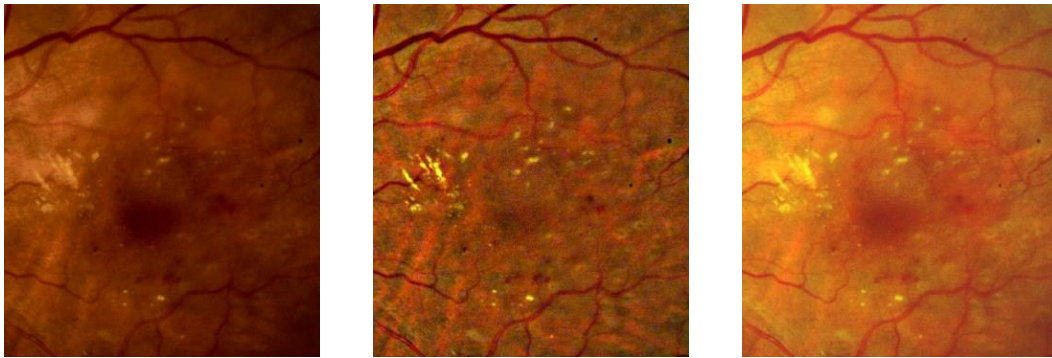
โดยที่  $\sigma_{rgyb} = \sqrt{\sigma_{rg}^2 + \sigma_{yb}^2}$  และ  $\mu_{rgyb} = \sqrt{\mu_{rg}^2 + \mu_{yb}^2}$

จากการทดลองวัดค่าความอึมสีของภาพโดย Hasler และ Susstrunk [24] โดยใช้ผู้เชี่ยวชาญจำนวน 20 คนประเมินภาพจำนวน 84 ภาพ โดยให้เลือกระดับสีสันของแต่ละภาพภายใต้ 7 ตัวเลือก ได้แก่ Not Colorful, Slightly Colorful, Moderately Colorful, Averagely Colorful, Quite Colorful, Highly Colorful และ Extremely Colorful ผลลัพธ์ที่ได้มีความสอดคล้อง เช่นเดียวกับการวัดโดยใช้มนุษย์ 95.3% โดยค่าระดับคะแนนของ  $M^{(3)}$  ดังแสดงในตารางที่ 4-3

ตารางที่ 4-3 ความหมายของคะแนน  $M^{(3)}$

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

คะแนนค่า  $M^{(3)}$  แปรผันตามความมีสีสันของภาพถ่าย เมื่อภาพถ่ายมีสีสันที่มากขึ้น คะแนน  $M^{(3)}$  จะยิ่งมากขึ้นด้วยและในทางกลับกันก็เช่นเดียวกันดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-5

(ก)  $M^{(3)} = 54.90$ (ข)  $M^{(3)} = 62.74$ (ค)  $M^{(3)} = 74.91$ 

ภาพประกอบที่ 4-5 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย  $M^{(3)}$

#### 4.4.3 ตัววัดคุณภาพ LOE

ตัววัดคุณภาพ LOE [25] ออกแบบมาเพื่อใช้วัดการคงความเป็นธรรมชาติ (Naturalness Preservation) จากภาพต้นฉบับ โดยใช้ความสว่างสัมพัทธ์ (Relative Lightness Order) เพื่อบอกทิศทางของแหล่งกำเนิดแสง Shuhang Wang [25] ให้นิยามความสว่าง (Lightness) ว่า คือค่าสูงสุดในแต่ละพิกเซลสีแดงแสดงในสมการที่ (4-9)

$$L(r, c) = \max_{ch \in \{R, G, B\}} I^{ch}(r, c) \quad (4-9)$$

โดยที่  $I^{ch}$  คือ ค่าความเข้มแสงในแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงินของพิกเซลในแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$

โดยในแต่ละพิกเซลแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  สามารถคำนวณค่าความแตกต่างของลำดับความสว่าง  $RD(r, c)$  ระหว่างภาพเดิม  $L$  และภาพที่ได้รับการปรับปรุงแล้ว  $L_e$  ดังสมการที่ (4-10)

$$RD(r, c) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (U(L(r, c), L(i, j)) \oplus U(L_e(r, c), L_e(i, j))) \quad (4-10)$$

โดยที่  $U(x, y)$  คือ Unit Step Function โดยเป็นไปตามเงื่อนไขดังสมการที่ (4-11)

$$U(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{for } x \geq y \\ 0, & \text{else} \end{cases} \quad (4-11)$$

$m, n$  คือความกว้างและความยาวของภาพ และ  $\oplus$  คือตัวดำเนินการ Exclusive-Or

จากนั้นจึงคำนวณค่า LOE จากสมการที่ (4-12)

$$LOE = \frac{1}{m \times n} \sum_{r=1}^m \sum_{c=1}^n RD(r, c) \quad (4-12)$$

คะแนนค่า LOE แปรผกผันกับความเป็นธรรมชาติของภาพถ่าย เมื่อภาพถ่ายมีความเป็นธรรมชาติที่มากขึ้นคะแนน LOE จะยิ่งน้อยลงและในทางตรงกันข้ามก็เช่นเดียวกันดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-6



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) LOE = 68.21



(ค) LOE = 23.04



(ง) LOE = 8.48

ภาพประกอบที่ 4-6 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย LOE

#### 4.4.4 ตัววัดคุณภาพ QSSIM

ตัววัดคุณภาพ QSSIM ออกแบบเพื่อวัดคุณภาพของการมองเห็น (Visual Quality Matrix: VQM) เพื่อใช้วัดคุณภาพของภาพถ่ายที่ถูกลดทอนความอิ่มสี (Desaturation) หรือเพิ่มความเบลอหรือทั้งสองอย่าง Kolaman และ Yadid-Pecht [26] ได้นิยามฟังก์ชันให้อยู่ในรูปแบบ Pure Quaternion ดังสมการที่ (4-13)

$$q(r, c) = R(r, c)i + G(r, c)j + B(r, c)k \quad (4-13)$$

โดย  $R(r, c)$ ,  $G(r, c)$  และ  $B(r, c)$  คือความเข้มแสงของแบนด์สีแดง เขียว และน้ำเงินของพิกเซลในแถวที่  $r$  คอลัมน์ที่  $c$  และสามารถคำนวณคะแนน QSSIM ได้จากสมการที่ (4-14)

$$QSSIM_{ref,deg} = \left| \left( \frac{2\mu_{qref}\mu_{qdeg}}{\mu_{qref}^2 + \mu_{qdeg}^2} \right) \left( \frac{\sigma_{qref,deg}}{\sigma_{qref}^2 + \sigma_{qdeg}^2} \right) \right| \quad (4-14)$$

โดยที่  $\mu$  และ  $\sigma$  คือ ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน  $q_{ref}$  และ  $q_{deg}$  คือ Pure Quaternion ของภาพอ้างอิงและภาพที่ถูกลดทอนคุณภาพลง

จากการทดลองของ Kolaman และ Yadid-Pecht ได้เปรียบเทียบตัววัด QSSIM กับการประเมินด้วยมนุษย์ด้วยภาพถ่ายจำนวน 880 ภาพ และนำแต่ละภาพมาลดทอนคุณภาพลง 6 แบบ โดยมีพารามิเตอร์  $\sigma = 2$  และ  $\sigma = 15$  ความอิ่มสีของภาพเป็น 10%, 40% และ 100% จะได้คะแนน QSSIM เป็นดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-7 โดยคะแนน QSSIM นั้นแปรผันตรงกับความอิ่มสี



และแปรผกผันกับความเบลอ เมื่อความอึมครึมมากขึ้นหรือมีความเบลอลดลงจะทำให้คะแนน QSSIM นั้นเพิ่มขึ้น และในทางตรงกันข้ามก็เป็นในแบบเดียวกัน



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข)  $\sigma_{blur}=2$ , Saturate = 100%  
QSSIM = 0.8620



(ค)  $\sigma_{blur}=2$ , Saturate = 40%  
QSSIM = 0.8037



(ง)  $\sigma_{blur}=2$ , Saturate = 10%  
QSSIM = 0.7547



(จ)  $\sigma_{blur}=15$ , Saturate = 100%  
QSSIM = 0.6518



(ฉ)  $\sigma_{blur}=15$ , Saturate = 40%  
QSSIM = 0.5824



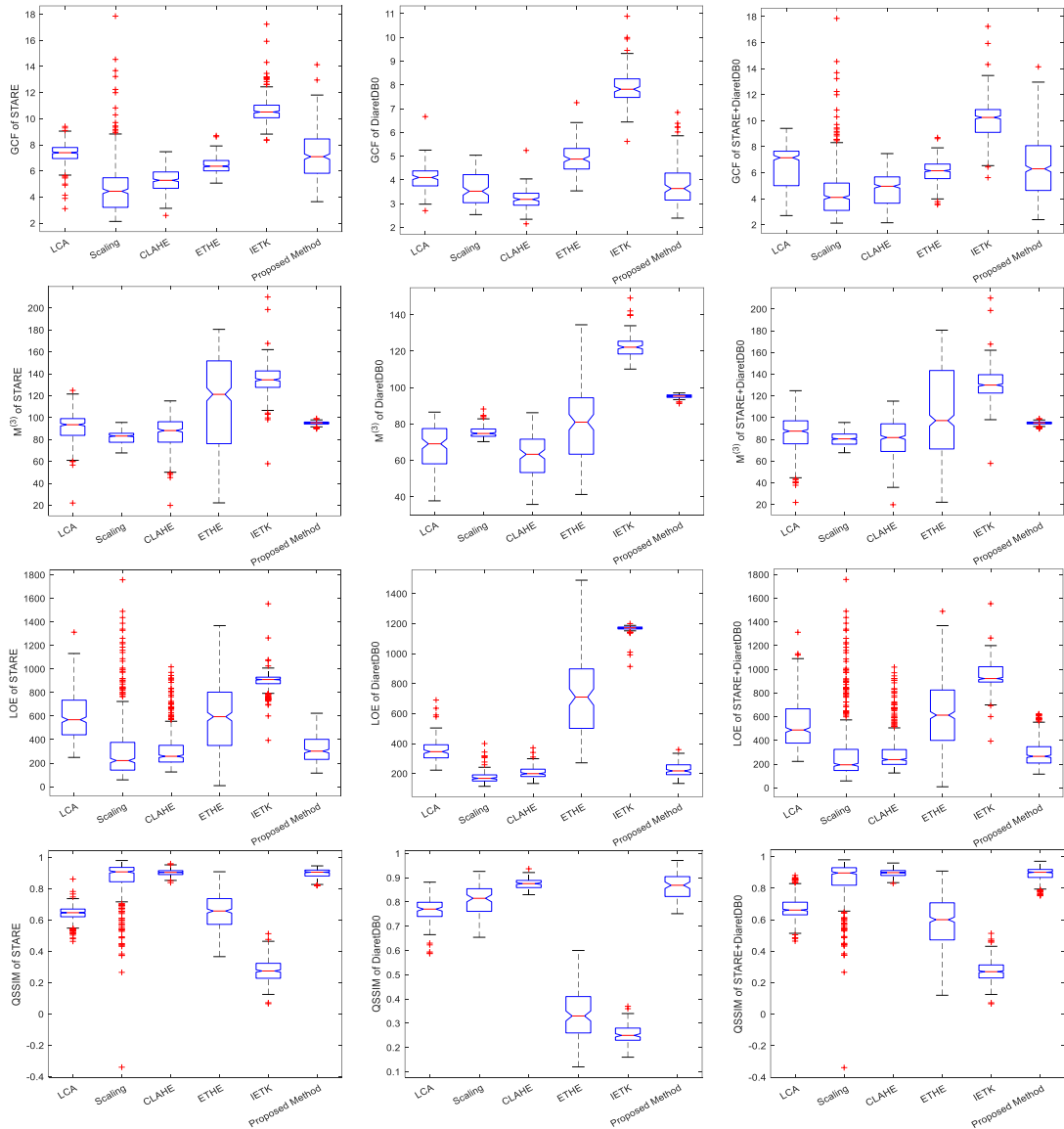
(ช)  $\sigma_{blur}=15$ , Saturate = 10%  
QSSIM = 0.5323

ภาพประกอบที่ 4-7 ตัวอย่างการวัดคุณภาพด้วย QSSIM

ภาพประกอบที่ 4-8 แสดงการวัดเชิงปริมาณของตัววัดคุณภาพ GCF,  $M^{(3)}$ , LOE และ QSSIM ซึ่งวิธีการที่นำเสนอมีคะแนนโดยรวมอยู่ในระดับดีจาก ตัววัดคุณภาพทั้ง 4 ดังกล่าว เริ่มตั้งแต่คะแนนดัชนี GCF ของวิธีการที่นำเสนอสูงกว่ววิธีการอื่น ๆ ที่อยู่ในกลุ่มวิธีการปรับปรุงด้วย Scaling และเทคนิค CLAHE โดยมีค่าคะแนนฐานนิยมอยู่ที่ 7.08 ซึ่งเกือบอยู่ในระดับเดียวกับวิธีการ LCA แต่น้อยกว่าวิธีการ IETK สำหรับความมีสีสัน  $M^{(3)}$  นั้นวิธีการที่นำเสนอมีคะแนน 94.56 ซึ่งสูงกว่าวิธีการ Scaling และ CLAHE อย่างไรก็ตาม วิธีการที่นำเสนอมีคะแนนดังกล่าวน้อยกว่าวิธีการ ETHE และ IETK สำหรับดัชนี LOE นั้น วิธีการที่นำเสนอมีผลลัพธ์ในระดับเดียวกับวิธีการ Scaling



และ CLAHE แต่มีค่ามากกว่าวิธี LCA, ETHE และ IETK และสุดท้ายคะแนนวัดระดับการคงข้อมูล  
โครงสร้างของภาพถ่าย QSSIM วิธีที่นำเสนอมีค่าฐานนิยมที่ 0.89 ซึ่งเป็นค่าเดียวกับวิธี Scaling และ  
CLAHE อย่างไรก็ตามคะแนนดังกล่าวของวิธีที่นำเสนอมีระดับที่ดีกว่าวิธี LCA, ETHE และ IETK

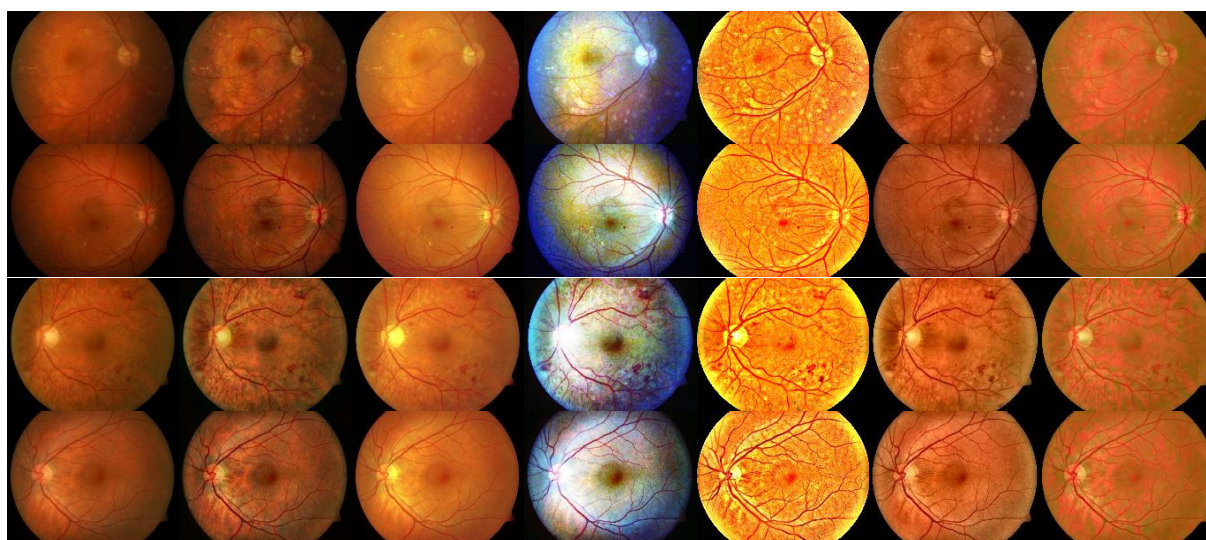


ภาพประกอบที่ 4-8 ประสิทธิภาพของวิธีการต่าง ๆ กับชุดข้อมูล DiaretDB0 และ STARE

#### 4.5 การประเมินคุณภาพด้วยสายตา (Visual Assessment)

จากหัวข้อย่อยก่อนหน้านี้นี้ได้แสดงให้เห็นว่าวิธีที่นำเสนอให้ผลลัพธ์ที่ดี อย่างไรก็ตาม  
ตามการประเมินประสิทธิภาพด้วยสายตาก็มีความจำเป็นเพื่อเป็นการยืนยันการประเมินผลเชิงตัวเลข  
ดังที่ได้กล่าวมา ภาพประกอบที่ 4-9 ถึง ภาพประกอบที่ 4-12 แสดงผลลัพธ์ของชุดข้อมูล DiaretDB0

และ STARE โดยที่แต่ละแถวคือภาพถ่ายสีจอตา 1 ภาพ และคอลัมน์คือวิธีการที่ใช้ในการปรับปรุงคุณภาพ โดยคอลัมน์แรกคือภาพต้นฉบับและในคอลัมน์ถัดไปคือภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงด้วยวิธีการ CLAHE, Scaling, ETHE, IETK, LCA และวิธีที่นำเสนอตามลำดับ ในภาพประกอบที่ 4-9 วิธีการ CLAHE ได้เพิ่มคอนทราสต์ของภาพถ่ายขึ้นแต่ภาพถ่ายผลลัพธ์ยังคงมีความมืดอยู่ ถึงแม้ว่าภาพถ่ายที่ปรับปรุงด้วยวิธี Scaling จะมีค่าเชิงตัวเลขที่ใกล้เคียงกับวิธีที่นำเสนอ แต่เมื่อเปรียบเทียบกันด้วยสายตาแล้ว พบว่าภาพผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนอมีความแตกต่างกันโดยวิธี Scaling สร้างภาพผลลัพธ์ที่มีความสว่างและความสมดุลของสีที่ดี แต่มีคอนทราสต์ที่ต่ำกว่าวิธีที่นำเสนอ วิธี ETHE นั้นให้ผลลัพธ์ที่มีคอนทราสต์ดีโดยสามารถแยกเส้นเลือดออกจากส่วนอื่น ๆ ได้อย่างชัดเจน อย่างไรก็ตามสีที่ได้อาจไม่เป็นที่พึงพอใจเพราะวิธีการปรับปรุงด้วยวิธีนี้ไม่เป็นธรรมชาติ วิธีการ IETK ให้ผลลัพธ์ที่สว่างและมีสีส้มมากที่สุดโดยที่ภาพถ่ายนั้นทำให้สามารถระบุเส้นเลือดได้ง่ายเนื่องจากมีสีแดงสด ซึ่งแตกต่างจากวิธีการที่ได้พูดถึงก่อนหน้านี้ทั้ง 3 วิธีซึ่งมีเส้นเลือดเป็นสีออกน้ำตาล วิธีการ LCA ก็ให้ผลลัพธ์ที่มีคอนทราสต์และความสว่างโดยรวมดีมีโทนภาพที่ออกสีน้ำตาลแต่ยังมีสีส้มที่น้อย อย่างไรก็ตามความมืดที่มากเกินไปไม่ได้การันตีว่าภาพถ่ายนั้นจะเป็นภาพถ่ายที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการอ่านรอยโรค โดยยังมีปัจจัยอื่นที่สำคัญซึ่งต้องใช้พิจารณาด้วย เช่น ความสว่างโดยรวมและความสมดุลของสีในระบบสี RGB วิธีการที่นำเสนอให้ผลลัพธ์ที่มีคอนทราสต์ ความสว่าง ความสมดุลของสีและความมืดที่น้อยและก็ยังยังสามารถรักษาความสว่างโดยรวมและอัตราส่วนความสว่างระหว่างสีแดง เขียว และน้ำเงินได้ดีตามมาตรฐานของ Hubbard เส้นเลือดนั้นสามารถตรวจพบและวิเคราะห์ได้ง่ายเนื่องจากมีลักษณะเป็นสีแดงตามที่ต้องการ



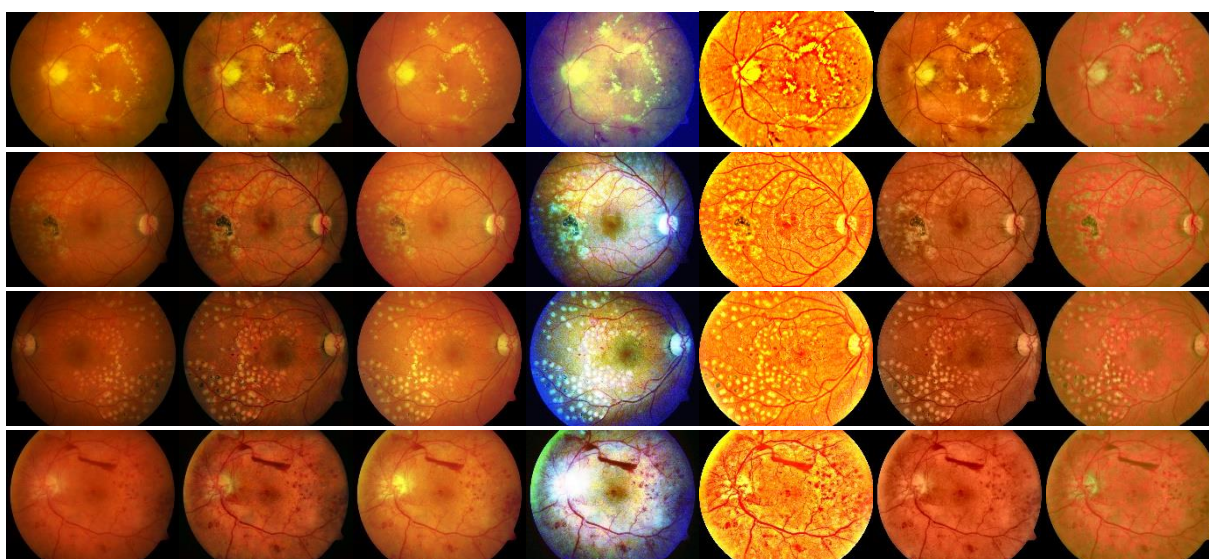
(ก) ภาพต้นฉบับ (ข) CLAHE (ค) Scaling (ง) ETHE (จ) IETK (ฉ) LCA (ช) วิธีที่เสนอ

ภาพประกอบที่ 4-9 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาจากชุดข้อมูล DiaretDB0 ด้วยเทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว)

ภาพประกอบที่ 4-10 แสดงรอยโรคที่ผิดปกติ เช่น การสะสมไขมันในจอตาและเลือดออกในจอตา วิธีการ ETHE และ IETK สร้างผลลัพธ์ภาพที่มีความคมชัดสูงจนทำให้ข้อมูลของบริเวณรอยโรคดังกล่าวเลือนหายไปจากการขยายที่มากเกินไป (Overexpose) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-10 (ง) และ (จ) โดยรอยโรคไขมันสะสมนั้นมีความคมชัดและสว่างมากเกินไปจนไม่สามารถคงข้อมูลรอยโรคเอาไว้ได้ และรอยโรคของเลือดออกในจอตาก็ถูกลบเลือนออกไปโดยไม่ได้ตั้งใจเช่นเดียวกัน

วิธีที่นำเสนอสามารถปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาในบริเวณที่มีความสว่างอย่างเช่น บริเวณจอประสาทตาดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-11 และจุดเหลืองที่แสดงในภาพประกอบที่ 4-12 ให้มีความสว่างที่ดีกว่าวิธีอื่น โดยการจำกัดระดับความสว่างไม่ให้มากเกินไปเพื่อป้องกันการสูญเสียข้อมูลบริเวณนั้นไปเนื่องจากการเพิ่มความสว่างที่มากเกินไป

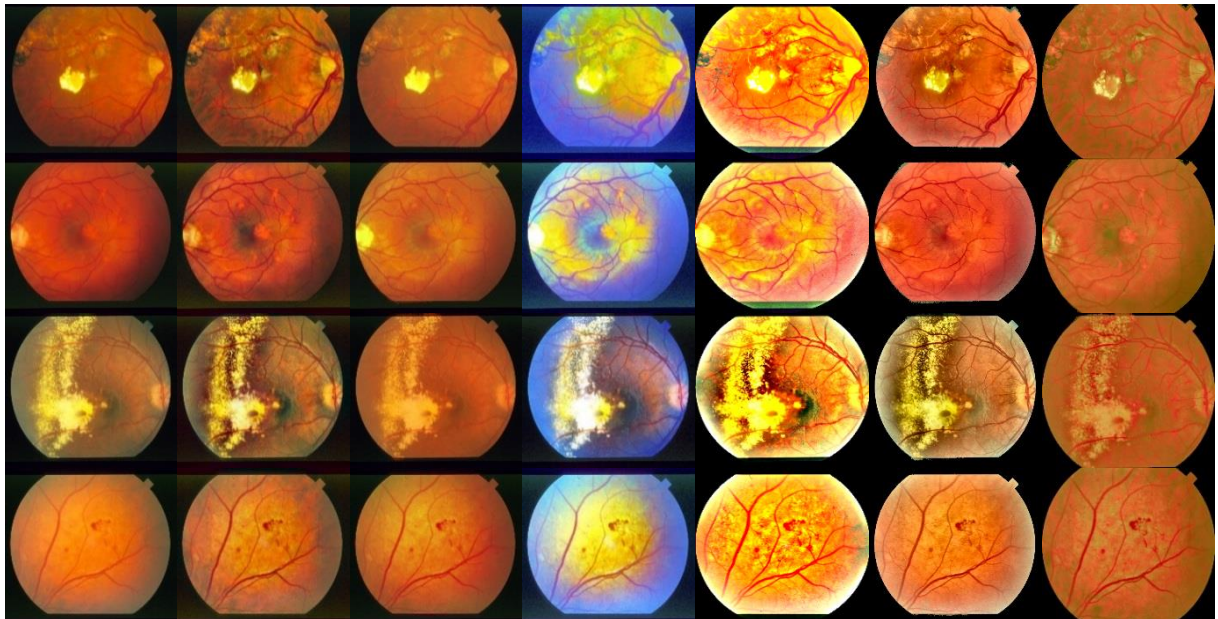
ด้วยผลลัพธ์ดังที่ปรากฏในภาพประกอบที่ 4-9 ถึง ภาพประกอบที่ 4-12 และรวมทั้งข้อมูลในตารางที่ 4-1 ถึง ตารางที่ 4-3 ได้แสดงให้เห็นว่าวิธีที่นำเสนอสามารถปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาจากแหล่งข้อมูล ความละเอียด และระดับความสว่างที่แตกต่างกันให้อยู่ในมาตรฐานเดียวกันตามการนิยามไว้ของ Hubbard และคณะได้ โดยเพิ่มความสว่าง คอนทราสต์ และความสมดุลของสีให้แก่ภาพผลลัพธ์และขณะเดียวกันก็คงรักษาข้อมูลเชิงโครงสร้างและความเป็นธรรมชาติเอาไว้ได้ ดังนั้น วิธีที่นำเสนอจึงเหมาะสมสำหรับการใช้ในการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาเพื่อช่วยในการวิเคราะห์รอยโรค AMD ของผู้เชี่ยวชาญได้เป็นอย่างดี



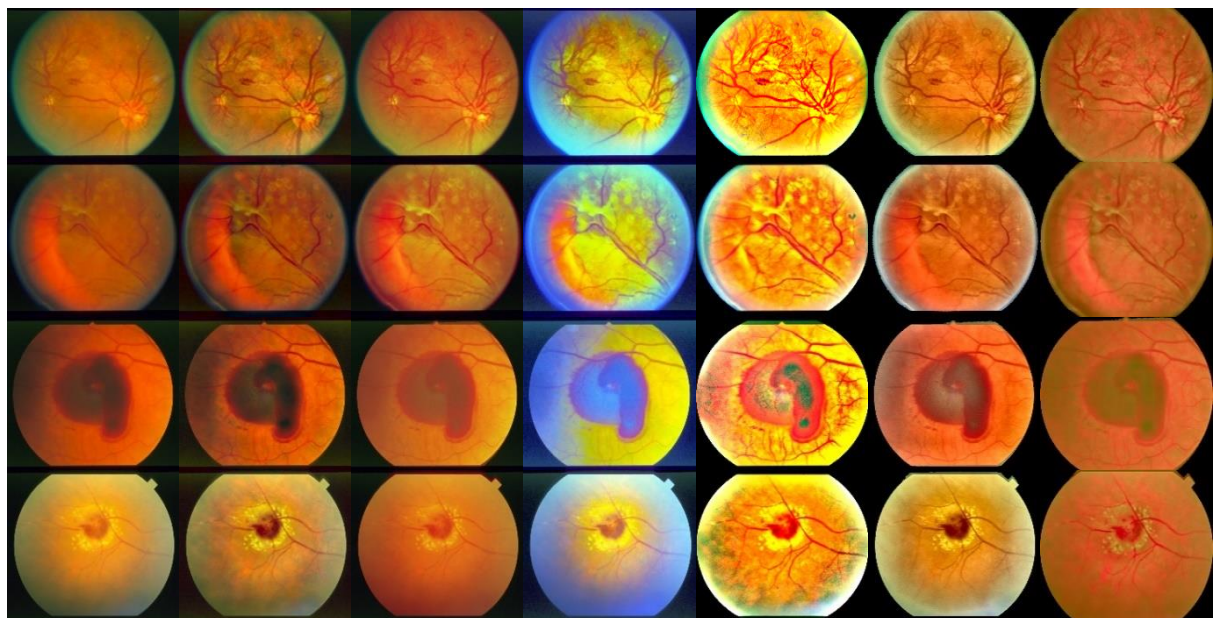
(ก) ภาพต้นฉบับ (ข) CLAHE (ค) Scaling (ง) ETHE (จ) IETK (ฉ) LCA (ช) วิธีที่เสนอ

ภาพประกอบที่ 4-10 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาจากชุดข้อมูล DiaretDB0 ด้วยเทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว)





(ก) ภาพต้นฉบับ (ข) CLAHE (ค) Scaling (ง) ETHE (จ) IETK (ฉ) LCA (ช) วิธีที่เสนอ  
ภาพประกอบที่ 4-11 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาจากชุดข้อมูล STARE ด้วยเทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว)



(ก) ภาพต้นฉบับ (ข) CLAHE (ค) Scaling (ง) ETHE (จ) IETK (ฉ) LCA (ช) วิธีที่เสนอ  
ภาพประกอบที่ 4-12 ตัวอย่างผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาจากชุดข้อมูล STARE ด้วยเทคนิคต่าง ๆ (คอลัมน์) จำนวน 4 ภาพ (แถว)

#### 4.6 สรุป

ในบทนี้ได้แสดงผลการทดลองของวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสีจอตตา ในการทดลองได้ทำการวัดและประเมินประสิทธิภาพในด้านต่างๆ ดังนี้ เปรียบเทียบข้อมูลเชิงตัวเลข ที่เป็นสัดส่วนของจำนวนภาพถ่ายสีจอตตาที่ไม่เหมาะสมตามมาตรฐานของ Hubbard ทั้งก่อนและหลัง การปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธีต่าง ๆ นอกจากนี้ยังได้วัดประสิทธิภาพด้วยตัววัดคุณภาพ 4 ตัวคือ 1) วัด การเพิ่มคอนทราสต์ด้วย GCF 2) วัดความมีสีสั่นของภาพด้วย  $M^{(3)}$  3) วัดการคงความเป็นธรรมชาติ ของภาพด้วย LOE และ 4) วัดประสิทธิภาพการคงรักษาข้อมูลเชิงโครงสร้างของภาพด้วย QSSIM และสุดท้ายเป็นการประเมินคุณภาพด้วยสายตา ผลลัพธ์ของการปรับปรุงด้วยวิธีที่นำเสนอสามารถลด จำนวนภาพถ่ายที่ไม่เหมาะสมทั้ง 4 ประเภทตามนิยามของ Hubbard ลงได้ทุกประเภท ในขณะที่วิธี อื่นสามารถลดได้ในบางประเภท ส่วนวิธี IETK และ LCA เพิ่มจำนวนภาพถ่ายที่ไม่เหมาะสมที่มีความ อึมสีแดงมากเกินไป วิธี CLAHE, ETHE และ LCA เพิ่มจำนวนภาพถ่ายที่ไม่เหมาะสมที่มีสัดส่วนของสี น้ำเงินมากเกินไปด้วยตามข้อมูลเชิงตัวเลขที่ได้แสดงในตารางที่ 4-1 สุดท้ายวิธีที่นำเสนอสามารถ ปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายได้ดีและยังคงรักษาข้อมูลเชิงโครงสร้างและความเป็นธรรมชาติของสี ของภาพถ่ายเอาไว้ได้

## บทที่ 5

### สรุป ปัญหาและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพสีจอตาโดยใช้วิธี CLAHE รวมกับการปรับตำแหน่งของสีให้มีออฟเซตที่เหมาะสม ทำให้รอยโรคปรากฏชัดเจน โดยออฟเซตดังกล่าวถูกกำหนดขึ้น โดย Hubbard และคณะเพื่อปรับปรุงภาพถ่ายสีจอตาให้มีความสมดุลสี คอนทราสต์ สำหรับวินิจฉัยรอยโรค AMD ได้ง่ายขึ้น สิ่งที่ได้พัฒนาในงานวิจัยนี้คือ การปรับโลคอลคอนทราสต์ให้ดีขึ้น โดยยังคงรักษาความเป็นธรรมชาติของสีในภาพผลลัพธ์ไว้ได้ ผลจากการทดลองกับชุดข้อมูลภาพถ่ายสีจอตา 2 ชุดข้อมูลคือ ชุดข้อมูล DiaretDB0 และชุดข้อมูล STARE ซึ่งพบว่าวิธีที่นำเสนอช่วยเพิ่มคุณภาพของภาพผลลัพธ์ดังแสดงในการทดลองก่อนหน้านี้ โดยสามารถลดจำนวนภาพผลลัพธ์ที่มีคุณสมบัติไม่เหมาะสมลงได้อย่างมีนัยสำคัญในทั้ง 4 ประเภท (ภาพที่มีความอึมครึมในแบนด์สีแดงมากเกินไป ภาพที่มีความสว่างของแสงน้อยเกินไป ภาพที่มีสัดส่วนของสีเขียวน้อยหรือสีแดงมากเกินไป และภาพที่มีสัดส่วนของสีน้ำเงินมากเกินไป) ในขณะที่วิธีอื่นที่นำมาเปรียบเทียบสามารถลดได้เพียงแค่คุณสมบัติที่ไม่เหมาะสมบางประการ และในทางตรงกันข้ามบางวิธีการยังเพิ่มคุณสมบัติที่ไม่เหมาะสมดังกล่าวให้กับภาพ โดยความไม่เหมาะสมนี้ยังไม่เคยปรากฏในภาพต้นฉบับ วิธีที่นำเสนอสามารถรักษาข้อมูลเชิงโครงสร้างและความเป็นธรรมชาติของสีเอาไว้ได้ดีเมื่อเทียบกับวิธีการอื่น ๆ

#### 5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการวิจัย

เนื่องจากในการวิจัยนี้ ต้องศึกษาทฤษฎีและใช้ความรู้ทางด้านคณิตศาสตร์และสถิติ เป็นส่วนใหญ่ ผู้วิจัยมีความจำเป็นในการศึกษาความรู้และทฤษฎีต่างๆ เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ และตีความหมายได้ จึงทำให้เกิดความล่าช้าในการดำเนินงานวิจัย

#### 5.3 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ใช้ชุดข้อมูลทดลองและชุดข้อมูลทดสอบที่มีคุณสมบัติที่ไม่เหมาะสมไม่หลากหลาย ในขั้นตอนการหาฟังก์ชันการปรับปรุงภาพถ่ายจอตาอาจเกิดการปรับปรุงที่พอดีเกินไป (Overfitting) ได้ หากนำไปใช้กับข้อมูลภาพถ่ายสีจอตาที่มีลักษณะแตกต่างออกไป ดังนั้นในอนาคตสามารถศึกษาเพื่อหาวิธีการปรับปรุงที่เกินพอดีนี้ต่อไปได้

งานวิจัยนี้ใช้ระบบสีแบบคู่สีตรงกันข้าม CIE  $L^*a^*b^*$  ซึ่งไม่ใช่ระบบสีแบบคู่สีตรงกันข้ามแบบแท้จริงคือมุมระหว่างคู่สีแดง-เขียวมันไม่ได้มีขนาด  $180^\circ$  ซึ่งหมายความว่าไม่ได้อยู่ตรงข้ามกันอย่างแท้จริง โดยสมมติฐานคุณภาพของภาพผลลัพธ์จะมีคอนทราสต์ ความสมดุลสี และความอิ่มสีที่ดีขึ้นได้กว่านี้หากใช้ระบบสีที่เป็นคู่สีตรงกันข้ามอย่างแท้จริง เช่น ระบบสี oRGB [27] ซึ่งอ้างว่าเป็นระบบสีคู่สีตรงกันข้ามอย่างแท้จริง ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในอนาคต

## เอกสารอ้างอิง

- [1] W. L. Wong, X. Su, X. Li, C. M. Cheung, R. Klein, C. Cheng, K. Ronald, C. Cheng 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," *Lancet Global Health*, vol. 2, no. 2, pp. 106-116, 2014.
- [2] โรงพยาบาลลาดพร้าว, "ความรู้เพื่อสุขภาพ โรคศูนย์กลาง จอประสาทตาเสื่อมคืออะไร," [Online]. Available: <http://www.ladpraohospital.com/knowledge-detail.php?ID=27>. [Accessed 21 November 2019].
- [3] 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].
- [4] M. S. Pizer, E. P. Amburn and D. J. Austin, "Adaptive Histogram Equalization and Its Variations," *Computer vision, Graphic, And Image*, vol. 39, pp. 355-368, 1987.
- [5] K. Zuiderveld, "Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization.," in *Graphic Gems IV.*, San Diego, Academic Press Professional, 1994, pp. 474-485.
- [6] H. D. Cheng and X. J. Shi, "A simple and effective histogram equalization approach to image enhancement," *Digital signal processing*, vol. 14, no. 2, pp. 158-170, 2004.
- [7] R. Gonzalez and R. Woods, *Digital Image Processing*, 3rd ed., Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, 2008.
- [8] R. Hunt and M. Pointer, *Measuring Colour*, 4th ed., Chennai, India: John Wiley & Sons Ltd., 2011.
- [9] E. Tsikata, I. Lains, J. Gil, M. Marques, K. Brown, T. Mesquita and et al., "Automated Brightness and Contrast Adjustment of Color Fundus Photographs for the Grading of Age-Related Macular Degeneration," *Transl Vis Sci Techno*, vol. 6, no. 2, 2017.



- [10] K. Jin, M. Zhou, S. Wang, L. Lou, Y. Xu and D. Qian, "Computer-aided diagnosis based on enhancement of degraded fundus photographs," *Acta Ophthalmologica*, vol. 96, no. 3, pp. 320-326, 2018.
- [11] L. Cao and Y. Zhang, "Retinal image enhancement using low-pass filtering and  $\alpha$ -rooting," *Signal Processing*, vol. 170, 2020.
- [12] A. A. Bala, A. P. Priya and V. Maik, "Retinal image enhancement using adaptive histogram equalization tuned with nonsimilar grouping curvelet," *Int J Imaging Syst Technol.*, vol. 31, no. 2, pp. 1050-1064, 2021.
- [13] S. K. Ghosh, B. Biswas and A. Ghosh, "A novel Approach of Retinal Image Enhancement using PSO System and Measure of Fuzziness," *Proc. Comput. Sci.*, vol. 167, pp. 1300-1311, 2020.
- [14] L. Cao and H. Li, "Enhancement of blurry retinal image based on non-uniform contrast stretching and intensity transfer," *Med Biol Eng Comput*, no. 58, pp. 483-496, 2020.
- [15] A. W. Setiawan, T. R. Mengko and O. S. Santoso, "Color Retinal Image Enhancement using CLAHE," in *ICISS International Conference*, Jakarta, Indonesia, 2013.
- [16] T. Jintasuttisak and S. Intajag, "Color Retinal Image Enhancement by Rayleigh Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization," in *14th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2014)*, Gyeonggi-do, Korea, 2014.
- [17] W. K. Pratt, *Digital image processing*, 4th ed., John Wiley & Sons, Inc., 2007.
- [18] A. Gaudio, A. Smailagic and A. Campilho, "Enhancement of Retinal Fundus Images via Pixel Color Amplification," DOI: 10.1007/978-3-030-50516-5\_26.
- [19] A. Kandpal and N. Jain, "Retinal Image Enhancement Using Edge-based Texture Histogram Equalization," in *International Conference on Signal Processing and Integrated Networks*, Noida, India, 2020.

- [20] M. Zhou, K. Jin, S. Wang, J. Ye and D. Qian, "Color Retinal Image Enhancement Based on Luminosity and Contrast Adjustment," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, no. 65, pp. 521-527, 2017.
- [21] 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," *Technical report, Lappeenranta, finland*, 2006.
- [22] 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.
- [23] K. Matkovic, L. Neumann, A. Neumann, T. Psik and W. Purgathofer, "Global contrast factor - a new approach to image contrast," in *Proceedings of the First Eurographics conference on Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging*, Girona, Spain, 2005.
- [24] D. Hasler and S. Susstrunk, "Measuring colorfulness in natural images," *Proc. of SPIE*, vol. 5007, pp. 87-95, 2003.
- [25] 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.
- [26] A. Kolaman and O. Pecht, "Quaternion Structural Similarity a New Quality Index for Color Images," *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 21, no. 4, p. 1526 – 1536, 2012.
- [27] M. Bratkova, S. Boulos and P. Shirley, "'oRGB: A Practical Opponent Color Space for Computer Graphics," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 29, no. 1, pp. 42-55, Jan-Feb 2009.
- [28] Hubbard, "Brightness, Contrast, and Color Balance of Digital versus Film Retinal Images in the Age-Related Eye Disease Study 2," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, pp. 3269-3282, 2008.

## ภาคผนวก

### ผลงานตีพิมพ์เผยแพร่จากวิทยานิพนธ์

1. Dissopa, J.; Kansomkeat, S.; Intajag, S. Enhance Contrast and Balance Color of Retinal Image. *Symmetry* 2021, 13, 2089. <https://doi.org/10.3390/sym13112089>

Article

# Enhance Contrast and Balance Color of Retinal Image

Jessada Dissopa, Supaporn Kansomkeat and Sathit Intajag\*

Division of Computational Science, Faculty of Science, Prince of Songkla University, Songkhla 90110, Thailand; 6110220125@email.psu.ac.th (J.D.); supaporn.k@psu.ac.th (S.K.)

\* Correspondence: sathit.i@psu.ac.th

**Abstract:** This paper proposes a simple and effective retinal fundus image simulation modeling to enhance contrast and adjust the color balance for symmetric information in biomedicine. The aim of the study is for reliable diagnosis of AMD (age-related macular degeneration) screening. The method consists of a few simple steps. Firstly, local image contrast is refined with the CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) technique by operating CIE  $L^*a^*b^*$  color space. Then, the contrast-enhanced image is stretched and rescaled by a histogram scaling equation to adjust the overall brightness offsets of the image and standardize it to Hubbard's retinal image brightness range. The proposed method was assessed with retinal images from the DiaretDB0 and STARE datasets. The findings in the experimentation section indicate that the proposed method results in delightful color naturalness along with a standard color of retinal lesions.

**Keywords:** color retinal image; color balance; contrast enhancement; Rayleigh CLAHE; age-related macular degeneration



**Citation:** Dissopa, J.; Kansomkeat, S.; Intajag, S. Enhance Contrast and Balance Color of Retinal Image. *Symmetry* **2021**, *13*, 2089. <https://doi.org/10.3390/sym13112089>

Academic Editor: Nikos Mastorakis

Received: 6 September 2021

Accepted: 20 October 2021

Published: 4 November 2021

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



**Copyright:** © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

The World Health Organization (WHO) reported 65 million patients of AMD around the world, and the numbers could increase to 300 million patients by 2040 [1]. Currently, AMD evaluation is based on clinical retinal color photography analysis, which relies on camera properties and the retinal photographer's experience. These images could be unsatisfactory for the experts to diagnose because of their low quality, such as low contrast, under and overexposure, etc. [2]. Hence, prior to usage, these low-quality images need to be enhanced to ameliorate a superior appearance of the retinal anatomical details.

Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) is a technique to increase the low contrast of an image [3]. It was developed from Histogram Equalization (HE) and provided a full range enhancement [4]. The global enhancement sometimes increases some noise or artifacts along with contrast because it amplifies all levels of light intensity, causing images to be too bright. Adaptive Histogram Equalization (AHE) [5], which is a local enhancement, was introduced to fix this issue in HE by distributing the overall brightness of the image to enhance contrast while disclosing hidden details. However, this approach still significantly amplifies noise, especially when applied to images with high noise levels, such as in medical images. Therefore, CLAHE was developed to address the above-mentioned issues, where the CLAHE algorithm sharpens images and limits noise.

In order to categorize breast tumors, a classification technique for mammographic images was proposed by combining the machine learning techniques Gaussian Radial Basis Kernel ELM (Extreme Learning Machine) and KPCA (Kernel Principal Component Analysis) [6]. In the preprocessing step, CLAHE was applied to improve the quality of low-contrast images enhancing the hidden information in the mammograms. CLAHE did not only increase the contrast of the images but also limited the noise in the mammograms.

To assist ophthalmologists, computer-aided diagnosis based on the enhancement of degraded fundus photographs made use of the CLAHE technique to improve retina color image quality via CIE  $L^*a^*b^*$  color model [7]. First, the input image was converted to CIE

$L^*a^*b^*$  color space, where  $L^*$  represents lightness and  $a^*, b^*$  represent chromaticity. The information in all three channels in the CIE  $L^*a^*b^*$  space was equalized. The normalized information was processed with CLAHE and then un-normalized to CIE  $L^*a^*b^*$ . The result obtained was then reverted to RGB (red, green, blue) color space. The enhanced images led ophthalmologists to 97.5% accurate AMD classification.

Color retinal image enhancement based on Luminosity and Contrast Adjustment (LCA) [8] uses luminance gain matrix based on gamma correction, followed by image contrast enhancement by CLAHE in the  $L^*a^*b^*$  color space. This method improved important anatomical structures of the retina and also preserved the naturalness of the images. Nine hundred and sixty-one poor-quality images with an average quality of 0.0404 were enhanced, providing good quality images up to an average of 0.4565, with quality assessment in the range 0–1.

Automated brightness and contrast adjustment of color fundus photographs for the grading of AMD [9] was developed with a scaling technique to automatically standardize the brightness, contrast, and color balance of digital color fundus images. Each image was adjusted to Hubbard et al.'s color retinal image standard by spanning the brightness curve four times the standard deviation of the image covering 95.5% distribution of the brightness values. This method decreased non-gradable AMD retinal images from 23% to the remaining 5.7% of 370 eyes.

Retinal image enhancement using Edge-based Texture Histogram Equalization (ETHE) [10] was proposed to correct the contrast and illumination problems in color retinal images. First, a Sobel edge detector revealed significant edges. By applying a threshold of 1 to the detected edges, an edge map was created to identify the dominant edges. The input images were enhanced by applying the newly calculated histogram from the map.

Pixel color amplification [11] enhanced retinal fundus images by amplification theory and enhancement methods to support segmentation tasks on fundus images. The open-source code image enhancement toolkit (IETK) was applied to enhance the images. Any combinations of methods represented by letters A, B, C, D, W, X, Y, X, sA, sB, sC, etc., were applied to control brightening, darkening, and sharpening methods.

Recently, a retinal image enhancement was proposed via low-pass filtering and  $\alpha$ -rooting [12]. The images were improved in four steps: (1) background padding to prevent a boundary over enhancement, (2) contrast improvement by removing low frequency in the input image's root domain, (3) grayscale adjustment in all color channels to recover the original color, and (4) refinement process to enhance the result image's contrast.

Adaptive histogram equalization tuned with non-similar grouping curvelet (HET-NOSCU) [13] canceled noise and enhanced contrast of retina images. Through curvelet features, the quality of edges remained in the input image during the denoising process and blocked halo ringing and artifacts from appearing in the result images.

A novel approach, PSO System and Measure of Fuzziness [14], enhanced retinal fundus images by fuzzy framework applying particle swarm optimization (PSO) to define the fitness function of the fuzzy system. The system divided an input image into two fuzzy sub-regions determined by a type-2 fuzzy system, then applied the S-shape function to the sub-regions. Applying PSO in a fuzzy system improved, for example, blurriness and other traditional problems of PSO while enhancing retinal images.

In order to enhance blurry retinal images based on non-uniform contrast stretching and intensity transfer [15], the blurry images were divided into two groups: insufficient illuminated and sufficient illuminated. The images were applied to contrast stretching and intensity transfer technique. The authors assumed that the base intensity in input images could be neglected and, thus, the base-intensity value, calculated with a Gaussian function, was subtracted. In a second step, a compressed Gamma map was applied to enhance image contrast.

The latest image decomposition and visual adaptation [16] were applied to enhance retina images. Input images were separated into three layers: base, detail, and noise layers.



These layers were then processed by illumination correction, detail enhancement, and denoising, respectively. The authors applied the weight fusion function to enhance and denoise image details. This method corrected uneven illumination via a regular visual adaptation model.

Our proposed method is inspired by analyzed brightness, contrast, and color balance of digital compared with film retinal images in the Age-Related Eye Disease Study (AREDS) [17] proposed by Hubbard et al. They represented retina images by dividing 16 intensity scales out of 256 levels of RGB color model. The histogram of intensity curves in their study peaked at 12/16, 6/16, and 2/16 for R, G, and B correspondingly; the color balance of band ratios was  $G/R = 0.5$  and  $B/R = 0.17$ . Lastly, the overall brightness ranged between [7/16, 15/16] for R, [1/16, 9/16] for G, and [1/16, 3/16] for B color bands. This color model was since applied for grading AMD [9].

The purpose of this retinal fundus image enhancement technique is to improve the quality of retinal fundus images aiding specialists to analyze retinal diseases effortlessly and precisely. It also contributes to a specified color model for AMD lesions with easier to identify structural information. The paper contributes as follows:

- (1) AREDS proposed convenient retinal image brightness values to be a guideline for retinal image adjustment. The proposed histogram scaling technique evolves the AREDS manually adjusted values to adjust the AREDS brightness values and maintain color balance automatically. However, the provided color model of AREDS [17] enhances only the macular area while excluding the optic disk. The proposed method is developed for a region of interest (ROI) to cover all the retinal regions;
- (2) Combining the AREDS retinal image brightness values with the Rayleigh CLAHE enhancement technique, including the parameter values experimented with in this paper, improves the quality of the adjusted images by increasing their contrast reasonably;
- (3) When tested on the two datasets, STARE and DiaretDB0, and compared with several state-of-the-art methods, the proposed method was measured visually and objectively with global contrast factor (GCF) [18] for colorfulness ( $M^{(3)}$ ) [19], lightness order error (LOE) [20], and quaternion structural similarity (QSSIM) [21]. The proposed method performs excellent for directly enhancing AMD and for general retinal image enhancement.

This paper narrates from the materials and methods in Section 2, continues to results in Section 3, and concludes in Section 4.

## 2. Materials and Methods

The method was evaluated via two publicly available datasets, the Diabetic Retinopathy Database (DiaretDB0) and Structured Analysis of the Retina (STARE). Collected by Kauppi et al. [22], the DiaretDB0 consists of 130 images taken with a  $50^\circ$  field of view (FOV) with  $1500 \times 1152$  pixels in dimension. The STARE consists of 397 images captured by Hoover et al. [23] with a  $35^\circ$  FOV and  $700 \times 605$  pixels in dimension. The proposed method could handle the differences in both datasets, as demonstrated in Section 1.

Hubbard et al. proposed a method to enhance color retinal images manually by using Photoshop with the focus on color enhancement at the macular area. They adjusted and specified the color data according to their criteria for visual inspection. The criteria were set as standard to improve the image quality. When applied with the scaling [9] and CLAHE technique, it could then automatically enhance the image with MATLAB (2015 version 8.6).

For the proposed algorithm, 70 images were randomly selected with uniform distribution and stored for next use as a data representative to sample for parameter optimization. In total, 70 sample images were selected equally from both datasets used in this paper; thus, 35 images from each dataset.

To adjust the brightness and color correctness of images, we applied the histogram stretching technique with the CLAHE technique to automatically match the output image properties to Hubbard's standard. The method consists of two modules: (i) CLAHE algorithm to improve the contrast of the image. (ii) Histogram stretching to expand the

tightened histogram in each color band to Hubbard's standard. Each module is thoroughly described in the following subsections. For an extensive overview, typical retinal images have a black border that must be removed before use. Images in the STARE and DiaretDB0 datasets are not consistent, i.e., many images appear with a darker to black area due to uneven lightness, unbalanced camera flash reflection caused by the curves of eye lenses, and green or red timestamps on the border. In order to eliminate these anomalies, Otsu's method was applied to obtain pixels in the ROI of the images. The final product of the ROI extraction is a circular area of the retina with the black background eliminated.

### 2.1. Otsu's Threshold to Select ROI

An image file from DiaretDB0 illustrates the ROI selection. To obtain the ROI, as shown in Figure 1, the red channel of the input image was used as a threshold for Otsu's method to create a mask. The method was mainly applied to separate the dark background from the retina. For this reason, the threshold value was then scaled down with 0.25 to guarantee the separation between the background and the retina. The mark was then used to create the index of the pixels in the ROI. This process resulted in a retina-only image.

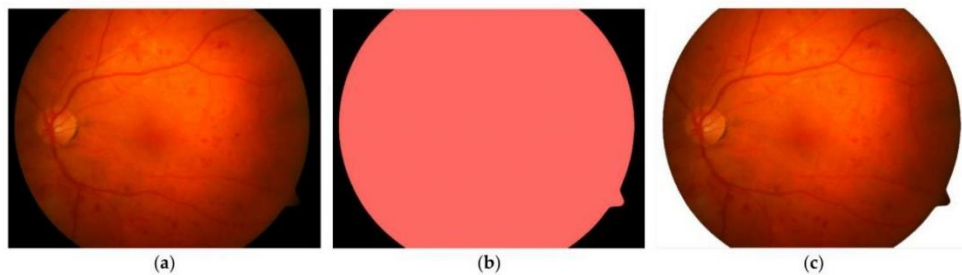


Figure 1. ROI retinal image. (a) original image; (b) ROI mask; (c) after removing background.

### 2.2. Improving Contrast of the Image with CLAHE

In order to enhance the contrast and balance color of a retinal image, the proposed method employs CIE  $L^*a^*b^*$  color space because it provides a representation of color opponent in measuring colorfulness [19]. The color space divides color information into lightness ( $L^*$ ) and chromatic information ( $a^*$ ,  $b^*$ ) on a red/green ( $a^*$ ) and yellow/blue ( $b^*$ ) axis. The lightness of the color varies as a function of  $L^*$ , in the range of 0 (black) to 100 (white). It increases the saturation (or chroma) as it shifts from the central region to the edge of the sphere. It changes the hue angle when it moves around the sphere.

In order to convert data in RGB color space to CIE  $L^*a^*b^*$  color space, the RGB data are converted to XYZ color space first, then converted to CIE  $L^*a^*b^*$  color space. The transformation function to convert RGB to XYZ color space is shown below:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.412453 & 0.357580 & 0.180423 \\ 0.212671 & 0.715160 & 0.072169 \\ 0.019334 & 0.119193 & 0.950227 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (1)$$

where X, Y, and Z are tristimulus values of the XYZ color space sample.

The equations to convert XYZ to CIE  $L^*a^*b^*$  coordinates [24] are shown in the following:

$$L^* = 116f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - 16 \quad (2)$$

$$a^* = 500 \cdot \left[ f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) \right] \quad (3)$$

$$b^* = 200 \cdot \left[ f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right) \right] \quad (4)$$

where function  $f(\dots)$  is given by:

$$f(t) = \begin{cases} t^3; & t > 0.008856 \\ 7.787 \cdot t^{\frac{1}{3}} + \frac{16}{116}; & t \leq 0.008856 \end{cases} \quad (5)$$

$X_n$ ,  $Y_n$ , and  $Z_n$  in Equations (2)–(4) are reference tristimulus white point values, which are assigned to 255 for the 8-bit images.

CLAHE is a technique for enhancing low-contrast images, usually to enhance retinal images [7,25,26]. The proposed method develops Rayleigh CLAHE in [26], which enhances only the intensity component of images for improving both the color contrast and color balance.

In the Rayleigh probability density function [27],  $y$  provides to specify histogram intensity data is given by:

$$y = \frac{x}{a^2} e^{-\frac{x^2}{2a^2}} \quad (6)$$

where  $x$  represents the CIE  $L^*a^*b^*$  color components that are scaled in the range [0, 1].  $\alpha$  is a shape parameter.

In our algorithm, the shape parameter provides to manage the brightness distribution in each color component. The parameter value will affect in more significant contrast the components; thus, we assign the  $\alpha$  parameter by:

$$a = \text{mean}(x) \quad (7)$$

where  $\text{mean}(x)$  denotes the arithmetic mean of the scaled intensity component  $x$ . From ROI of Figure 1c, when transferred to  $L^*a^*b^*$  color space, we obtain the components  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  from the Equations (2)–(4), as scaled and illustrated the data distributions with the blue graph histogram in Figure 2. The scaled data are provided to estimate the shape parameter by Equation (7). The estimated parameters of the components  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  are  $\alpha_{L^*} = 0.47$ ,  $\alpha_{a^*} = 0.60$ , and  $\alpha_{b^*} = 0.59$ , respectively. The shape parameters are fed to the Rayleigh function in Equation (6), with the density function represented with the red curves demonstrated in Figure 2.

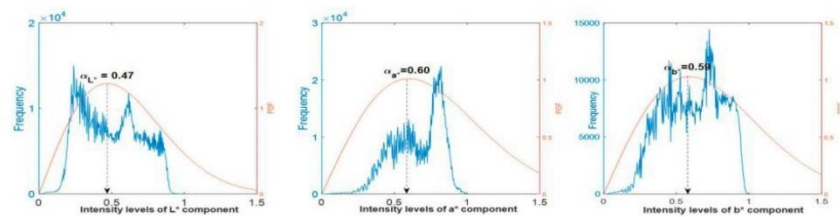


Figure 2. Probability density function of shape parameters with the mean values of  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  color components.

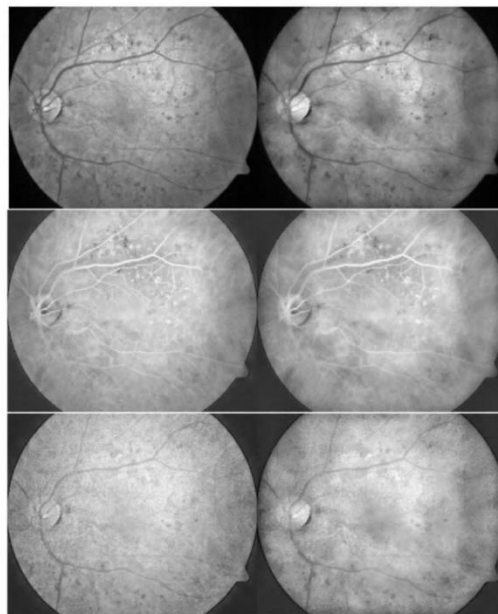
In our scheme, the shape parameter functions not only as a mean value but also provides the mode value, as depicted in Figure 2. The mode value represents the brightness parameter of each color component. The brightness is then translated to provide color balance as described in the next subsection.

However, the transfer function consists of multiple factors of the CLAHE method, such as window size, also named “tile”, and “clip-limit” factors, which necessarily define the optimum values.

In order to optimize the remaining parameters of CLAHE under Rayleigh distribution, the 70 sample images were employed to design the parameters by fine-tuned and visual



observance. Examples from our study under Rayleigh distribution, tile-size and clip-limit parameters are defined as shown in Figure 3. The first column was formulated by tile-size,  $32 \times 32$  pixels, with clip-limit values equal to 0.01, 0.005, and 0.01 for  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  components, respectively. For the second column, the  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  components were operated by the tile-size,  $8 \times 8$  pixels, at the same clip-limit values of the first column. The images were operated with the bigger tile-size appearing smoother than the smaller tile-size; however, the image tone of the smaller tile appears better in the component  $a^*$ , which represents the red–green channels.



**Figure 3.**  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  components (from top to bottom) operated by CLAHE with tile-size  $32 \times 32$  in the first column, and the second column operated by tile-size,  $8 \times 8$ ; both columns use clip-limit values equal to 0.01, 0.005, and 0.01 for  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  components, respectively.

After manual adjustment, examples for tile-size and clip-limit values are provided in Figure 4, where Figure 4b was adjusted with tile-size  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$ , and  $32 \times 32$  and clip-limit 0.01, 0.005, and 0.01; Figure 4c,d were fixed with clip-limit at 0.01, 0.005, 0.01 in varying tile-sizes; Figure 4e,f with fixed tile-size at  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$ ,  $32 \times 32$  but varying clip-limit values. Figure 4c used a tile-size of  $16 \times 16$ ,  $4 \times 4$ ,  $16 \times 16$  for the three components and appeared a bit greener, with veins less red than in Figure 4b. Figure 4d with a higher tile-size number also enhanced artifacts significantly. Figure 4e used smaller clip-limit values than Figure 4b, and the output was smooth but omitted a bunch of information while Figure 4f, which had greater clip-limit numbers, overly emphasized artifacts. It is suggested that the optimum tile-size should be  $32 \times 32$ ,  $8 \times 8$ ,  $32 \times 32$ , and clip-limit values should be 0.01, 0.005, 0.01 for  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  components, respectively.



**Figure 4.** (a) original image; (b) image adjusted with tile-size  $32 \times 32, 8 \times 8, 32 \times 32$ , clip-limit 0.01, 0.005, 0.01; (c) image adjusted with tile-size  $16 \times 16, 4 \times 4, 16 \times 16$ ; (d) image adjusted with tile-size  $64 \times 64, 16 \times 16, 64 \times 64$ ; (e) image adjusted with clip-limit 0.005, 0.002, 0.005; (f) image adjusted with clip-limit 0.02, 0.01, 0.02.

Figure 4 demonstrates the effect from clip-limit and tile-size parameters; however, the stretched histogram of the image result with offset and scale of Hubbard et al. is further described in the following subsection.

### 2.3. Stretching Histogram

After enhancing the local contrast by CLAHE, the color components were adjusted to the offset and scale values. According to Hubbard's scale [11], the intensity ranges of each band of the image are 112, 240 for the red band, 16, 144 for the green band, and 16, 48 for the blue band. Hence, the overall brightness range of the scale in R, G, and B bands is 32, 128, and 128, respectively. The average intensity in each band is 32, 96, and 192 for R, G, and B, respectively. We then converted the scale values from RGB color space to CIE  $L^*a^*b^*$  color space. We obtain 32.3438, 65.8206, and 10.0466 as the brightness range,  $\Delta_{ideal}$ , for  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  channels, respectively. The brightness ( $X_{ideal}$ ) values are 51.4732, 34.5079, and 51.0550 for  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$ , respectively.

To enhance the image by stretching its histogram, we substituted (8) and (9) from Tsikata et al. with the converted brightness range and intensity above.

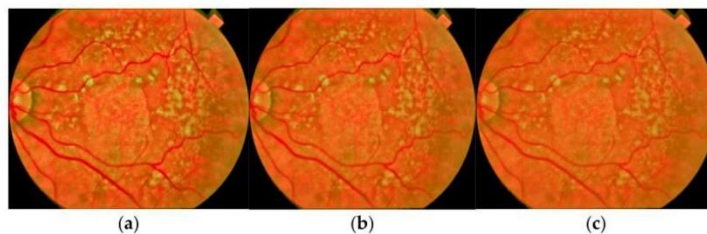
$$\gamma = \Delta_{ideal} / 6\sigma \quad (8)$$

where  $\gamma$  is the scale value to stretch the image histogram,  $\Delta_{ideal}$  is the brightness range, and  $\sigma$  is the standard deviation of each band of the image. Then calculate  $x_{final}$  as follows:

$$x_{final} = \gamma x_{initial} + (X_{ideal} - \gamma Y_{mean}) \quad (9)$$

where  $x_{initial}$  equals the pixel of the image components derived from the CLAHE step.  $X_{mean}$  is the average intensity of each image band.  $X_{ideal}$  is the brightness value of each channel provided to translate the brightness parameters for adjusting the color offset to produce the color balance of the retinal images.

In Equation (8), the scale parameter,  $\gamma$ , is controlled by  $\sigma$  denominator; the bigger the denominator, the smaller  $\gamma$ , and vice versa. The 70 sample images were employed to proper scale value to enhance and give a good result, as depicted in Figure 5. There were three examples of the denominator values. Figure 5a–c were adjusted with the denominator values of  $5\sigma$ ,  $6\sigma$ , and  $7\sigma$ , respectively. The output of Figure 5a,b were high in contrast, and Figure 5a had a higher color saturation so that it appeared unrealistic, while the contrast and color saturation in Figure 5c were too low. Figure 5b had appropriate contrast and color saturation for experts to analyze lesions. This suggested that the appropriate denominator should be  $6\sigma$  to achieve good results as Hubbard's specifications.



**Figure 5.** The effect of scale parameter in Equation (8). (a)  $5\sigma$ ; (b)  $6\sigma$ ; (c)  $7\sigma$ .

In this step, the image histogram is adjusted to span in the expected range and brightness value so that the overall brightness and color balance would meet the specifications of Hubbard et al. The results of our method are illustrated in the experimentation.

### 3. Results

In Section 1, our proposed method was compared with two motivating methods: the scaling technique [9], designed for enhancing AMD lesions, and the CLAHE technique [3]. We also compared our proposed method with other projects designed for enhancing the poor quality of the retinal images: luminosity and contrast adjustment (LCA) [8], retinal image enhancement using edge-based texture histogram equalization (ETHE) [10], and enhancement of retinal fundus images via pixel color amplification (IETK) [11]. We used 397 images from the STARE dataset and 130 images from the DiaretDB0 dataset to evaluate the performance of the methods. This section presents the comparison of inefficient images between before and after enhancement, objective assessment, and inspection of visual quality.

#### 3.1. Number of Inefficient Images before and after Enhancement

There are four categories of undesirable retinal images stated in Hubbard et al. [17]: (1) red oversaturation, (2) marked under illumination, (3) weak green or strong red, and

(4) excessive blue. The red oversaturation occurs when over 15% of the red intensity values  $\geq 240$ . The marked under illumination arises when the red channel brightness values less than 96. When the brightness ratio  $G/R < 0.40$ , it produces weak green or strong red. Lastly, excessive blue occurs when the brightness ratio is  $B/R > 0.25$ .

The dataset investigation in Table 1 shows statistical information of STARE database as 47.10% of the images occur red oversaturated and 28.21% of which appear blue oversaturated. DiaretDB0 database has weak green or strong red images for 48.46%. Table 1 also illustrates the percentage of unacceptable images before and after enhancement by all mentioned methods, including the proposed method. The ETHE method significantly increased the excessive blue undesirable to both datasets to 100% for DiaretDB0 and 97.98% for STARE. The IETK method outstandingly increased the red oversaturation to 100% for both datasets. The scaling and proposed method have almost identical percentage numbers because both were designed to enhance retinal fundus images to the standard of Hubbard et al.

**Table 1.** Percentage of unacceptable images before and after enhancement.

Undesirable Type	Dataset	Before	CLAHE Scaling		ETHE	IETK	LCA	Proposed
								After
Red Over saturation	DiaretDB0	0.77	0	0	0	100	5.38	0
	STARE	47.10	9.07	0.25	23.17	100	77.58	0
Marked Under Illumination	DiaretDB0	20.77	11.54	0	0	0	0.77	0
	STARE	1.51	2.52	0	0	0	0	0
Weak green/Strong red	DiaretDB0	48.46	20.00	0	0	0	26.92	0
	STARE	8.82	5.29	0	0	0	6.05	0
Excessive blue	DiaretDB0	0	3.85	0	100	0.77	3.08	0
	STARE	28.21	35.26	0	97.98	27.96	34.26	0

Based on the image characteristics derived from Hubbard et al., the color retinal images were evaluated. The images from both datasets were examined for their brightness, contrast, and color balance statistical information. The images enhanced by the proposed method obtained the targeted characteristic values as follows. The average brightness of red, green, and blue channels were  $192.0 \pm 0.1$ ,  $95.2 \pm 0.1$ , and  $31.7 \pm 0.1$ , respectively, for that of the images in the DiaretDB0 database, and were  $191.9 \pm 0.2$ ,  $95.0 \pm 0.2$ , and  $32.0 \pm 0.2$ , respectively, for that of the images in STARE database. The average ratios of Green-to-Red and Blue-to-Red were  $0.496 \pm 0.000$  and  $0.165 \pm 0.000$ , respectively, for that of the images in the DiaretDB0 database and  $0.495 \pm 0.001$  and  $0.167 \pm 0.001$ , respectively, for that of the images in the STARE database. Table 2 shows statistical information of images in DiaretDB0 and STARE database before and after enhancement by the proposed method.

### 3.2. Objective Assessment

Besides the statistical image information, this experiment aimed to evaluate the performance of the proposed method in terms of contrast, color balance, naturalness preservation, and structural preservation by four quantitative metrics, global contrast factor (GCF), measuring colorfulness ( $M^{(3)}$ ), lightness order error (LOE), and quaternion structural similarity (QSSIM), respectively.

GCF [18] measures the edge contrast of an image at multilevel resolution by calculating a weighted average to obtain a global contrast factor. The GCF measures grayscale images only. Therefore, the green channel was selected to represent information of retina structures in the examined images, as those informative details are stored in the channel.

$M^{(3)}$  [19] measures the image colorfulness suiting the sensory data obtained from the psychophysical experiment. Its calculations are based on the opponent color model CIE  $L^*a^*b^*$ .



**Table 2.** Statistical information of images in DiaretDB0 and STARE database before and after enhancement.

Features	Channel	DiaretDB0		STARE	
		Original Image Mean $\pm$ SD [Min–Max]	Enhanced Image Mean $\pm$ SD [Min–Max]	Original Image Mean $\pm$ SD [Min–Max]	Enhanced Image Mean $\pm$ SD [Min–Max]
Brightness	Red	122.800 $\pm$ 28.300 [59.900–186.300]	192.000 $\pm$ 0.100 [191.500–192.200]	183.700 $\pm$ 34.700 [79.100–244.500]	191.900 $\pm$ 0.200 [191.300–192.300]
	Green	49.800 $\pm$ 13.400 [22.200–91.500]	95.200 $\pm$ 0.100 [94.800–95.300]	99.000 $\pm$ 25.200 [38.300–185.600]	95.000 $\pm$ 0.200 [94.400–95.400]
	Blue	11.700 $\pm$ 7.200 [0.300–40.3]	31.700 $\pm$ 0.100 [31.500–32.000]	34.700 $\pm$ 23.400 [1.000–199.700]	32.000 $\pm$ 0.200 [31.400–32.500]
Color Balance	Green/Red	0.408 $\pm$ 0.062 [0.283–0.556]	0.496 $\pm$ 0.000 [0.494–0.497]	0.545 $\pm$ 0.122 [0.224–1.113]	0.495 $\pm$ 0.001 [0.493–0.498]
	Blue/Red	0.097 $\pm$ 0.054 [0.002–0.243]	0.165 $\pm$ 0.000 [0.164–0.167]	0.202 $\pm$ 0.146 [0.004–1.197]	0.167 $\pm$ 0.001 [0.163–0.170]

LOE [20] assesses the naturalness preservation from the output image to the input image. Smaller LOE values indicate better naturalness preservation in an image. On the other hand, it implies a better enhancement method.

QSSIM [21] is one of the visual quality matrix tools designed for color image structural quality evaluation. The QSSIM scores range from 0 to 1; the score of 1 means an output image perfectly preserving the structural information from the input image.

Figure 6 shows the quantitative metrics of GCF,  $M^{(3)}$ , LOE, and QSSIM, providing good overall scores for the proposed method by the four measured indexes, starting with the GCF index compared to the methods in the same group for the scaling and CLAHE methods. The score of the proposed method is higher; it has a median score of 7.08, which is almost the same as the LCA method but less than the IETK. For colorfulness,  $M^{(3)}$ , the proposed method scored 94.56, which is higher than scaling and CLAHE methods; however, it scored lower than ETHE and IETK methods. The LOE index measures naturalness; the proposed method provides an index at the same level as scaling and CLAHE, but it surpasses LCA, ETHE, and IETK. Regarding information preservation, the QSSIM index of the proposed method has a median value of 0.89, which is at the same level as the scaling and CLAHE methods; however, it equates to better values than the LCA, ETHE, and IETK methods.

### 3.3. Visual Assessment

From the statistical information evaluation shown above, the proposed method performed well. However, the visual assessment would secure the statistical results for the experiment. Figures 7–9 show the outcomes from DiaretDB0 and STARE datasets, where each row provides an image from the dataset, and each column presents the method of the enhanced image. By starting from the first column, the original, the images were enhanced with CLAHE [3], scaling [9], ETHE [10], IETK [11], LCA [8], and the proposed method, respectively. In Figure 7, CLAHE images increase the contrast of the original images, yet they seem slightly darker. Although the scaling technique results in similar unacceptable percentage numbers to the proposed method, they differ when compared visually. The scaling technique leads to good quality in color brightness and color balance, but the contrast grades are low, whereas the proposed method provides better contrast. ETHE enhances a good contrast as the vessels separated clearly from the other parts; however, it led to unnatural color in the retinal image. IETK gives the brightest and most colorful result so that the vessels are easy to spot as they are in red color, which is different than those in the aforementioned three methods with brownish vessel color. LCA also gives good contrast and overall brightness result with a brownish tone but is less colorful. However, a great colorfulness does not imply to be most suitable for this kind of image as other factors such as the overall brightness and color balance in the RGB channels are also important.

The proposed method results in good contrast, brightness, color balance, and colorfulness, yet it also maintains the overall brightness and brightness ratio between red, green, and blue compared to the standard. The blood vessels are easy to diagnose as it is in desired red color.

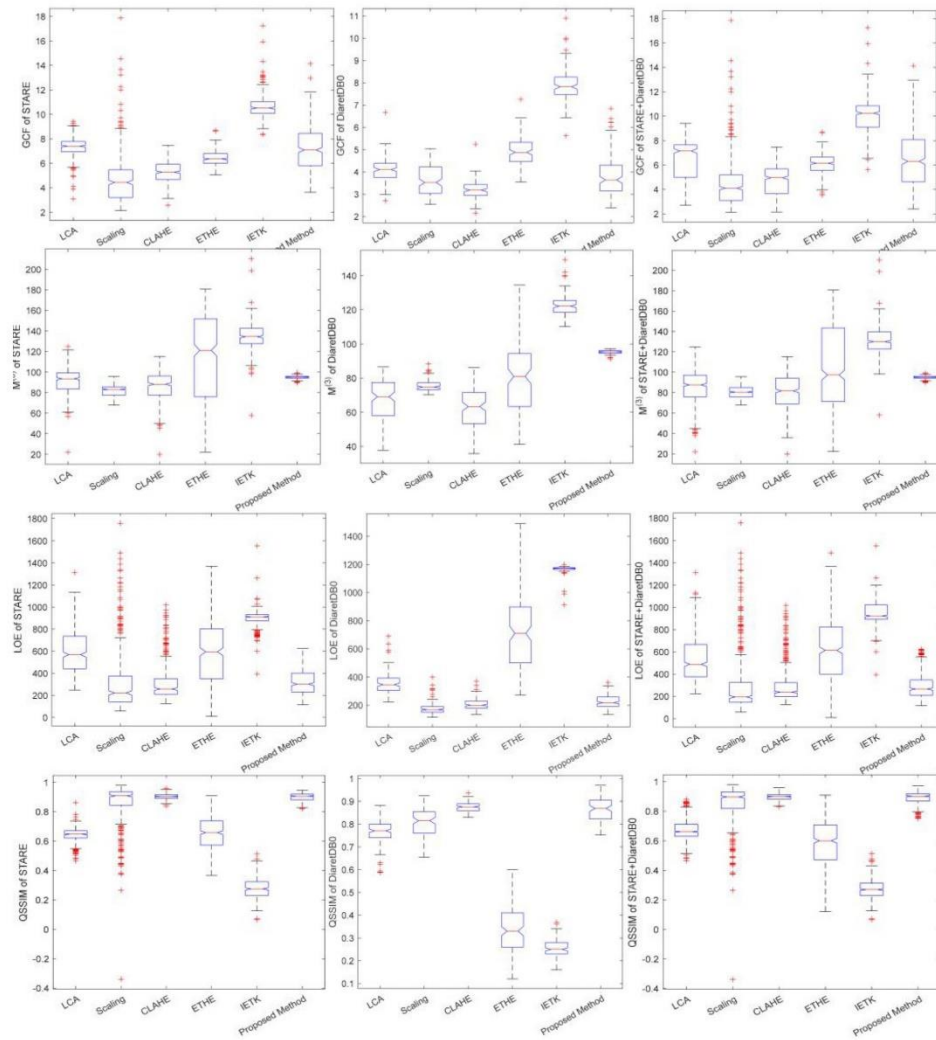
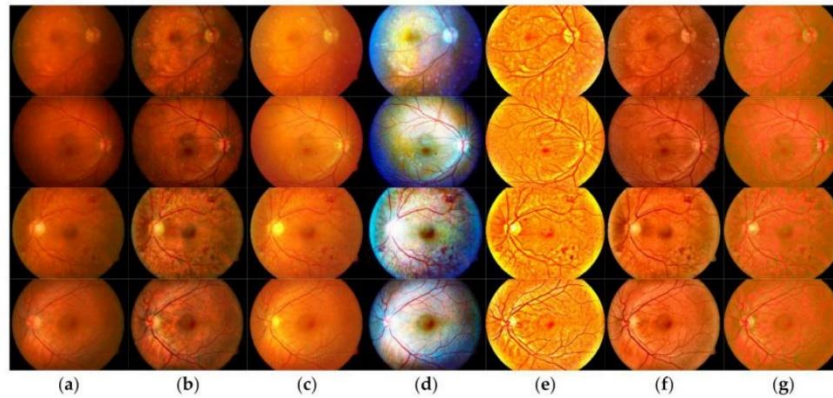
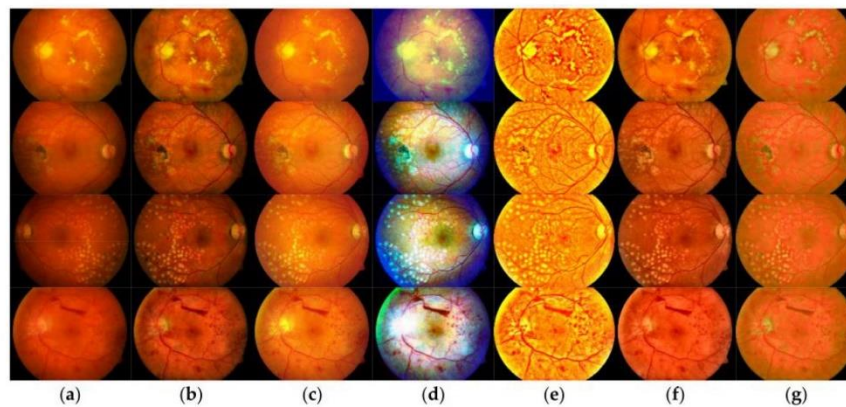


Figure 6. Performance of various methods on DiaretDB0 and STARE database.



**Figure 7.** The result of enhancement by different methods for 4 images (rows) from DiaretDB0 dataset. The columns represent (a) original, and outcome images are enhanced by (b) CLAHE, (c) scaling, (d) ETHE, (e) IETK, (f) LCA, and (g) proposed methods.



**Figure 8.** The result of enhancement by different methods for 4 images (rows) from DiaretDB0 dataset. The columns represent (a) original, and outcome images are enhanced by (b) CLAHE, (c) scaling, (d) ETHE, (e) IETK, (f) LCA, and (g) proposed methods.

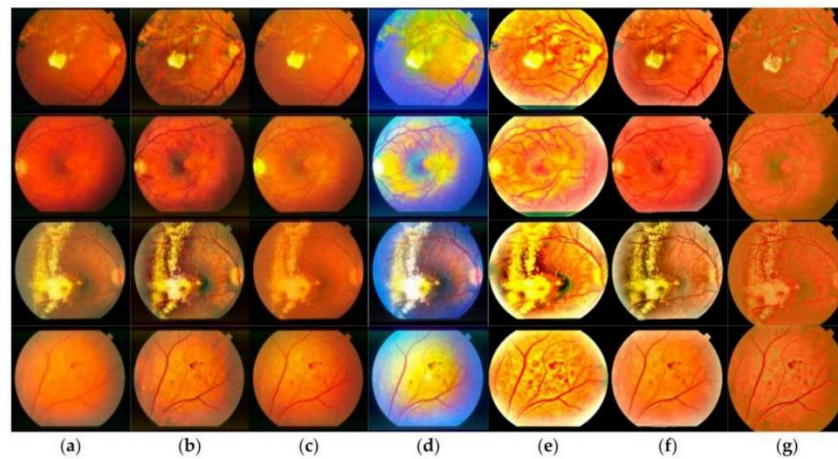
Figure 8 depicts abnormal lesions such as hard or soft exudates and hemorrhages. ETHE and IETK produce high saturation so that it might overexpose the information of those lesions as shown in Figure 8d,e, where exudate lesions are too saturate and too bright to maintain the information, and some hemorrhages are eradicated unintentionally.

Bright areas such as the optic disc are depicted in Figure 9 and yellowish dots in Figure 10. The proposed method can provide a better brightness compared to the other methods where the proposed method suppresses the excess brightness, and the others exaggerate the brightness to overexpose the information inside the areas.

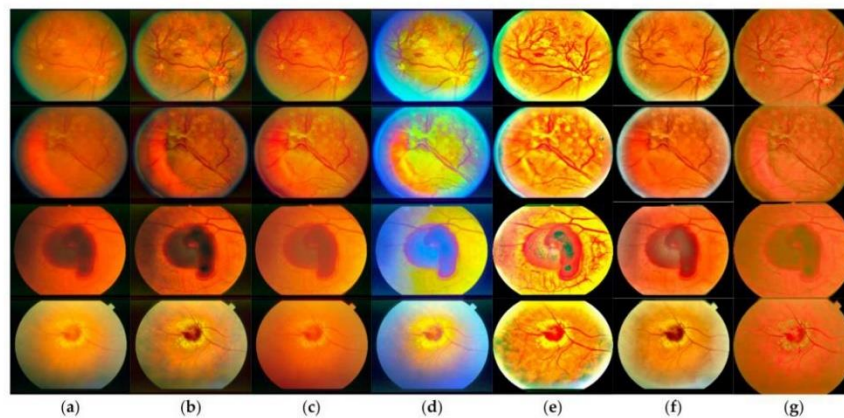
As supported by outcomes provided in Figures 7–9 as well as Tables 1 and 2, the proposed method can enhance retinal fundus from different sources, resolutions, and exposures to the same standard as defined by Hubbard et al. It increases the brightness, contrast, and color balance of the output images while preserving the structural information



and naturalness of the output images. Therefore, the proposed method is suitable for enhancing images used in AMD screening.



**Figure 9.** The result of enhancement by different methods for 4 images (rows) from STARE dataset. The columns represent (a) original, and outcome images are enhanced by (b) CLAHE, (c) scaling, (d) ETHE, (e) IETK, (f) LCA, and (g) proposed methods.



**Figure 10.** The result of enhancement by different methods for 4 images (rows) from STARE dataset. The columns represent (a) original, and outcome images are enhanced by (b) CLAHE, (c) scaling, (d) ETHE, (e) IETK, (f) LCA, and (g) proposed methods.

#### 4. Conclusions

In this paper, the proposed method enhances retinal fundus images by employing CLAHE and adjusting color coordinate techniques. Input images are adjusted to the specified color model used to diagnose AMD lesions. It enhances the local contrast yet preserves the color naturalness of the output image. The method was experimented on with retinal images from DiaretDB0 and STARE datasets. It improved the image quality,



as shown in the experiment results. The proposed method could significantly reduce unsatisfactory images in all four undesirable types (red over-saturation, marked under illumination, weak green/strong red, and excessive blue). The reduction rate approached 0% while some of the compared methods reduced only some types, and others even increased dissatisfaction in some undesirable types. The proposed method could also preserve structural information and color naturalness to a greater extent than the other compared methods, as shown in Figure 6.

This paper focused only on the improved image quality. In future research, we plan to extend the proposed enhancement to a comparative study of automatic medical image classification. In a preprocessing step, we aim for the technique that yields a higher success result percentage, as suggested by Vetova (2021) [28]. The future comparative study could be settled between a proposed neural network algorithm from an improved neural network algorithm for remote sensing image classification [29] and a convolution neural network with a fuzzy c-mean model used with MR brain images [30].

Lastly, we also plan to extend the quality improvement of retinal images to oRGB color space. As the oRGB claims to be a true opponent color space since the angle between the red and green opponent completes  $180^\circ$ , whereas the angle between the color red and green of the CIE  $L^*a^*b^*$  is more narrow. With such property, we estimate that the output would be ameliorated in terms of contrast, color balance, and color saturation.

**Author Contributions:** Conceptualization, S.I.; methodology, J.D.; software, J.D.; validation, J.D., S.I. and S.K.; formal analysis, S.I.; investigation, J.D.; resources, J.D.; data curation, S.K.; writing—original draft preparation, J.D.; writing—review and editing, S.K.; visualization, J.D. and S.I.; supervision, S.I. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This work was supported by the Faculty of Science Research Fund, Prince of Songkla University, Contract no. 2-2561-02-017.

**Institutional Review Board Statement:** Not applicable.

**Informed Consent Statement:** Not applicable.

**Data Availability Statement:** Not applicable.

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

**Remark:** The article was orally selected at the 25th International Conference on Circuits, Systems, Communications, and Computer (CSCC2021).

## References

1. Wong, W.L.; Su, X.; Li, X.; Cheung, C.M.; Klein, R.; Cheng, C.; Ronald, K.; Cheng, C.; Wong, T.Y. Global prevalence of age-related macular degeneration and disease burden projection for 2020 and 2040: A systematic review and meta-analysis. *Lancet Glob. Health* **2014**, *2*, 106–116. [CrossRef]
2. Hubbard, L.D. Digital Color Fundus Image Quality: The Impact of Tonal Resolution. *J. Ophthalmic. Photogr.* **2009**, *31*, 15–20. Available online: <http://www.opsweb.org/?page=crareference> (accessed on 16 June 2015).
3. Zuiderveld, K. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization. In *Graphics Gems IV*; Academic Press Professional: San Diego, CA, USA, 1994; pp. 474–485.
4. Cheng, H.D.; Shi, X.J. A simple and effective histogram equalization approach to image enhancement. *Digit. Signal Process.* **2004**, *14*, 158–170. [CrossRef]
5. Pizer, M.S.; Amburn, E.P.; Austin, D.J. Adaptive Histogram Equalization and Its Variations. *Comput. Vis. Graph. Image* **1987**, *39*, 355–368. [CrossRef]
6. Sawssen, B.; Okba, T.; Nouredine, L. A mammographic images classification technique via the Gaussian Radial Basis Kernel ELM and KPCA. *Int. J. Appl. Math.* **2020**, *2*, 92–98.
7. Jin, K.; Zhou, M.; Wang, S.; Lou, L.; Xu, Y.; Qian, D. Computer-aided diagnosis based on enhancement of degraded fundus photographs. *Acta Ophthalmol.* **2018**, *96*, 320–326. [CrossRef]
8. Zhou, M.; Jin, K.; Wang, S.; Ye, J.; Qian, D. Color Retinal Image Enhancement Based on Luminosity and Contrast Adjustment. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* **2017**, *65*, 521–527. [CrossRef] [PubMed]

9. Tsikata, E.; Lains, I.; Gil, J.; Marques, M.; Brown, K.; Mesquita, T.; Melo, P.; Cachulo, M.D.L.; Kim, I.; Vavvas, D.; et al. Automated Brightness and Contrast Adjustment of Color Fundus Photographs for the Grading of Age-Related Macular Degeneration. *Transl. Vis. Sci. Technol.* **2017**, *6*, 3. [[CrossRef](#)]
10. Kandpal, A.; Jain, N. Retinal Image Enhancement Using Edge-based Texture Histogram Equalization. In Proceedings of the International Conference on Signal Processing and Integrated Networks, Noida, India, 27–28 February 2020.
11. Gaudio, A.; Smailagic, A.; Campilho, A. Enhancement of Retinal Fundus Images via Pixel Color Amplification. In Proceedings of the 17th International Conference, ICIAR 2020, Póvoa de Varzim, Portugal, 24–26 June 2020. [[CrossRef](#)]
12. Cao, L.; Zhang, Y. Retinal image enhancement using low-pass filtering and  $\alpha$ -rooting. *Signal Process.* **2020**, *170*, 107445. [[CrossRef](#)]
13. Bala, A.A.; Priya, A.P.; Maik, V. Retinal image enhancement using adaptive histogram equalization tuned with nonsimilar grouping curvelet. *Int. J. Imaging Syst. Technol.* **2021**, *31*, 1050–1064. [[CrossRef](#)]
14. Ghosh, S.K.; Biswas, B.; Ghosh, A. A novel Approach of Retinal Image Enhancement using PSO System and Measure of Fuzziness. *Proc. Comput. Sci.* **2020**, *167*, 1300–1311. [[CrossRef](#)]
15. Cao, L.; Li, H. Enhancement of blurry retinal image based on non-uniform contrast stretching and intensity transfer. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2020**, *58*, 483–496. [[CrossRef](#)]
16. Wang, J.; Li, Y.-J.; Yang, K.-F. Retinal fundus image enhancement with image decomposition and visual adaptation. *Comput. Biol. Med.* **2021**, *128*, 104116. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Hubbard, L.D.; Danis, R.P.; Neider, M.W.; Thayer, D.W.; Wabers, H.D.; White, J.K.; Pugliese, A.J.; Pugliese, M.F. Contrast, and Color Balance of Digital versus Film Retinal Images in the Age-Related Eye Disease Study 2. *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* **2008**, *49*, 3269–3282. [[CrossRef](#)]
18. Matkovic, K.; Neumann, L.; Neumann, A.; Psik, T.; Purgathofer, W. Global contrast factor—A new approach to image contrast. In Proceedings of the First Eurographics conference on Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging, Girona, Spain, 18 May 2005.
19. Hasler, D.; Susstrunk, S. Measuring colorfulness in natural images. *Proc. SPIE* **2003**, *5007*, 87–95.
20. Wang, S.; Zheng, J.; Hu, H.; Li, B. Naturalness preserved enhancement algorithm for non-uniform illumination images. *Trans. Image Process.* **2013**, *22*, 60–70. [[CrossRef](#)]
21. Kolaman, A.; Pecht, O. Quaternion Structural Similarity a New Quality Index for Color Images. *IEEE Trans. Image Process.* **2012**, *21*, 1526–1536. [[CrossRef](#)]
22. Kauppi, T.; Kalesnykiene, V.; Kammarainen, J.K.; Lensu, L.; Sorri, L.; Uusitalo, H.; Kalviainen, H. *DIARETDB0: Evaluation Database and Methodology for Diabetic Retinopathy Algorithms*; Technical Report; Lappeenranta University of Technology: Lappeenranta, Finland, 2006.
23. Hoover, A.; Kouznetsova, V.; Goldbaum, M. Location of blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response. *IEEE Trans. Med. Imag.* **2000**, *19*, 203–210. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Hunt, R.W.G.; Pointer, M.R. *Measuring Colour*, 4th ed.; John Wiley & Sons Ltd.: Chennai, India, 2011.
25. Setiawan, A.W.; Mengko, T.R.; Santoso, O.S. Color Retinal Image Enhancement using CLAHE. In Proceedings of the ICISS International Conference, Jakarta, Indonesia, 13–14 June 2013.
26. Jintasuttisak, T.; Intajag, S. Color Retinal Image Enhancement by Rayleigh Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization. In Proceedings of the 14th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2014), Gyeonggi-do, Korea, 22–25 October 2014.
27. Pratt, W.K. *Digital Image Processing*, 4th ed.; John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, NJ, USA, 2007.
28. Vetova, S. A Comparative Study of Image Classification Models using NN and Similarity Distance. *Int. J. Electr. Eng. Comput. Sci. (EEACS)* **2021**, *3*, 109–113.
29. Zhao, L. An Improved Neural Network Algorithm for Remote Sensing Image Classification. *Int. J. Circuits* **2020**, *14*, 1034–1039.
30. Isselmou, A.; Xu, G.; Shuai, Z.; Saminu, S.; Javaid, I.; Ahmad, I. Brain Tumor identification by Convolution Neural Network with Fuzzy C-mean Model Using MR Brain Images. *Int. J. Circuits* **2020**, *14*, 1096–1102.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายเจษฎา ดิษโสภา	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	6110220125	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2557

## การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

Dissopa, J.; Kansomkeat, S.;Intajag, S. Enhance Contrast and Balance Color of Retinal Image. *Symmetry* 2021, 13, 2089. <https://doi.org/10.3390/sym13112089>

## ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการการศึกษา)

ทุนอุดหนุนการศึกษาเป็นผู้ช่วยวิจัย (Research Assistant) ปีการศึกษา 2561