



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การตรวจหาและแบ่งส่วนของออปติคดิสและคัพในสภาพแวดล้อมที่มีความซับซ้อนสูงเพื่อการช่วยวินิจฉัยทางการแพทย์

(Auto Detection and Segmentation of Optic Disc and Cup in Highly Complex Environment for Supporting Medical Diagnosis)

คณะผู้วิจัย

นายกฤษณะ ชินสาร	หัวหน้าโครงการวิจัย
นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ	ผู้ร่วมวิจัย
นายภูสิต กุลเกษม	ผู้ร่วมวิจัย
นางสาวเบญจภรณ์ จันทรวงกุล	ผู้ร่วมวิจัย
นายอัครณัฐพันธ์ รอดทุกข์	ผู้ร่วมวิจัย
นายชิตชนก เหลือสินทรัพย์	ผู้ร่วมวิจัย
นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ	ผู้ร่วมวิจัย
นายวุฒิชัย เหลืองเรืองรอง	ผู้ช่วยวิจัย
นายธนิษฐ์ อินทรมณี	ผู้ช่วยวิจัย
Mr. Ratanak Khoeun	ผู้ช่วยวิจัย
นางสาวนิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง	ผู้ช่วยวิจัย

โครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้
จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน)

ปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๖๐

มหาวิทยาลัยบูรพา

รหัสโครงการ 2560A10802153

เลขที่สัญญา 66/2560

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การตรวจหาและแบ่งส่วนของออปติคดิสและคัพในสภาพแวดล้อมที่มีความซับซ้อนสูงเพื่อการช่วยวินิจฉัยทางการแพทย์
(Auto Detection and Segmentation of Optic Disc and Cup in Highly Complex Environment for Supporting Medical Diagnosis)

คณะผู้วิจัย

นายกฤษณะ ชินสาร	หัวหน้าโครงการวิจัย
นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ	ผู้ร่วมวิจัย
นายภูสิต กุลเกษม	ผู้ร่วมวิจัย
นางสาวเบญจภรณ์ จันทรวงกุล	ผู้ร่วมวิจัย
นายอัครณัฐพันธ์ รอดทุกข์	ผู้ร่วมวิจัย
นายชิตชนก เหลือสินทรัพย์	ผู้ร่วมวิจัย
นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ	ผู้ร่วมวิจัย
นายวุฒิชัย เหลืองเรืองรอง	ผู้ช่วยวิจัย
นายธนินท์ อินทรมณี	ผู้ช่วยวิจัย
Mr. Ratanak Khoeun	ผู้ช่วยวิจัย
นางสาวนิลรัตน์ ก้านหย่นทอง	ผู้ช่วยวิจัย

คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา

กันยายน 2561

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนการวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน) ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2560 มหาวิทยาลัยบูรพา ผ่านสำนักงานคณะกรรมการการวิจัยแห่งชาติ เลขที่สัญญา 66/2560

คณะผู้วิจัย

กันยายน 2561

บทคัดย่อ

โรคที่เกิดบนจอประสาทตาของมนุษย์ส่วนใหญ่จะแสดงอาการออกทางจางานประสาทตาหรือขั้วประสาทตา (Optic Disc) เช่น โรคเบาหวานและโรคต้อหิน เป็นต้น ซึ่งในบางกรณีพบว่ามีสิ่งรบกวนเกิดขึ้นบนภาพถ่ายจอประสาทตา เช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในขณะที่ผู้เชี่ยวชาญถ่ายภาพจอประสาทตา รอยแผลที่เกิดจากโรคเบาหวานขึ้นตา (Exudates) รวมไปถึงในกรณีที่จางานประสาทตาเลื่อนลงจนมีลักษณะใกล้เคียงกับพื้นจางานประสาทตาของมนุษย์ โครงการวิจัยนี้จึงนำเสนอขั้นตอนวิธีสำหรับระบุตำแหน่งของจางานประสาทตา (Optic Disc Localization) บนภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความซับซ้อนสูง เพื่อนำภาพผลลัพธ์ที่ได้ไปประกอบการวินิจฉัยหรือตรวจจับตลอดจนพยากรณ์การเกิดโรคที่แสดงอาการบนภาพถ่ายจอประสาทตา ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอประกอบด้วยสามขั้นตอนหลัก คือ การปรับปรุงคุณภาพภาพโดยใช้ระบบสี YIQ และกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยขั้นตอนวิธีทางสัณฐานภาพ (Image Morphological) จากนั้นจะเลือกคุณลักษณะในการระบุตำแหน่งของจางานประสาทตาด้วยการยกเส้นเลือดออกจากพื้นหลังโดยใช้ขั้นตอนวิธีของ Tyler Coye และ จุดสิ้นสุดของเส้นเลือด จากนั้นจึงทำการระบุตำแหน่งของจางานประสาทตาจากคุณลักษณะที่ได้จากขั้นตอนก่อนหน้านี้ จากการทดลองพบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของจางานประสาทตาได้ด้วยความถูกต้อง 91.11 % เมื่อเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีของ Kande et al และ Lupascu et al. ซึ่งค่าความถูกต้องอยู่ที่ 86.38% และ 87.98% ตามลำดับ

สารบัญ

หน้า

บทที่ 1	1
บทนำ	1
1.1 ที่มาของโครงการวิจัย	1
1.2 ประเด็นปัญหางานวิจัย	2
1.3 วัตถุประสงค์การวิจัย	3
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1.1. กายวิภาคศาสตร์ของดวงตา	4
2.1.2. กายวิภาคของประสาทตา.....	8
2.1.3. การแปลงภาพสี RGB ให้เป็นภาพระดับเทา (Transforming from RGB Image to Gray Image)	10
2.1.4. การใช้ฟังก์ชัน CLAHE เพื่อการปรับปรุงความคมชัดของภาพ	11
2.1.5. ปรับปรุงคุณภาพภาพโดยใช้เทคนิคการปรับปรุงภาพในโดเมน YIQ	13
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	13
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	17
3.1. การปรับปรุงคุณภาพของภาพ	18
3.1.1. YIQ	18
3.1.2. CLAHE	18
3.1.3. Image sharpening.....	19

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.2. การตรวจจับเส้นเลือดโดยการปรับปรุงวิธีการของ Tyler Coye	19
3.3. ค้นหาตำแหน่งของ optic disc โดยใช้ morphological end point.....	20
3.4. การสร้างขอบเขตของส่วนที่เป็น optic disc.....	22
บทที่ 4 ผลการทดลองเบื้องต้น.....	23
4.1. การปรับปรุงคุณภาพของภาพ	23
4.1.1. YIQ.....	24
4.1.2. CLAHE.....	25
4.1.3. Image sharpening.....	26
4.2. การตรวจจับเส้นเลือดโดยการปรับปรุงวิธีการของ Tyler Coye.....	27
4.3. ค้นหาตำแหน่งของ optic disc โดยใช้ morphological end point.....	30
4.4. การสร้างขอบเขตของส่วนที่เป็น optic disc.....	36
บทที่ 5.....	39
สรุปผลการทดลอง.....	39
บรรณานุกรม	41

สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพที่ 2 - 1 องค์ประกอบของตา	4
ภาพที่ 2 - 2 กระจกตา.....	5
ภาพที่ 2 - 3 ม่านตา.....	5
ภาพที่ 2 - 4 เลนส์แก้วตา.....	5
ภาพที่ 2 - 5 รูม่านตา.....	6
ภาพที่ 2 - 6 น้ำวุ้นตา.....	6
ภาพที่ 2 - 7 เส้นประสาท	7
ภาพที่ 2 - 8 จอประสาทตา	7
ภาพที่ 2 - 9 นัยน์ตาขาว	8
ภาพที่ 2 - 10 กายวิภาคของประสาทตา.....	9
ภาพที่ 2 - 11 ภาพต้นฉบับก่อนผ่านกระบวนการแปลงภาพสี RGB เป็นภาพระดับเทา.....	10
ภาพที่ 2 - 12 ตัวอย่างภาพที่แปลงจากภาพสี RGB เป็นภาพระดับสีเทาในช่องสัญญาณ R, G, B.....	11
ภาพที่ 2 - 13 ตัวอย่างภาพค่า Histogram ที่ถูกตัด	11
ภาพที่ 3 - 1 กระบวนการประมวลผลหลักของการตรวจจับ optic disc	17
รูปภาพ 4 - 1 ตัวอย่างภาพถ่ายจอประสาทตาจากชุดข้อมูล	24
รูปภาพ 4 - 2 Ymod ผลลัพธ์จากการเพิ่มพารามิเตอร์ตามขั้นตอนในบทที่ 3.....	25
รูปภาพ 4 - 3 ผลลัพธ์จากช่อง Ymod แล้วทำการประมวลผล CLAHE.....	26
รูปภาพ 4 - 4 sharpening เพื่อให้ได้รูปที่มีความคมชัดของรายละเอียดเพิ่มขึ้น.....	27
รูปภาพ 4 - 5 ผลลัพธ์การตรวจจับเส้นเลือดจากอัลกอริทึมของ Tyler Coye	28
รูปภาพ 4 - 6 ผลลัพธ์จากการทำ Morphological.....	29
รูปภาพ 4 - 7 ผลลัพธ์จากการ labeling	30
รูปภาพ 4 - 8 ผลลัพธ์จาก Thinning Operation.....	31
รูปภาพ 4 - 9 ผลลัพธ์จากการหา end point	32

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

หน้า

รูปภาพ 4 - 10 ผลลัพธ์ของเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของแกน x	33
รูปภาพ 4 - 11 ผลลัพธ์ของเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของแกน y	34
รูปภาพ 4 - 12 ผลลัพธ์ของเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของแกน x และแกน y	35
รูปภาพ 4 - 13 แสดงบริเวณที่คาดว่าจะเป็น Optic disc.....	36
รูปภาพ 4 - 14 ผลลัพธ์ของกระบวนการตรวจจับ optic disc โดยมีขนาดหน้าต่าง 300x300 พิกเซล	37

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาของโครงการวิจัย

ปัจจุบันประเทศไทยมีผู้ป่วยเป็นโรคเกี่ยวกับดวงตาค่อนข้างมาก เช่น โรคเบาหวานขึ้นตา (Diabetic Retinopathy: DR) โรคจอประสาทตาเสื่อม (Age-Related Macular Degeneration: AMD) และโรคต้อหิน (Glaucoma) เป็นต้น โดยโรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาจะพบได้ในทุกช่วงวัย โรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาเกิดขึ้นประมาณร้อยละ 20 ของผู้ป่วยโรคเบาหวาน ซึ่งผู้ป่วยที่เป็นเบาหวานมาเป็นระยะเวลา 15 ปี จะพบว่าเป็นโรคเบาหวานเข้าจอประสาทตาได้ถึงร้อยละ 80 โดยผู้ป่วยประมาณร้อยละ 2 มีภาวะตาบอด และร้อยละ 10 เกิดการสูญเสียการมองเห็นขั้นรุนแรง เนื่องจากผู้ป่วยมีระดับน้ำตาลในเลือดสูงเป็นเวลานาน ทำให้เกิดความผิดปกติของหลอดเลือดในจอตา ส่วนโรคต้อหินเป็นโรคที่พบได้บ่อยในผู้สูงอายุ โรคต้อหินเป็นโรคที่ไม่แสดงอาการกระทันหัน แต่จะทำให้งานประสาทตาค่อยๆเสื่อมลงส่งผลให้เกิดการสูญเสียการมองเห็น

ในการวินิจฉัยโรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาและโรคต้อหินนั้น จักษุแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะตรวจหาลักษณะความผิดปกติในจอประสาทตาซึ่งงานประสาทตา (Optic disc) เป็นหนึ่งในโครงสร้างหลักของจอประสาทตาที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงในการตรวจรักษา ซึ่งการหาตรวจหางานประสาทตานั้นสามารถทำได้หลายวิธี เช่น เครื่องสแกนจอตาด้วยแสงเลเซอร์ (Optical Coherence Tomography) เป็นเครื่องมือที่ใช้คลื่นแสงในการประเมินลักษณะของจอตา, โครงสร้างของขั้วประสาทตา และเส้นใยประสาทตาเพื่อช่วยในการวินิจฉัยและติดตามการดำเนินไปของโรคจอตา, โรคต้อหิน และโรคที่มีความผิดปกติ อื่น ๆ ของเส้นประสาทตาและจลรวมภาพ แต่เครื่องมือดังกล่าวมีราคาสูง และมีเฉพาะในโรงพยาบาลเอกชนหรือโรงพยาบาลรัฐบาลขนาดใหญ่เท่านั้น ดังนั้นโรงพยาบาลส่วนใหญ่จะใช้กล้องถ่ายภาพจอตา (Fundus camera Nonmyd ALFA-D) ซึ่งเป็นกล้องถ่ายภาพจอตาโดยที่ไม่ต้องขยายม่านตาและราคาไม่แพง ใช้เพื่อถ่ายภาพจอตาผู้ป่วยเพื่อหาความผิดปกติ ต่าง ๆ เช่น เบาหวานขึ้นตา จอตาเสื่อม ทำให้สะดวกและรวดเร็วในการวินิจฉัยโรคทางจอตา และใช้เพื่อตรวจคัดกรองผู้ป่วยในปริมาณมาก แต่ภาพที่ได้จากกล้องถ่ายภาพจอตาบางครั้งมีความไม่ชัดเจน อาจเนื่องมาจากหลายสาเหตุ เช่น ผู้ป่วยมีภาวะโรคอื่นแทรกซ้อน ทำให้ภาพมีสิ่งรบกวนเยอะ สี ลักษณะ และรูปร่างของงานประสาทตา (Optics disc) ในภาพถ่ายมีความคล้ายคลึงกับจุดไขมันสีเหลือง (exudates) และจุดของชั้นจอประสาทตาขาดเลือด (cotton wool spot) เป็นต้น ทำให้จักษุ

แพทย์ผู้เชี่ยวชาญต้องใช้เวลาในการหาและระบุตำแหน่งของงานประสาทตาทำให้วินิจฉัยโรคได้อย่างล่าช้า

โครงการวิจัยนี้ประกอบไปด้วยการศึกษา ทดลอง เพื่อให้ได้ขั้นตอนวิธีที่สามารถตรวจจับและระบุตำแหน่งของงานประสาทตา (Optic Disc) บนภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความซับซ้อนสูง ซึ่งภาพที่มีความซับซ้อนสูงอาจทำให้การสกัดหาและระบุตำแหน่งของงานประสาทตาเกิดการผิดพลาดหรือคลาดเคลื่อนได้ ทางคณะผู้วิจัยจึงคิดค้นขั้นตอนวิธีที่สามารถตรวจจับและระบุตำแหน่งของงานประสาทตาให้ได้ผลลัพธ์อย่างแม่นยำ เพื่ออำนวยความสะดวกให้จักษุแพทย์วินิจฉัยโรคได้ง่ายขึ้นเป็นการลดภาระงานของจักษุแพทย์ลงได้ โครงการวิจัยนี้จะทำการทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีสำหรับตรวจจับและระบุตำแหน่งของงานประสาทตาบนภาพถ่ายจอประสาทตา ที่ได้จากเว็บข้อมูลที่เปิดสาธารณะ Drive database และ STARE database ซึ่ง Drive database เป็นฐานข้อมูลสาธารณะที่จัดตั้งขึ้นเพื่อศึกษาภาพจอประสาทตา และสามารถแบ่งปันผลลัพธ์งานวิจัยให้กับนักวิจัยคนอื่นได้ผ่านทางเว็บนี้ STARE database เป็นฐานข้อมูลสาธารณะอีกฐานข้อมูลหนึ่ง ที่เปิดให้นักวิจัยสามารถเข้าไปโหลดข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตา มาใช้ทดลองในการวิจัยได้รวมถึงใช้เพื่อการศึกษาได้

1.2 ประเด็นปัญหาทางานวิจัย

ประเด็นปัญหาทางานในการแยกส่วนของงานประสาทตาสามารถจำแนกได้ดังต่อไปนี้

- การตรวจจับหางานประสาทตาในสถานะที่ภาพถ่ายจอประสาทตาของผู้ป่วยมีความซับซ้อนสูง
- การระบุตำแหน่งของพื้นที่งานประสาทตาในสถานะที่ภาพถ่ายจอประสาทตาของผู้ป่วยมีความซับซ้อนสูง

ประเด็นที่ 1 เนื่องจากภาพถ่ายจอประสาทตามีสิ่งรบกวนภายในภาพค่อนข้างมากทั้ง สี ลักษณะ และรูปร่างของงานประสาทตา มีความคล้ายคลึงกับองค์ประกอบส่วนอื่น ๆ ที่อยู่ภายในภาพถ่ายจอประสาทตา จึงเป็นเรื่องยากในการตรวจจับหางานประสาทตาที่ถูกต้อง

ประเด็นที่ 2 การระบุตำแหน่งงานประสาทตานั้นเป็นเรื่องที่ยาก เนื่องจากภาพถ่ายจอประสาทตาของผู้ป่วยแต่ละคนจะมีตำแหน่งบนภาพของงานประสาทตาที่ไม่เหมือนกัน จึงเป็นเรื่องค่อนข้างยากในการระบุตำแหน่งงานประสาทตาให้ได้ผลลัพธ์อย่างแม่นยำ

1.3 วัตถุประสงค์การวิจัย

1. ศึกษาวิธีการตรวจจับงานประสาทตาในสภาพแวดล้อมที่มีความแปรปรวนและซับซ้อนสูง
2. ศึกษาวิธีการระบุตำแหน่งของงานประสาทตาในสภาพแวดล้อมที่มีความแปรปรวนและซับซ้อนสูง

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1. ชุดข้อมูลจากเว็บไซต์สาธารณะ จำนวน 80 ภาพ
2. ชนิดของภาพเป็นภาพที่ได้จากเว็บไซต์ DRIVE database และ STARE database
3. ระบุตำแหน่งของงานประสาทตาในสภาวะที่มีความซับซ้อนสูง

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้ความรู้จากการศึกษาวิธีการประมวลผลภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีอยู่อย่างหลากหลาย และนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัยได้อย่างมีประสิทธิภาพ
2. ได้ขั้นตอนวิธีที่ให้ผลลัพธ์ออกมาเพื่อช่วยหาตำแหน่งงานประสาทตา
3. เพื่อช่วยลดเวลาในการพิจารณาภาพ ประกอบการตัดสินใจของจักษุแพทย์
4. สามารถนำขั้นตอนวิธีการนี้ไปเป็นต้นแบบของขั้นตอนวิธีการในการวินิจฉัยโรคอื่น ที่มีระบบโครงสร้างการประมวลผลภาพคล้ายคลึงกัน หรือมีรูปแบบการประมวลผลในทิศทางเดียวกัน

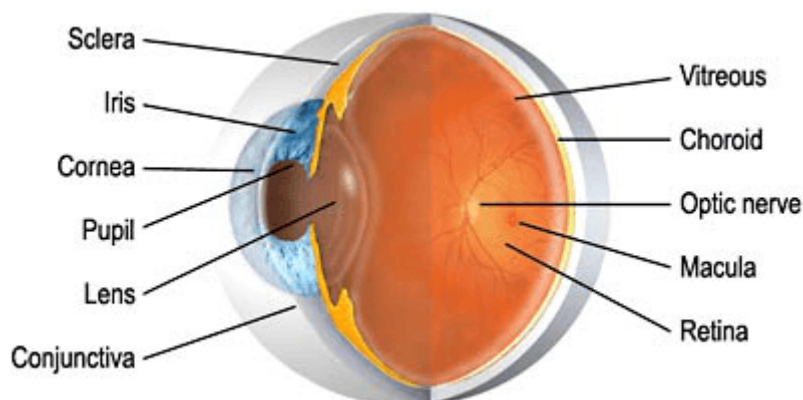
บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

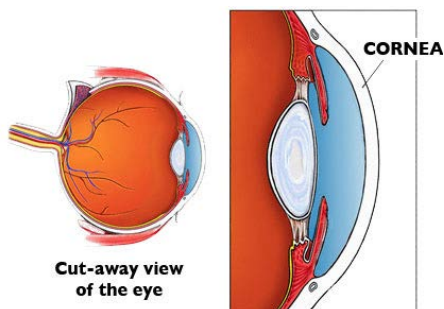
2.1.1. กายวิภาคศาสตร์ของดวงตา

ตา คือ อวัยวะที่ทำหน้าที่รับแสง โดยสัตว์แต่ละชนิดจะมีอวัยวะรับแสงที่แตกต่างกัน ตาที่เรียบง่ายที่สุดจะไม่สามารถทำอะไรได้เลยเว้นแต่การรับรู้ว่าสิ่งแวดล้อมนั้นมีมืดหรือสว่างเพื่อให้สามารถปรับตัวให้เข้ากับการเปลี่ยนแปลงของสภาพแวดล้อมได้ สายตาคือหนึ่งในประสาทสัมผัสทั้งห้าที่มีความสำคัญมากที่สุดของมนุษย์ และหลายคนกลัวการตาบอดมากกว่าความพิการอื่นๆ ตาช่วยให้เราสามารถมองเห็น สี และมิติของวัตถุต่างๆ โดยการประมวลผลจากแสงสะท้อน ตาเปลี่ยนรังสีของแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า แล้วส่งไปยังสมอง ซึ่งจะแปลสัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้เป็นภาพที่เรามองเห็น องค์ประกอบของตา สามารถแบ่งออกได้เป็นหลายส่วนด้วยกัน โดยองค์ประกอบหลักสามารถแบ่งได้ดังนี้



ภาพที่ 2 - 1 องค์ประกอบของตา

กระจกตา (Cornea) เป็นส่วนของตาดำเสมือนกระจกซึ่งจะมีความใส และทำให้เกิดการหักเหของแสงมากที่สุด กระจกตาประกอบด้วยเนื้อเยื่อทั้งหมด 5 ชั้น ชั้นบนที่สุดเรียกว่า epithelium เป็นปราการด่านแรกที่ ปกป้องดวงตาจากการได้รับอันตราย ซึ่งชั้น epithelium นี้เป็นชั้นที่มีเซลล์ที่มีความสามารถในการแบ่งตัวได้อย่างรวดเร็ว โดยสามารถแบ่งตัวมาคลุมกระจกตาได้หมดภายใน 3 วัน ทำให้การหายของแผลเกิดได้อย่างรวดเร็วหลังการเกิดแผลที่กระจกตาขึ้น ในส่วนของเซลล์ชั้นกลางซึ่งเป็นชั้นที่หนาที่สุดของกระจกตาจะเสริมสร้างความแข็งแรงให้ดวงตา



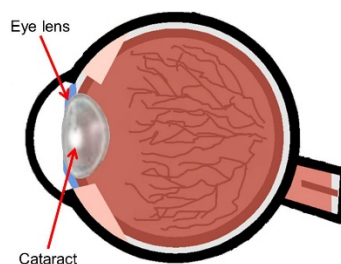
ภาพที่ 2 - 2 กระจกตา

ม่านตา (Iris) ม่านตาเป็นเนื้อเยื่อชนิดหนึ่งของลูกตา เป็นเนื้อเยื่ออยู่หน้าสุดของผนังลูกตา ชั้นกลาง เป็นเนื้อเยื่อบางๆ เป็นแผ่นกลม ตรงกลางมีรูเรียกว่า รูม่านตา ม่านตามีสีต่างๆได้ตามลักษณะเชื้อชาติเช่น ดำ น้ำตาล หรือสีเทา ม่านตาสามารถปรับหดและขยายได้ เพื่อให้รูม่านตาปรับเล็กลงหรือขยายใหญ่ขึ้น เพื่อรับแสงให้ได้พอเหมาะในการเห็นภาพ ดังนั้นเมื่อสว่างมากรูม่านตาจะเล็กลง แต่ในที่มืดรูม่านตาจะขยายใหญ่ขึ้น



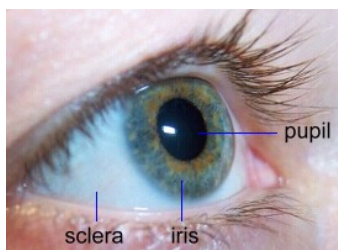
ภาพที่ 2 - 3 ม่านตา

เลนส์แก้วตา (Lens) เป็นส่วนที่ใสอยู่หลังม่านตา หน้าที่ของเลนส์แก้วตาคือช่วยโฟกัสเพื่อการมองเห็นที่ชัดเจนมากขึ้นสำหรับการอ่านหรือการมองระยะใกล้ โดยการปรับรูปร่างของเลนส์ให้เหมาะสม



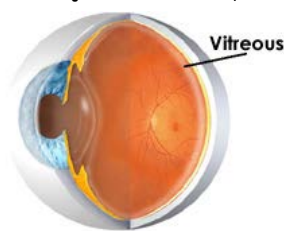
ภาพที่ 2 - 4 เลนส์แก้วตา

รูม่านตา (Pupil) เป็นรูกลม ๆ ที่เห็นในดวงตา มีหน้าที่ควบคุมปริมาณแสงที่ผ่านเข้าสู่ลูกตา เมื่ออยู่ในสภาพแวดล้อมที่มีแสงจ้า ม่านตาจะหดทำให้แสงเข้าตาได้น้อยลง ส่วนในที่มืดม่านตาจะขยายเพื่อให้แสงเข้าตาได้มากขึ้น



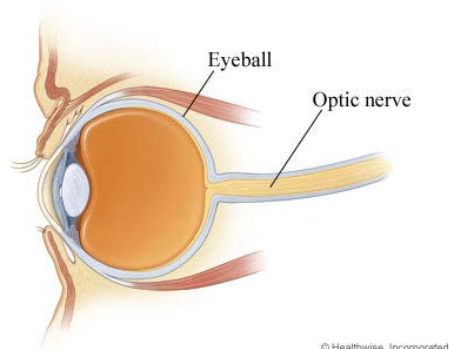
ภาพที่ 2 - 5 รูม่านตา

น้ำวุ้นตา (Vitreous) น้ำวุ้นตาลักษณะคล้ายเจลใสอยู่ด้านหลังลูกตา ทำหน้าที่ให้ลูกตาคงรูปลักษณะกลมตลอดเวลา ในผู้ที่มีสายตาสั้นมาก ๆ บางครั้งอาจสังเกตเห็นว่ามีจุดดำหรือใยสีดำลอยไปมาในน้ำวุ้นตา ซึ่งเกิดจากการที่น้ำวุ้นตาเสื่อมนั่นเอง วุ้นตามีส่วนประกอบเป็นส่วนของน้ำประมาณ 98% ที่เหลือเป็นสารหลายชนิด เช่น Collagen, Hyaluronan และโปรตีน โดยหน้าที่ของวุ้นตา คือ เพื่อทรงลูกตาให้มีรูปร่างคงที่ ตลอด จนเป็นแหล่งอาหารแก่ แก้วตา, เนื้อเยื่อ Ciliary body และจอตา โดยปกติวุ้นตาจะมีลักษณะเหนียวหนืด แต่จะค่อยๆ เสื่อมโดยเปลี่ยนเป็นน้ำใสเมื่ออายุมากขึ้น เมื่ออายุ 80 ปี มากกว่าครึ่งหนึ่งของวุ้นตาจะเสื่อมกลายเป็นน้ำใส ในผู้ป่วยสายตาสั้นวุ้นตาจะเริ่มเสื่อมเร็วกว่าคนทั่วไปการเสื่อมของวุ้นตาจะทำให้บริเวณที่มันเคยยึดเกาะกับจอตาที่ค่อนข้างแน่นหลุดลอกออกไปจนในบางคนอาจนำไปสู่ภาวะจอตาหลุดลอกได้



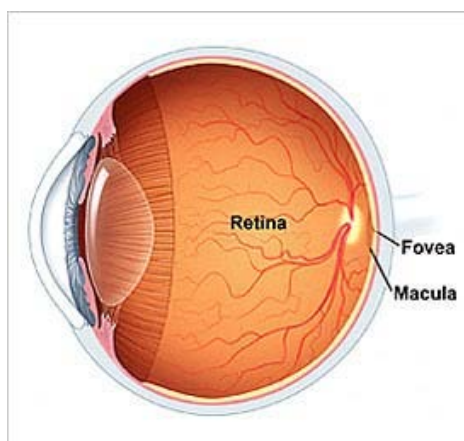
ภาพที่ 2 - 6 น้ำวุ้นตา

เส้นประสาท (Optic Nerve) เป็นตัวส่งผ่านการกระตุ้นของการมองเห็นจากจอประสาทตาไปยังสมอง



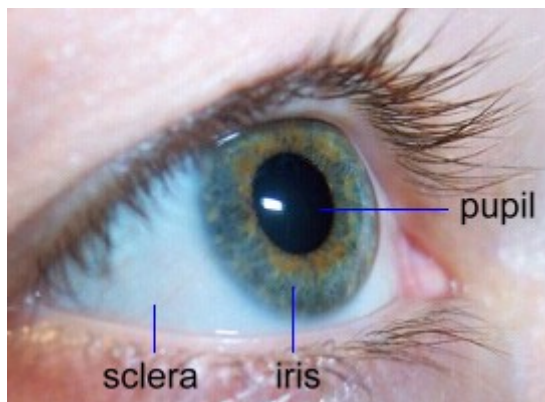
ภาพที่ 2 - 7 เส้นประสาท

จอประสาทตา (Retina) จอประสาทตาประกอบด้วยเส้นประสาทตาที่มีความละเอียดสูงอยู่ในผนังชั้นในของลูกตา ทำหน้าที่คล้ายกับฟิล์มถ่ายรูปโดยจะส่งผ่านรูปไปยังสมอง ซึ่งในภาวะสายตาปกติ การหักเหของแสงจะลงมาตกกระทบบที่จอประสาทตาพอดี



ภาพที่ 2 - 8 จอประสาทตา

นัยน์ตาขาว (Sclera) เป็นส่วนสีขาวของลูกตา ทำหน้าที่ป้องกันอันตรายต่อลูกตา ช่วยให้เกิดความแข็งแรงและเป็นโครงสร้างของลูกตา เป็นส่วนต่อจากกระจกตาไปด้านหลัง ประกอบด้วยสาร Collagen ชนิดที่เรียงตัวกันอย่างไม่เป็นระเบียบ จึงเป็นสีขาวไม่ใสอย่างกระจกตา เป็นส่วนห่อหุ้มเนื้อเยื่อภายในลูกตา และเป็นที่เกาะของกล้ามเนื้อนอกลูกตาที่อยู่ในเบ้าตา (Extraocular muscle) ที่มีหน้าที่ก่อกอง หรือเคลื่อนไหวลูกตา



ภาพที่ 2 - 9 นัยน์ตาขาว

2.1.2. กายวิภาคของประสาทตา

ประสาทตา เป็นส่วนที่ติดต่อดโดยตรงของสมองคล้ายกับ cerebral white mater เส้นประสาทตามี myelin sheath หุ้มจนถึงตำแหน่ง lamina cribrosa ของตาขาว ซึ่งเป็นตำแหน่งที่เส้นประสาทผ่านทะลุเข้าสู่นัยน์ตา myelin sheath จึงจะสิ้นสุดลง นอกจากนี้ประสาทตายังถูกห่อหุ้มด้วย dura, arachnoid และ pia และภายใน pia-arachnoid space จะมีน้ำไขสันหลังอยู่โดยเหตุนี้เวลาที่เกิดความดันในกะโหลกศีรษะเพิ่มขึ้นด้วยเหตุใด ๆ จึงทำให้เกิดขั้วประสาทตาบวมร่วมด้วย Fibres ของประสาทมาจาก retinal ganglion cells โดยมารวมกันเป็นเส้นประสาทตาซึ่งจะเป็น afferent visual fibres ทอดไปสู่ lateral geniculate body ต่อจากนั้นจึงมีการถ่ายทอดของเส้นประสาทไปสิ้นสุดที่ visual cortex นอกจากนี้ยังมี afferent pupillary fibres ซึ่งถ่ายทอดไปสู่ parasympathetic part ของ oculomotor nucleus ประสาทตา แบ่งได้เป็น 4 ส่วนคือ

Intra-Ocular part คือ ส่วนที่เรียกว่าขั้วประสาทตาหรือจานประสาทตา (optic nerve head หรือ optic disc หรือ papilla) ซึ่งสามารถเห็นได้ด้วยการส่องกล้องออปติคัลไมสโคป ประสาทตาผ่านทะลุตาขาว และเนื้อเยื่อของตาเข้าสู่นัยน์ตาโดยค่อนไปทางด้านในของขั้วหลังของนัยน์ตาลี็กน้อย และ optic nerve sheath จะติดต่อกับเปลือกชั้นนอกของตาขาวตรงตำแหน่งนี้ ส่วนเปลือกชั้นในของตาขาวจะถูก bundles ของประสาทตาทะลุผ่านเข้าไป ทำให้มีลักษณะเป็นรูพรุนคล้ายตะแกรง (sieve-like appearance) ซึ่งเรียกว่า “Lamina cribrosa” ซึ่งเป็นจุดที่บางที่สุดของตาขาว นอกจากนี้ myelin sheath ที่หุ้มเส้นประสาทก็จะสิ้นสุดลงที่ตำแหน่ง lamina cribrosa นี้ด้วย

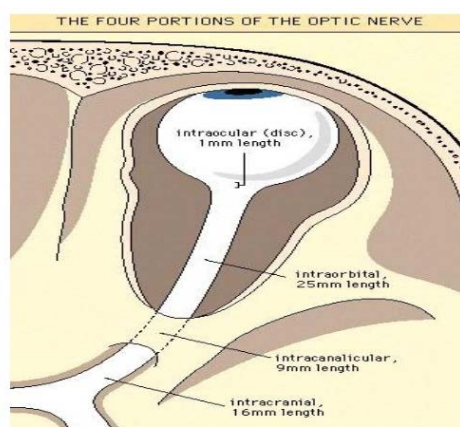
ประสาทตามีเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 1.5 มิลลิเมตร รูปไข่ โดยเส้นผ่าศูนย์กลางในแนวตั้งยาวกว่าเส้นผ่าศูนย์กลางในแนวนอนเล็กน้อย ตรงกลางของขั้วประสาทตาเป็นรอยเว้า เล็กน้อย เรียกว่า

“optic cup” หรือ “physiological cup” ตรงกลางรอยเว้ามี central retinal artery ผ่านเข้าสู่ นัยน์ตา และ central retinal vein ผ่านคู่ออกไปจากนัยน์ตาขนาด ของ optic cup ส่วนมากจะ ไม่เกิน 70% ของขนาดของขั้วประสาทตา และโดยมาก optic cup ของนัยน์ตาทั้งสองข้างมักเท่ากัน นอกจากนัยน์ตาทั้งสองข้างนั้นจะมีสายตาคิดปกติต่างกันมาก (เช่นข้างหนึ่งสายตาสั้น อีกข้างหนึ่ง สายตายาว) ความลึกของรอยเว้าแตกต่างกันในแต่ละคน บางรายอาจลึกมากจนสามารถมองเห็น lamina cribrosa ได้ สีของ optic cup ค่อนข้างซีด เนื่องจากบริเวณนี้ไม่มี nerve tissue ส่วนอื่นๆ ของขั้วประสาทตาเป็นสีชมพู เนื่องจากประสาทตามีเส้นเลือดฝอยเล็ก ๆ จำนวนมาก

Orbital part คือ ส่วนที่อยู่ระหว่างยอดของเบ้าตากับลูกนัยน์ตา ส่วนนี้มี ลักษณะโค้งเป็น รูป sigmoid curve เพื่อช่วยให้นัยน์ตากลอกไปมาได้โดยประสาทตาไม่ถึง central retinal artery ซึ่งเป็นแขนงของ ophthalmic artery จะเข้าสู่ประสาทตาตรงตำแหน่งประมาณ 1.25 เซนติเมตร หลังนัยน์ตา และทอดตามตรงกลางของประสาทตาเข้าสู่ optic cup และเรตินา ส่วน central retinal vein ซึ่งออกจากนัยน์ตาก็ทอดคู่มากับ central artery เช่นเดียวกัน เนื้อเยื่อของประสาทตา ส่วนใหญ่ได้รับเส้นเลือดหล่อเลี้ยงจากเส้นเลือดแดงเล็ก ๆ ซึ่งผ่านเข้าสู่เส้นประสาทตาจาก plexus ของเส้นเลือด (ซึ่งมาจาก posterior ciliary arteries) ใน pia mater นอกจากนี้ยังได้รับจากแขนง เล็ก ๆ ของ central retinal artery

Intracanalicular part เป็นส่วนที่อยู่ภายใน optic canal (ซึ่งประกอบขึ้นโดย กระดูก lesser wing of sphenoid และ body of sphenoid) และมี ophthalmic artery ทอดคู่มากับ

Intracranial part อยู่ระหว่าง intracranial opening ของ optic canal กับ optic chiasma ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ประสาทตาทั้งสองข้างมาพบกัน



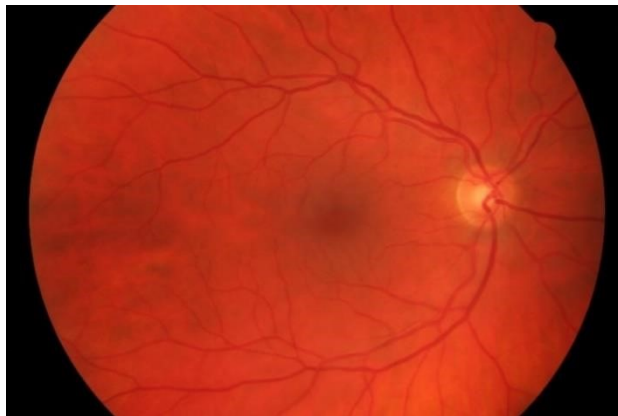
ภาพที่ 2 - 10 กายวิภาคของประสาทตา

2.1.3. การแปลงภาพสี RGB ให้เป็นภาพระดับเทา (Transforming from RGB Image to Gray Image)

การแปลงภาพสี RGB ให้เป็นภาพระดับเทานั้น ในขั้นตอนนำภาพที่ต้องการแปลง คือ ภาพในระบบ RGB ดังภาพที่ 2-11 ซึ่งแต่ละพิกัดของภาพจะประกอบด้วยค่าของเซตที่แสดงถึงค่าของ R ค่าของ G และค่าของ B ระบบจะทำการเปลี่ยนให้เป็นภาพระดับสีเทา (Grayscale) เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ภาพได้ง่ายขึ้นและรวดเร็วเพราะมีเพียงโทนสีเดียว เมื่อแปลงภาพเป็นระดับเทา แล้วจะทำให้แต่ละจุดภาพของภาพจะเหลือเพียงค่าความเข้มของสีมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 255 ดังภาพที่ 2-12 โดยสูตรที่นิยมใช้กันมากที่สุด คือ Craig Mark Wart ดังสมการ (1)

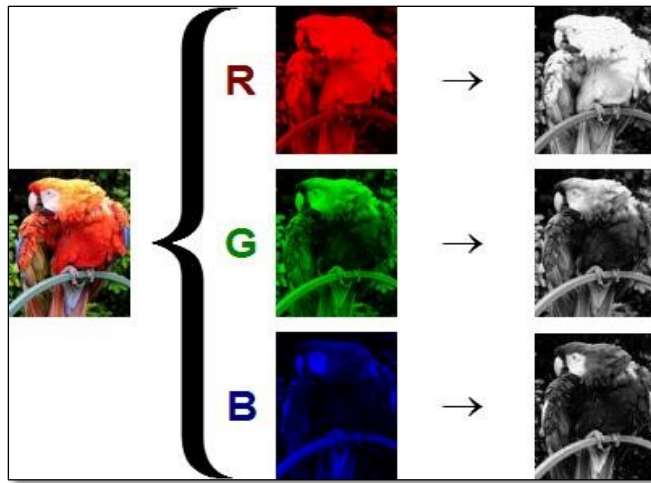
$$Y = R * 0.3 + G * 0.59 + B * 0.11 \quad (1)$$

โดยที่
 R แทน ค่าของสีแดง
 G แทน ค่าของสีเขียว
 B แทน ค่าของสีน้ำเงิน
 Y แทน ค่าของระดับสีเทา



ภาพที่ 2 - 11 ภาพต้นฉบับก่อนผ่านกระบวนการแปลงภาพสี RGB เป็นภาพระดับเทา

ซึ่งในส่วนของโปรแกรมจะใช้กระบวนการแปลงภาพสี RGB เป็นภาพระดับสีเทาโดยแยกสีแดง(Red) เขียว(Green) และ น้ำเงิน (Blue) เป็นภาพระดับสีเทา เพื่อการวิเคราะห์ภาพได้ง่ายยิ่งขึ้นและลดพื้นที่ในการประมวลผลโปรแกรม ดังภาพที่ 2-12 ประกอบไปด้วยช่องสีแดง สีเขียว และสีน้ำเงินตามลำดับ



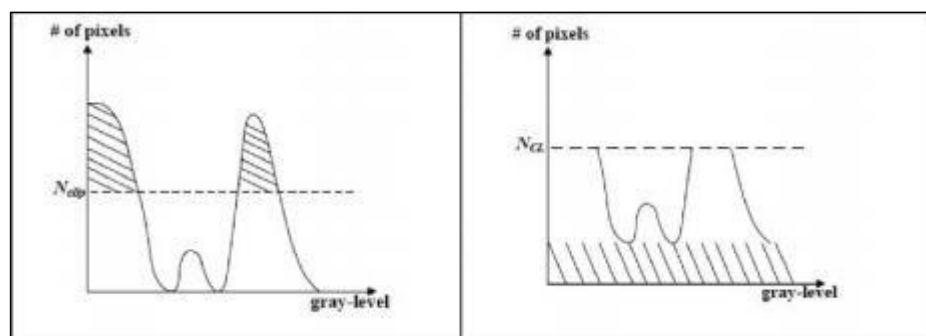
ภาพที่ 2 - 12 ตัวอย่างภาพที่แปลงจากภาพสี RGB เป็นภาพระดับสีเทาในช่องสัญญาณ R, G, B

(ที่มา : ไม่ปรากฏชื่อผู้แต่ง, 2553)

2.1.4. การใช้ฟังก์ชัน CLAHE เพื่อการปรับปรุงความคมชัดของภาพ

CLAHE คือ วิธีการเพิ่มคุณภาพของภาพซึ่งมีการพัฒนามาจาก Histogram Equalization (HE) โดย

S.M. Pizer (S. M. Pizer, et al, 1990) วิธีการนี้จะพิจารณารายละเอียดข้อมูลจาก HE ใน แต่ละค่าพิกเซลบนบริเวณพื้นส่วนกลางของภาพต้นฉบับ โดยค่าฮิสโตแกรมที่มีระดับสูงกว่า ค่าเฉลี่ยพิกเซลในระดับ gray จะถูกนำมากระจายให้กับทุกพิกเซลในภาพ gray scale ซึ่งแทนด้วยตัวแปร N_{clip} ดังภาพที่ 2-13



(a) ค่า Histogram ภาพต้นฉบับ

(b) ค่า Histogram ที่ถูกตัด

ภาพที่ 2 - 13 ตัวอย่างภาพค่า Histogram ที่ถูกตัด

(ที่มา : พิเศษ วยะละน, 2556)

ค่าฮิสโตแกรมนี้จะมีความแตกต่าง จากค่าฮิสโตแกรมอื่น โดยผู้ใช้สามารถกำหนดระดับ ความหนาแน่นของค่าพิกเซลได้ วิธีการดังกล่าวสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2)

$$N_{aver} = \frac{N_{CR-Xp} * N_{CR-Yp}}{N_{gray}} \quad (2)$$

กำหนดให้

N_{aver}	แทน ค่าเฉลี่ยพิกเซล
N_{gray}	แทน หมายเลขของค่า Gray Scale ในแต่ละพื้นที่
N_{CR-Xp}	แทน หมายเลขของพิกเซลใน X มิติในแต่ละพื้นที่นั้นๆ
N_{CR-Yp}	แทน หมายเลขใน Y มิติของพื้นที่นั้นๆ

จากพื้นฐานของสมการที่ 1 N_{CL} สามารถคำนวณจากสมการที่ (3)

$$N_{CL} = N_{clip} * N_{aver} \quad (3)$$

กำหนดให้

N_{CL}	แทน ค่าระดับ การตัดจริง
N_{clip}	แทน ค่าสูงสุดต่างๆในระดับ Gray Scale ของค่าเฉลี่ยพิกเซลในค่า

ระดับ Gray ตามลักษณะพื้นที่นั้นๆ โดยค่าฮิสโตแกรมจากภาพต้นฉบับแสดงในรูปที่ 1 เมื่อหมายเลขของพิกเซลมีค่ามากกว่า N_{clip} พิกเซลนั้นจะถูกตัดจากนั้นค่าพิกเซลจะถูกกระจาย ไปยังทุกพิกเซลในระดับ Gray ดังสมการที่ (4)

$$N_{cap} = \frac{N_{\Sigma clip}}{N_{gray}} \quad (4)$$

โดย N_{cap} คือ อัตราส่วนระหว่างผลรวมของ Histogram ต่อค่าสี่ระดับเทาจากพื้นฐานของสมการข้างต้นสามารถคำนวณค่าระดับของ Histogram ในแต่ละพื้นที่จากกฎดังเงื่อนไข

If $HCR(i) > N_{CL}$ then $HNCR(i) = N_{CL}$
 Else If $HCR(i) + N_{acp} \geq N_{CL}$ then $HNCR(i) = N_{CL}$;
 Else $HNCR(i) = HCR(i) + N_{acp}$;

กำหนดให้ $HCR(i)$ แทน หมายเลขของแต่ละพิกเซลในระดับ Gray ของพื้นที่นั้นๆ

i แทน หมายเลขของค่าในระดับ Gray หลังจากกระจายค่าฮิสโตแกรมใหม่ให้กับทุกพิกเซลในระดับ Gray ดังสมการที่ (5)

$$S = \frac{N_{gray}}{N_{LP}} \quad (5)$$

กำหนดให้

S แทน ค่า Histogram ใหม่ที่กระจายให้ทุกพิกเซล

N_{LP} แทน ค่าพิกเซลที่ตัดมาเพื่อใช้คำนวณค่าใหม่

2.1.5. ปรับปรุงคุณภาพภาพโดยใช้เทคนิคการปรับปรุงภาพในโดเมน YIQ

ระบบสีแบบ YIQ เป็นระบบที่ใช้ใน TV Broadcasting สำหรับ NTSC ประโยชน์หลักก็เพื่อให้ใช้งานได้กับโทรทัศน์แบบขาว-ดำ โดยที่ y คือความสว่างของภาพ ส่วน I และ Q จะเป็นสัญญาณที่เข้ารหัสสีของภาพไว้ดังนั้นสำหรับโทรทัศน์ขาว-ดำ นั้นสามารถใช้ค่า Y ค่าเดียวก็สามารถได้ภาพที่สมบูรณ์ วิธีการดังกล่าวสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (6)

$$Y = 0.30R + 0.59G + 0.11B$$

$$I = 0.60R - 0.28G - 0.32B \quad (6)$$

$$Q = 0.21R - 0.52G + 0.31B$$

โดยที่ R แทน ค่าของสีแดง

G แทน ค่าของสีเขียว

B แทน ค่าของสีน้ำเงิน

Y แทน ค่าของระดับสีเทา

I แทน ช่วงของสีส้มจนถึงน้ำเงิน

Q แทน ช่วงของสีม่วงจนถึงเขียว

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

โดย Ashi Agarwal และคณะ(2016) ได้นำเสนอวิธีการแยกส่วนของงานประสาทตา โดยประยุกต์ใช้วิธีการ Morphological Techniques และ Active Contour Fitting เพื่อใช้ในการหาส่วนของงานประสาทตา ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญของโรคต่างๆในจอประสาทตา เช่น โรคต้อหิน โรคเบาหวานขึ้นตา ชั้นแรกใช้ smoothing filters ในการเกลี่ยเส้นเลือด จากนั้นใช้ morphological operations ในการแยกส่วนของงานประสาทตาและกำจัดสิ่งที่ไม่เกี่ยวข้อง และใช้ active Contour

snake เป็นพื้นฐานในการหาส่วนของงานประสาทตา เป็นวิธีที่ให้ความถูกต้องในการแยกส่วนของงานประสาทตาค่อนข้างสูง

โดย Satoshi Hamaguchi และคณะ(2015) ได้เสนอวิธีการระบุตำแหน่งของงานประสาทตา โดยประยุกต์ใช้วิธีการ Gaussian Vessel detector and Tangent Information Transform ในงานวิจัยชื่อ Detect of Optic Disc Center based on Gaussian Vessel Detector and Tangent Information Transform ขึ้นแรกแปลงภาพให้อยู่ใน green channel domain จากนั้นแปลงเป็น grayscale ใช้ Gaussian Vessel แยกเส้นเลือด เมื่อลบเส้นเลือดออกไปแล้ว จะเหลือ optic disc ที่สว่างอยู่ จากนั้นใช้ Tangent Information Transform ตีวงหมุมรอบจุดที่สว่าง ก็จะได้ optic disc ออกมา แต่งานวิจัยชิ้นนี้ยังมีข้อจำกัดอยู่ เนื่องจากต้องใช้กับภาพที่มองเห็น optic disc อย่างชัดเจนเท่านั้น

โดย Elbalaoui, Boutaounte และคณะ (2014) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Segmentation and detection of diabetic retinopathy exudates” โรคเบาหวานขึ้นตาพบบ่อยที่สุดเกิดขึ้นเมื่อหลอดเลือดในการเปลี่ยนแปลงที่จอประสาทตา บางครั้งหลอดเลือดเหล่านี้เกิดการบวมและการรั่วไหลของของเหลวหรือแม้กระทั่งปิดอย่างสมบูรณ์จนกลายเป็นอาการแทรกซ้อน ในกรณีอื่นๆที่ผิดปกติเส้นเลือดใหม่เติบโตบนพื้นผิวของจอประสาทตา แต่ถ้าหากตรวจพบก่อนในระยะแรกๆ อาจจะสามารถลดความเสี่ยงของการตาบอดได้ บทความนี้นำเสนอวิธีการแบบอัตโนมัติสำหรับการตรวจหาสารที่หลังในภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความแม่นยำสูง ลำดับแรกภาพจะถูกแปลงเป็นรูปแบบ HSI หลังจาก preprocessing ภูมิภาคเป็นไปได้ที่มีสารหลังภาพแบ่งกลุ่มโดยไม่ต้องตรวจจับ Optic Disc (OD) ก่อนโดยใช้การปรับลดขั้นตอนวิธีการภาพ ช่วงเวลาที่คงที่ในหูตึงเวกเตอร์จะถูกจัดให้เป็นสารที่หลังและไม่มีสารที่หลัง-โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเข้ามาช่วยในการตรวจสอบ การทดสอบทั้งหมดจะถูกนำมาใช้ในฐานะข้อมูล DIARETDB1 อย่างไรก็ตามการตรวจจับ Optic disc ก่อนก็ยังเป็นสิ่งที่สำคัญลำดับต้นในการตรวจจับสารหลังในจอประสาทตา เนื่องจากภาพถ่ายที่นำไปใช้ในการประมวลผลนั้นส่วนของ Optic disc มีสีที่คล้ายกับสารหลัง หากสามารถสกัดส่วนที่เป็น Optic disc ได้ทั้งหมดก่อนก็จะเพิ่มความถูกต้องในการตรวจจับสารหลังเช่นกัน

โดย Gandhi และ Dhanasekaran (2015) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Investigation of severity of diabetic retinopathy by detecting exudates with respect to macula” โรคนี้สามารถตรวจพบโดยสัญญาณของการตกเลือด, Microaneurysms, สารที่หลังและความผิดปกติของจอประสาทตาในสายตามนุษย์ ในการตรวจสอบความผิดปกติเหล่านี้ได้ตามปกติจักษุแพทย์ต้องการต้องใช้เวลาในการคัดกรองผู้ป่วยเพื่อแยกระยะของอาการในการรักษาให้ถูกต้อง วิธีที่เสนอมีความแม่นยำในการตรวจสอบของสารที่หลังและความผิดปกติของจอประสาทตาโดยใช้เทคนิคการแบ่งส่วน JSEG ส่วนใหญ่ ส่วนแรกคือความเข้มข้นในการตรวจสอบการปรากฏตัวของสารที่หลังซึ่งเป็นขั้นของ

รอยโรคจอประสาทตาไขมันมีตัวแปรที่สำคัญคือขนาดและลักษณะของสารหลัง มีการระบุโดยระยะห่างระหว่าง exudates เพื่อนำไปใช้ในการหาส่วนที่เป็น exudates ความกังวลที่สำคัญของส่วนที่สองจะขึ้นอยู่กับ การตรวจสอบการปรากฏตัวของสารที่หลังที่เกี่ยวกับส่วนที่ระบุระดับความรุนแรงของความผิดปกติทำให้เกิดตาบอด ซึ่งอาจทำให้เกิดความผิดพลาดการทำงานหากใช้วิธีการนี้กับชุดข้อมูลอื่นที่ภาพถ่ายจอประสาทตามีลักษณะที่ไม่ได้มาตรฐานหรือองค์ประกอบของรูปภาพบางส่วนไม่ชัดหรือขาดไป

โดย Akter, Uddin และคณะ (2014) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Morphology-based exudates detection from color fundus images in diabetic retinopathy” บทความนี้ นำเสนอวิธีการที่ลักษณะทางสัญญาณวิทยาที่ใช้สำหรับการตรวจสอบของเบาหวานผ่านสารที่หลังจากภาพถ่ายจอประสาทตา พวกเขาใช้วิธีการของเราในภาพอวัยวะและได้รับผลที่น่าพอใจซึ่งมีการเปรียบเทียบกับจักษุแพทย์วาดด้วยมือขอบเขตด้วยมือ ในบรรดา 100 ภาพเทคนิคที่นำเสนอพบ 44 ภาพเป็นปกติ 35 จะอ่อนเบาหวาน 7 รูปได้รับผลกระทบปานกลาง 13 รูปได้รับผลกระทบอย่างรุนแรง และ 1 ภาพให้ผลที่ไม่ถูกต้อง ผลการตรวจพบมีความคล้ายคลึงกับจักษุแพทย์จริงพื้นดินที่วาดด้วยมือ ความถูกต้องของวิธีการแบ่งส่วนเนื้อแบบดั้งเดิมคือ 85% วิธีการจัดกลุ่มโดยใช้ fuzzy c-means เป็น 92.18% และมีวิธีการของบทความนี้คือ 99%

โดย Dutta, Srivastava และคณะ (2015) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Exudates detection in digital fundus image using edge based method & strategic thresholding” พวกเขา นำเสนอขั้นตอนวิธีการประมวลผลภาพในการตรวจสอบสถานะของสารที่หลังในภาพถ่ายจอประสาทตา สำหรับเบาหวานการปรากฏตัวของสารที่หลังในภาพอวัยวะเครื่องหมายจุดเริ่มต้นของการสูญเสียการมองเห็นและด้วยเหตุนี้การตรวจสอบสารที่หลังได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพจึงเป็นที่สำคัญ อัลกอริทึมที่นำเสนอเป็นวิธีการเชิงกลยุทธ์ที่เอาการตรวจจับเท็จเพราะเสียงที่สร้างขึ้นด้วยเหตุผลที่แตกต่างกัน โดยใช้การรวมกันเชิงกลยุทธ์ของสองวิธีอิสระที่อยู่ในเกณฑ์และการตรวจสอบขอบจะช่วยให้ในการกำจัดชนิดที่เป็นไปได้ทั้งหมดของเสียงที่นำไปสู่ exudates เท็จที่อาจได้พุ่ง. ดังนั้นวิธีการตรวจหาสารที่หลังนี้มีความได้เปรียบของความถูกต้องเพิ่มขึ้น ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าวิธีนี้มีข้อได้เปรียบที่ชัดเจนของความถูกต้องในแง่ของการตรวจสอบสารที่หลังในภาพ Fundus ดิจิตอลโดยไม่สูญเสียเวลาในการคำนวณ

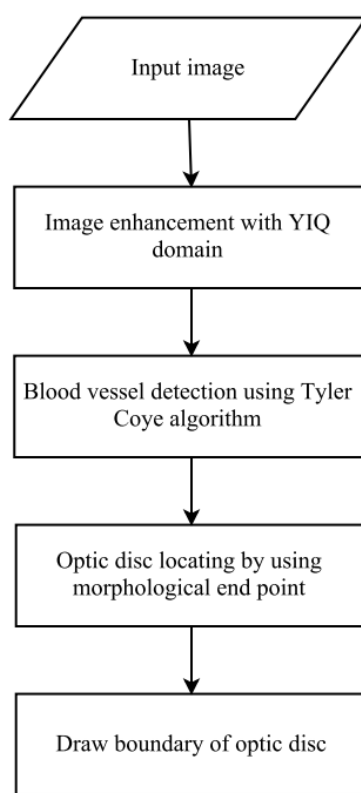
โดย Luanguangrong, Kulkasem และคณะ (2015) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Automatic exudates detection in retinal images using efficient integrated approaches” งานวิจัยนี้ ได้นำเสนอวิธีการในการตรวจสอบสารที่หลังจากภาพถ่ายจอประสาทตาเป็นโรคเบาหวาน การตรวจหาสารที่หลังในช่วงต้นของผู้ป่วยเบาหวานจะช่วยลดความรุนแรงในโรคเบาหวาน วิธีที่เสนอสำหรับ exudates การตรวจสอบประกอบด้วย 5 ขั้นตอนหลักดังนี้

- 1) เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยใช้ความคมชัดที่จำกัดการปรับตัวเท่าเทียมกันของ Histogram (CLAHE)
- 2) เพื่อใช้วัตถุแอดทริบิวต์ Thresholding อัลกอริทึม (OAT) สำหรับกำจัดวัตถุที่ไม่ใช่วัตถุในจอประสาทตา
- 3) ใช้อัลกอริทึม Frangi บนพื้นฐานของการกรองในการตรวจหาเส้นเลือด
- 4) ในการตรวจสอบ Optic disc ของจอประสาทตาโดยใช้การรวมกันระหว่างการวิเคราะห์แบบหลายความละเอียดและ Hough transform
- 5) การจำแนกสารที่หลงในภูมิภาคที่ยังเหลืออยู่กับขั้นตอนวิธีของลำดับชั้น fuzzy c-means .oการจัดกลุ่ม วิธีที่เสนอมะทำการทดสอบกับภาพจาก DIARETDB มาตรฐานของภาพถ่ายจอประสาทตาที่เป็นเบาหวาน

บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้จะศึกษาวิธีการแยกภาพถ่ายส่วนของ optic disc ที่มีสีคล้ายคลึงกับสีของ exudates ออกก่อนเพื่อให้ได้สามารถตรวจจับส่วนที่เป็น exudates ได้ถูกต้องมากขึ้นโดยมีขั้นตอนการทำงานดังรูปที่ 3-1



ภาพที่ 3 - 1 กระบวนการประมวลผลหลักของการตรวจจับ optic disc

วิธีการที่นำเสนอในงานวิจัยนี้เริ่มทำตั้งแต่วันที่ 4 กระบวนการหลัก ในส่วนขั้นตอนที่ 1) ปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยใช้โดเมน YIQ 2) ตรวจจับเส้นเลือดโดยการปรับปรุงวิธีการของ Tyler Coye 3) ค้นหาตำแหน่งของ optic disc โดยการใช้ morphological end point 4) วาดขอบเขตของ optic disc โดยใช้ขนาดหน้าต่าง 300 × 300

3.1. การปรับปรุงคุณภาพของภาพ

3.1.1. YIQ

ส่วนนี้ผู้วิจัยจะทำการปรับปรุงและเพิ่มประสิทธิภาพของภาพถ่ายให้อยู่ในรูปแบบที่พร้อมใช้งานในขั้นตอนถัดไปโดยทำการแปลงภาพถ่ายเป็นโดเมน YIQ ปกติภาพจอประสาทตาเดิมมีสามช่องทางสีคือ R, G, และ B ซึ่ง YIQ เป็นระบบที่ใช้ใน TV Broadcasting สำหรับ NTSC ประโยชน์หลักก็เพื่อให้ใช้งานได้กับโทรทัศน์แบบขาว-ดำ โดยที่ y คือความสว่างของภาพ ส่วน I และ Q จะเป็นสัญญาณที่เข้ารหัสสีของภาพไว้ดังนั้นสำหรับโทรทัศน์ขาว-ดำ นั้นสามารถใช้ค่า Y ค่าเดียวก็สามารถได้ภาพที่สมบูรณ์ โดยจะเปลี่ยนไปยังช่อง YIQ โดยใช้สมการในการแปลงค่าคือ RGB ไปเป็น YIQ ดังสมการที่ 3-11

$$\begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} .299 & .587 & .114 \\ .596 & -.274 & -.321 \\ .211 & -.523 & .311 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (3-1)$$

เมื่อ Y เป็นเพียงส่วนประกอบในทีวีสีดำและสีขาว ในทางกลับกัน I และ Q มาตรฐานของข้อมูลที่เป็นสี

จากนั้นเลือกปรับปรุงในส่วนของช่อง Y เพราะการทำงานของเส้นเลือดดำกับภาพที่เป็นไบนารีซึ่งมีผลการดำเนินงานที่ดีของเส้นเลือดสำหรับการตรวจสอบ ในการปรับปรุงสมการของ Y ผู้วิจัยได้เพิ่มพารามิเตอร์ a , b และ c เพื่อใช้ลดความแปรปรวนของความสว่างในภาพช่อง Y และได้ Y_{mod} ที่ผ่านกระบวนการประมวลผลมาจากการเพิ่มค่าพารามิเตอร์ $[a, b, c] = [1.5, -1, -1]$ ดังสมการที่ 3-2

$$Y_{mod} = (a \times Y) + (b \times I) + (c \times Q) \quad (3-2)$$

3.1.2. CLAHE

หลังจากที่ได้ช่อง Y_{mod} ที่ได้จากการเปลี่ยนโดเมนสีจาก RGB เป็น YIQ แล้ว CLAHE ถูกนำไปใช้ช่อง Y_{mod} เพื่อที่จะให้ได้ภาพจอประสาทตาที่จะกระชับขอบระหว่างวัตถุแต่ละเพื่อเพิ่มคุณภาพของวัตถุที่น่าสนใจที่เห็นได้ชัดและสามารถระบุได้ง่ายขึ้น

3.1.3. Image sharpening

เพื่อให้ได้ภาพที่มีความคมชัดของรายละเอียดเพิ่มขึ้นหลังจากการประมวลผลภาพโดยใช้ CLAHE เช่นในกรณีภาพเบลอที่ เกิดจากการผิดพลาดหรือโดยธรรมชาติของการถ่ายภาพ ผู้วิจัยจึงใช้หลักการของ sharpening ซึ่งดำเนินการได้โดยการดิฟเฟอเรนเชียลในสเปซเฟรียลโดเมน โดยปกติแล้ว ผลตอบสนองที่ได้จากตัวดำเนินการอนุพันธ์จะเป็นสัดส่วน กับระดับความไม่ต่อเนื่องในข้อมูลภาพ ดังนั้นการหาอนุพันธ์ของภาพเป็นการปรับปรุงขอบของวัตถุในภาพ รวมไปถึงจุดที่ไม่ต่อเนื่องที่ปรากฏอยู่ในภาพ (สัญญาณรบกวน) และตัวดำเนินการนี้จะปลดความเข้มข้นของข้อมูลในพื้นที่ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของข้อมูล

3.2. การตรวจจับเส้นเลือดโดยการปรับปรุงวิธีการของ Tyler Coye

ในส่วนนี้เราจะใช้ขั้นตอนวิธีการที่ตรวจจับเส้นเลือดจากภาพถ่ายจอประสาทตาของ Tyler Coye ในการนำอัลกอริทึมในการตรวจจับเส้นเลือดเราจะใช้ช่อง Ymod จากส่วนการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสำหรับการดำเนินงานเพื่อให้ผลลัพธ์ที่ดีของเส้นเลือดที่ตรวจจับด้วยอัลกอริทึมที่มีความแม่นยำสูงเมื่อได้เส้นเลือดที่ได้จากอัลกอริทึมของ Tyler Coye แล้วปรับปรุงเส้นเลือดเพื่อให้ได้เส้นเลือดที่มีความถูกต้องและเส้นเลือดที่มีความต่อเนื่องกัน เนื่องจากเส้นเลือดที่ได้จากอัลกอริทึมของ Tyler Coye มีการสกัดบางส่วนที่ไม่ใช่เส้นเลือดติดมาด้วย หรืออาจมีเส้นเลือดขนาดเล็กบางส่วนที่ขาดจากเส้นเลือดเดิม โดยมีขั้นตอนวิธีการดังต่อไปนี้

3.2.1. Morphological Operation

Mathematical morphology เป็นเครื่องมือที่ใช้ทางด้าน Digital image processing สำหรับตัดต่อ หรือแต่งเติมส่วนขอบของภาพ โครงสร้างของภาพ โดยใช้ทฤษฎีของเซต ซึ่งเซตใน Morphology จะแทนรูปร่างหรือรูปทรงของวัตถุในภาพ เช่นกลุ่มของสีดำทั้งหมดในภาพไปนารี สำหรับการทำให้ Morphological สามารถใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวน ขยายพื้นที่ของวัตถุ และกำจัดส่วนเกินของวัตถุที่ไม่ใช่เส้นเลือดออกไปได้บางส่วน

3.2.2. Feature extraction

การหาคุณลักษณะพิเศษของพิกเซลภายในภาพจากขั้นตอน morphological operation ในขั้นตอนนี้จะดำเนินการแบ่งภาพด้วยวิธีการมองลักษณะของเส้นเลือดที่มีโครงข่ายต่อเนื่องกันมากที่สุดเป็นหนึ่งกลุ่มข้อมูลแล้วใช้วิธีการ labeling เพื่อแยกกลุ่มข้อมูลที่อยู่ติดกันมากที่สุดออกเป็นกลุ่ม

ย่อยๆ ซึ่งแน่นอนว่ากลุ่มของเส้นเลือดที่มีโครงข่ายติดต่อกันมากที่สุดจะมีขนาดใหญ่ที่สุด ก็จะสามารถแยกเส้นเลือดที่เป็นเส้นหลักออกมาได้

3.3. ค้นหาตำแหน่งของ optic disc โดยการใช้ morphological end point

3.3.1. Thinning Operation

เป็นขั้นตอนการทำรูปภาพของเส้นเลือดที่ได้จากการสกัดเส้นเลือดออกมามาทำ thinning operation เพื่อให้เกิดโครงสร้างของเส้นเลือดที่เป็นโครงสร้างแบบเส้นเพื่อที่จะนำไปใช้ในการหาจุดบนเส้นเลือดต่อไป

3.3.2. Morphological operation end point

ในขั้นตอนนี้เป็นการนำโครงสร้างของเส้นเลือดที่ผ่านการทำ thinning operation มาทำการหาจุดยุติหรือจุดปลายของเส้นเลือดในแต่ละแขนงโดยใช้ morphological operation end point

3.3.3. Quasi-Euclidean geodesic distance

หลังจากที่ได้จุดปลายของเส้นเลือดในทุกสาขาแล้ว ในขั้นตอนนี้ได้เลือกจุดที่มีค่ามากที่สุดของทั้งแกน x และแกน y ดังสมการ $(\min(x), y_1)$, $(\max(x), y_2)$, $(x_1, \min(y))$ และ $(x_2, \max(y))$ และเพื่อที่จะหาเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่าง $(\min(x), y_1)$ ไป $(\max(x), y_2)$, และ $(x_1, \min(y))$ ไป $(x_2, \max(y))$ ได้ใช้วิธีการ Quasi-Euclidean geodesic distance เพื่อหาพื้นที่ที่เป็นจุดตัดระหว่างเส้นทั้งสองเส้น

Algorithm 1 Optic Disc Identification

Input: $Endpoints$, ThinnedImage

Output: OD

```

1: begin
2:    $Max_h = Max_{Horizontal}(Endpoints)$ 
3:    $Min_h = Min_{Horizontal}(Endpoints)$ 
4:    $Max_v = Max_{Vertical}(Endpoints)$ 
5:    $Min_v = Min_{Vertical}(Endpoints)$ 
6:    $Line_{horizontal} = QuasiDistance(Max_H, Min_H)$ 
7:    $Line_{vertical} = QuasiDistance(Max_V, Min_V)$ 
8:    $Line_{center} = Size(ThinnedImage_{vertical})/2$ 
9:   Finding intersection of Horizontal and Vertical Line
10:  for  $i = 1$  to  $Size(Line_{horizontal})$  do
11:    if  $Line_{horizontal}(i) == Line_{vertical}(j)$  then
       $candidate = Line_{horizontal}(i)$ 
12:    end for
13:  for  $j = 1$  to  $Size(OD)$  do
14:    if  $candidate_j == Distance(Min(OD))$  then  $OD$ 
       $= candidate_j$ 
15:  end for
16: end

```

ภาพที่ 3-2 ขั้นตอนวิธีในการระบุตำแหน่งงานประสาทตา

จากภาพที่ 3-2 แสดงขั้นตอนวิธีในการระบุตำแหน่งงานประสาทตาโดยข้อมูลนำเข้าจะประกอบไปด้วยจุดสิ้นสุดของแต่ละเส้นเลือด ($Endpoints$) และภาพเส้นเลือดที่ผ่านกระบวนการ Thinning มาแล้ว ในขั้นตอนนี้จะเริ่มจากการหาค่าตำแหน่งที่น้อยที่สุดและมากที่สุดของจุดสิ้นสุดทางด้านแนวนอน ($Line_{horizontal}$) และทางด้านแนวตั้ง ($Line_{vertical}$) จากนั้นหาระยะห่างโดยใช้ Quasi-Distance ซึ่งจะได้เซตของพิกเซลระหว่างจุดสิ้นสุดทางด้านแนวตั้งและแนวนอนตามลำดับ เมื่อได้เซตของจุดทั้งสองแนวแล้วจึงหาส่วนที่ซ้อนทับกันของทั้งสองเส้นเพื่อเป็นจุดสำหรับระบุตำแหน่งของงานประสาทตา เมื่อระบุตำแหน่งแล้วถ้าหากตำแหน่งที่ซ้อนทับกันมากกว่าหนึ่งตำแหน่ง จะเลือกตำแหน่งที่ซ้อนทับกันที่เข้าใกล้เส้นกึ่งกลางมากที่สุด ($Line_{middle}$)

3.3.4. Optic disc locating

หลังจากที่ได้พื้นที่ที่เป็นจุดตัดแล้วได้ทำการใช้วิธีการ morphological operation end point อีกครั้งหนึ่งเพื่อหาจุดปลายของพื้นที่ที่เป็นจุดตัดจะได้จุดปลายเพียงสองจุด จากนั้นทำการนำ

ทั้งสองจุดดังกล่าวมาทำการพิจารณาด้วยเครื่องหนึ่งของความสูงของภาพเพื่อหาจุดที่มีความใกล้เคียงกับ optic disc มากที่สุดและใช้ตำแหน่งนั้นเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการสร้างขอบเขตของ optic disc

3.4. การสร้างขอบเขตของส่วนที่เป็น optic disc

ในส่วนนี้เราสร้างหน้าต่างขนาด 300×300 พิกเซล จากตำแหน่งอ้างอิงที่ได้มา ซึ่งขนาดของหน้าต่างพิจารณาจากการทดสอบกับทั้งชุดข้อมูลแล้ว ผลปรากฏว่าขนาด 300×300 พิกเซลสามารถครอบคลุมส่วนที่เป็น optic disc ได้ทุกภาพใช้ชุดข้อมูลที่ใช้ทดสอบ สำหรับการตรวจสอบขอบเขต optic disc แล้วจึงแสดงผลลัพธ์เป็นตำแหน่งและขอบเขตที่มี optic disc อยู่ภายในภาพถ่ายจอประสาทตา

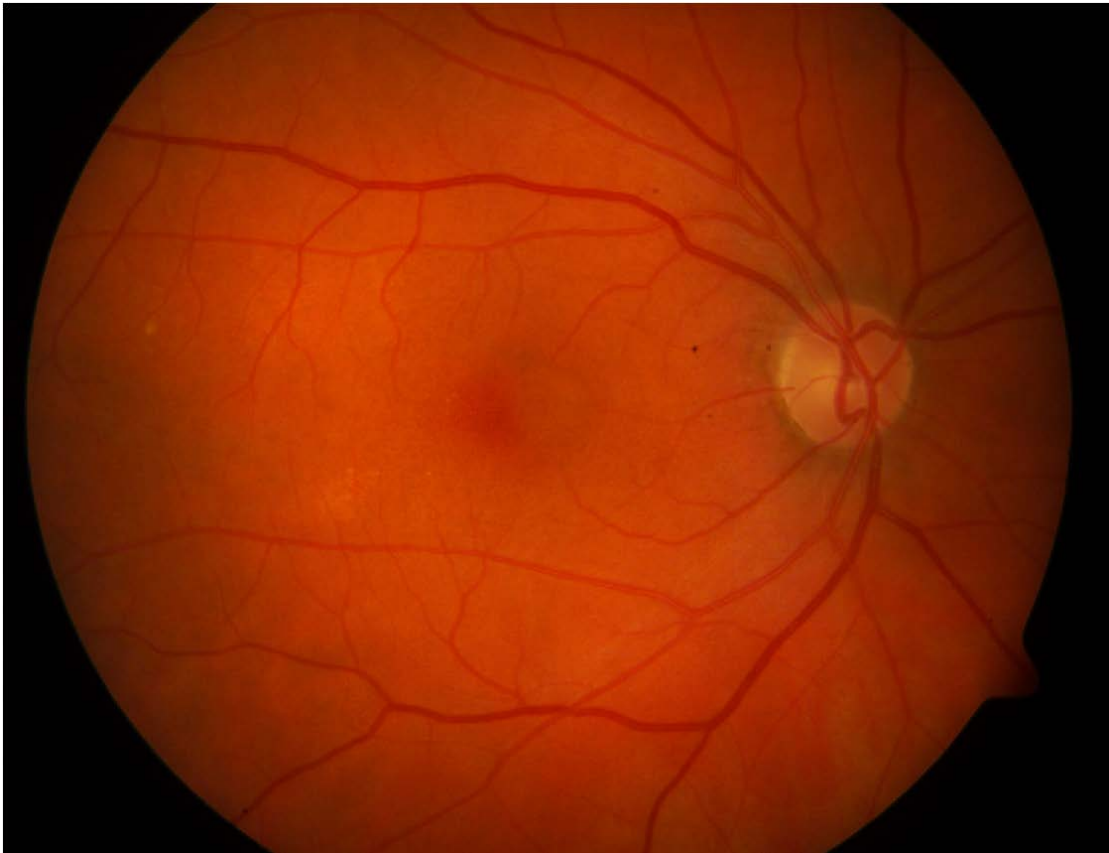
บทที่ 4

ผลการทดลองเบื้องต้น

ในบทนี้ได้แสดงผลการทดลองที่ได้จากการใช้วิธีที่นำเสนอในบทที่ 3 โดยแสดงภาพตัวอย่างภาพถ่ายของจอประสาทตา และตารางแสดงผลลัพธ์เบื้องต้น ที่ดำเนินการตามขั้นตอนในบทที่ 3 โดยแนวทางในการวิเคราะห์เพื่อแยกส่วน optic disc จากภาพถ่ายจอประสาทตาออกจากกัน เพื่อนำไปสู่กระบวนการในการตรวจจับส่วนที่เป็น exudates ต่อไป และผลจากการทดลองอธิบายรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.1. การปรับปรุงคุณภาพของภาพ

จากข้อมูลชุดรูปที่นำมาใช้ทดสอบนั้นภาพจะมีความละเอียดที่แตกต่างกัน ซึ่งในขั้นตอนกระบวนการประมวลผลภาพเพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพนั้นจะต้องไม่ส่งผลกระทบต่อโครงสร้างหลักของภาพโดยผลลัพธ์ของการประมวลผลภาพใน 3 ขั้นตอนย่อยเป็นดังต่อไปนี้



ภาพที่ 4 - 1 ตัวอย่างภาพถ่ายจอประสาทตาจากชุดข้อมูล

4.1.1. YIQ

การแปลงภาพถ่ายเป็นโดเมน YIQ ปกติภาพถ่ายจอประสาทตาเดิมมีสามช่องทางสีคือ R, G, และ B โดยจะเปลี่ยนไปยังช่อง YIQ โดยใช้สมการในการแปลงค่าคือ RGB ไปเป็น YIQ Y เป็นเพียงส่วนประกอบในทิวสีดำและสีขาวและในทางกลับกัน I และ Q มาตรฐานของข้อมูลที่เป็นสี จากนั้นเลือกปรับปรุงในส่วนของช่อง Y เพราะการทำงานของเครื่องตรวจจับเส้นเลือดทำกับรูปที่เป็นไบนารีซึ่งมีผลการดำเนินงานที่ดี ในการปรับปรุงสมการของ Y ผู้วิจัยได้เพิ่มพารามิเตอร์ตามขั้นตอนในบทที่ 3 และได้ Ymod ที่ผ่านกระบวนการประมวลผลมาจากการเพิ่มค่าพารามิเตอร์และแสดงผลลัพธ์ ดังรูปที่ 4-2



ภาพที่ 4 - 2 Ymod ผลลัพธ์จากการเพิ่มพารามิเตอร์ตามขั้นตอนในบทที่ 3

จากภาพที่ 4-2 จะเห็นว่าเมื่อแปลงภาพให้อยู่ในระบบสี YIQ แล้วลักษณะของเส้นเลือดก็มีลักษณะที่ค่อนข้างแตกต่างจากภาพพื้นขาวจอบประสาทตามากขึ้น แต่ยังมีบางส่วนที่ยังคงมีลักษณะคล้ายคลึงกันจึงเป็นเหตุผลที่ต้องปรับปรุงคุณภาพภาพด้วยวิธี Contrast Limited Histogram Equalization ในขั้นตอนต่อไป

4.1.2. CLAHE

หลังจากที่ได้ช่อง Ymod แล้ว CLAHE ถูกนำไปใช้ช่อง Ymod เพื่อที่จะให้ได้ภาพจอบประสาทตาที่จะกระชับขอบระหว่างวัตถุแต่ละเพื่อเพิ่มคุณภาพของวัตถุที่น่าสนใจที่เห็นได้ชัดยิ่งขึ้นดังรูปที่ 4-3



ภาพที่ 4 - 3 ตัวอย่างสีช่อง Ymod ในระบบสี YIQ ที่ผ่านกระบวนการปรับปรุงคุณภาพ

จากภาพที่ 4-3 ภาพผลลัพธ์จากระบบสี YIQ แล้วนำมาผ่านกระบวนการปรับปรุงคุณภาพด้วยวิธี Contrast Limited Histogram Equalization ทำให้ส่วนประกอบต่างๆ ของภาพถ่ายจอประสาทตาเด่นชัดขึ้น โดยเฉพาะความต่างสีของเส้นเลือดกับพื้นหลังของจอประสาทตาจะต่างกันอย่างชัดเจน ทพทำให้สามารถแยกองค์ประกอบต่างๆ ได้ง่ายขึ้น

4.1.3. Image sharpening

หลังจากผ่านขั้นตอนของ CLAHE มาแล้ว ผู้วิจัยจึงใช้หลักการของ sharpening เพื่อให้ได้รูปที่มีความคมชัดของรายละเอียดเพิ่มขึ้น เช่นในกรณีภาพเบลอที่เกิดจากการผิดพลาดหรือโดยธรรมชาติของการถ่ายภาพผลลัพธ์สุดท้ายของกระบวนการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายจอประสาทตาเป็น ดังรูปที่ 4-4

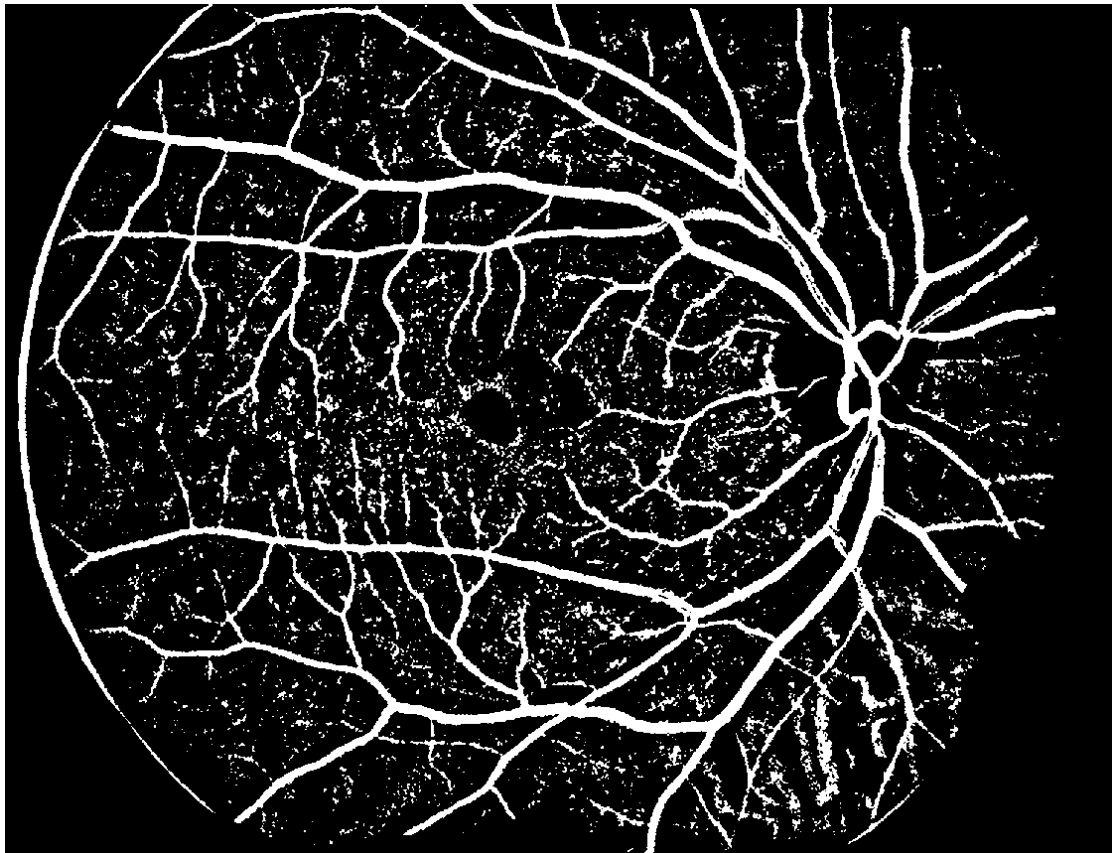


ภาพที่ 4 - 4 sharpening เพื่อให้ได้รูปที่มีความคมชัดของรายละเอียดเพิ่มขึ้น

เพื่อความง่ายต่อการสกัดองค์ประกอบต่างๆ บนภาพถ่ายจอประสาทตาหลังจากผ่านกระบวนการปรับปรุงคุณภาพด้วย CLAHE แล้ว จึงนำมาทำให้ภาพคมชัดขึ้นด้วยวิธี Image Sharpening ดังแสดงให้เห็นในรูปภาพที่ 4-4 ทำให้ลักษณะสีและขอบของเส้นเลือดบนจอประสาทตาซึ่งจะใช้เป็นคุณลักษณะหลักในการระบุตำแหน่งงานประสาทตาเด่นชัดขึ้น

4.2. การตรวจจับเส้นเลือดโดยการปรับปรุงวิธีการของ Tyler Coye

เส้นเลือดจากภาพถ่ายจอประสาทตาของ Tyler Coye ในการนำอัลกอริทึมในการตรวจจับเส้นเลือดเราจะใช้ช่อง Ymod จากส่วนการปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายสำหรับการดำเนินงานเพื่อให้ผลลัพธ์ที่ดีของเส้นเลือดที่ตรวจจับด้วยอัลกอริทึมที่มีความแม่นยำสูงเมื่อได้เส้นเลือดที่ได้จากอัลกอริทึมของ Tyler Coye

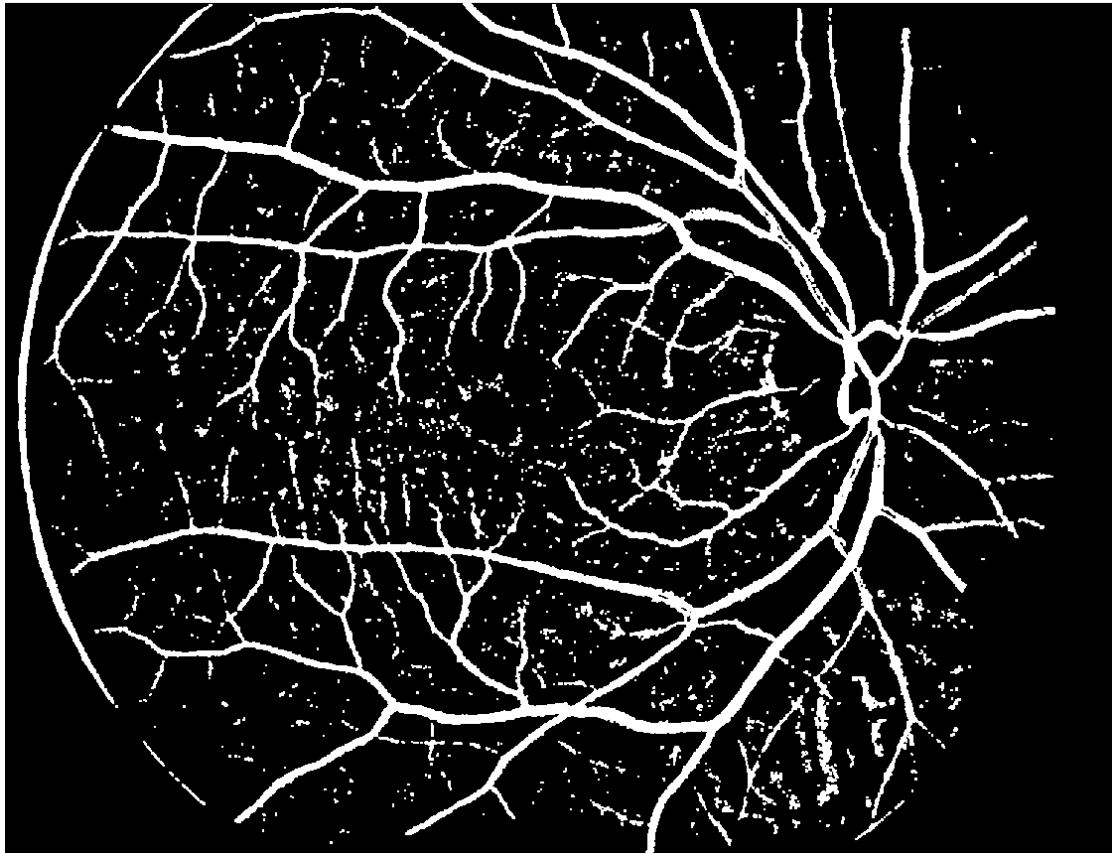


ภาพที่ 4 - 5 ผลลัพธ์การตรวจจับเส้นเลือดจากอัลกอริทึมของ Tyler Coye

ผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนวิธีของ Tyler Coye ทำให้ได้ลักษณะของเส้นเลือดแยกออกมาอย่างชัดเจน แต่ยังคงมีองค์ประกอบอื่นๆ ติดมาด้วย จากภาพที่ 4-5 จะเห็นว่าบริเวณรอบๆ เส้นเลือดที่สกัดออกมาจะมีวัตถุเล็กๆ กระจายตัวอยู่ ซึ่งอาจจะเกิดจากสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายหรือรอยแผลเล็กๆ ที่เกิดบนจอประสาทตา ดังนั้นในขั้นตอนต่อไปจึงจำเป็นต้องกำจัดวัตถุที่ไม่ต้องการออกไปเพื่อนำเส้นเลือดมาระบุตำแหน่งงานประสาทตา

4.2.1. Morphological Operation

สำหรับการทำ Morphological สามารถใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวน ขยายพื้นที่ของวัตถุ และกำจัดส่วนเกินของวัตถุที่ไม่ใช่เส้นเลือดออกไปได้บางส่วน ดังรูปที่ 4-6

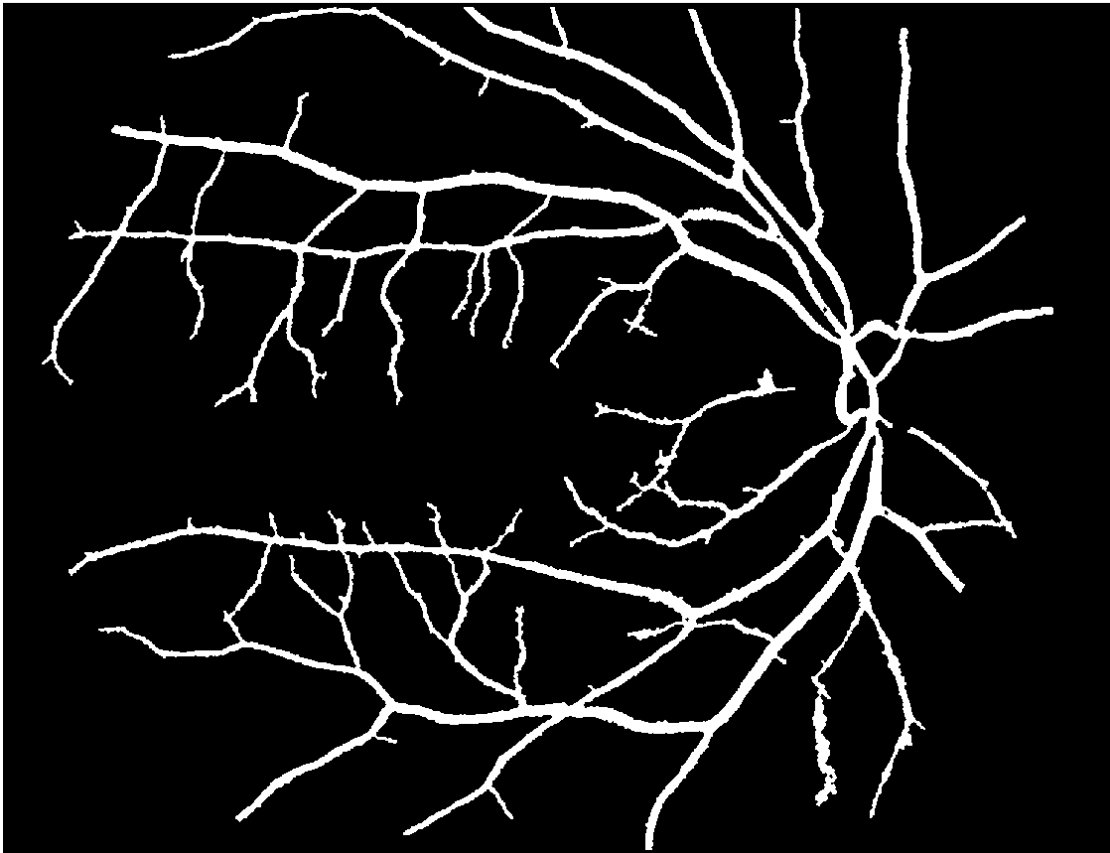


ภาพที่ 4 - 6 ผลลัพธ์จากการทำ Morphological

หลังจากทำการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธี Morphological Operation เรียบร้อยแล้วทำให้วัตถุขนาดเล็กที่อยู่ในภาพถูกกำจัดออกไปจากภาพที่ 4-6 จะเห็นได้ว่ายังคงหลงเหลือวัตถุที่ไม่ต้องการอยู่ในขั้นต่อไปจึงต้องกำจัดวัตถุที่ไม่จำเป็นออกทั้งหมด

4.2.2. Feature extraction

ดำเนินการแบ่งภาพด้วยวิธีการมองลักษณะของเส้นเลือดที่มีโครงข่ายต่อเนื่องกันมากที่สุดเป็นหนึ่งกลุ่มข้อมูลแล้วใช้วิธีการ labeling เพื่อแยกกลุ่มข้อมูลที่อยู่ติดกันมากที่สุดออกเป็นกลุ่มย่อยๆ ซึ่งแน่นอนว่ากลุ่มของเส้นเลือดที่มีโครงข่ายติดต่อกันมากที่สุดจะมีขนาดใหญ่ที่สุด ดังรูปที่ 4-7



ภาพที่ 4 - 7 ผลลัพธ์จากการ labeling

จากภาพที่ 4-7 หลังจากทำ Connected-Component Labelling เพื่อเลือกวัตถุที่มีขนาดใหญ่และมีองค์ประกอบที่เชื่อมต่อกันแล้วทำให้วัตถุที่มีขนาดเล็กอื่นๆ ถูกกำจัดออกไปคงเหลือไว้แต่วัตถุที่มีลักษณะที่เชื่อมต่อกันซึ่งวัตถุที่เหลืออยู่เราจะสันนิษฐานว่าเป็นเส้นเลือดที่สกัดออกมา

4.3. ค้นหาตำแหน่งของ *optic disc* โดยการใช้ *morphological end point*

4.3.1. Thinning Operation

เพื่อให้เกิดโครงสร้างของเส้นเลือดที่เป็นโครงสร้างแบบเส้นเพื่อที่จะนำไปใช้ในการหาจุดบนเส้นเลือดจึงได้นำวิธีการ thinning operation มาใช้

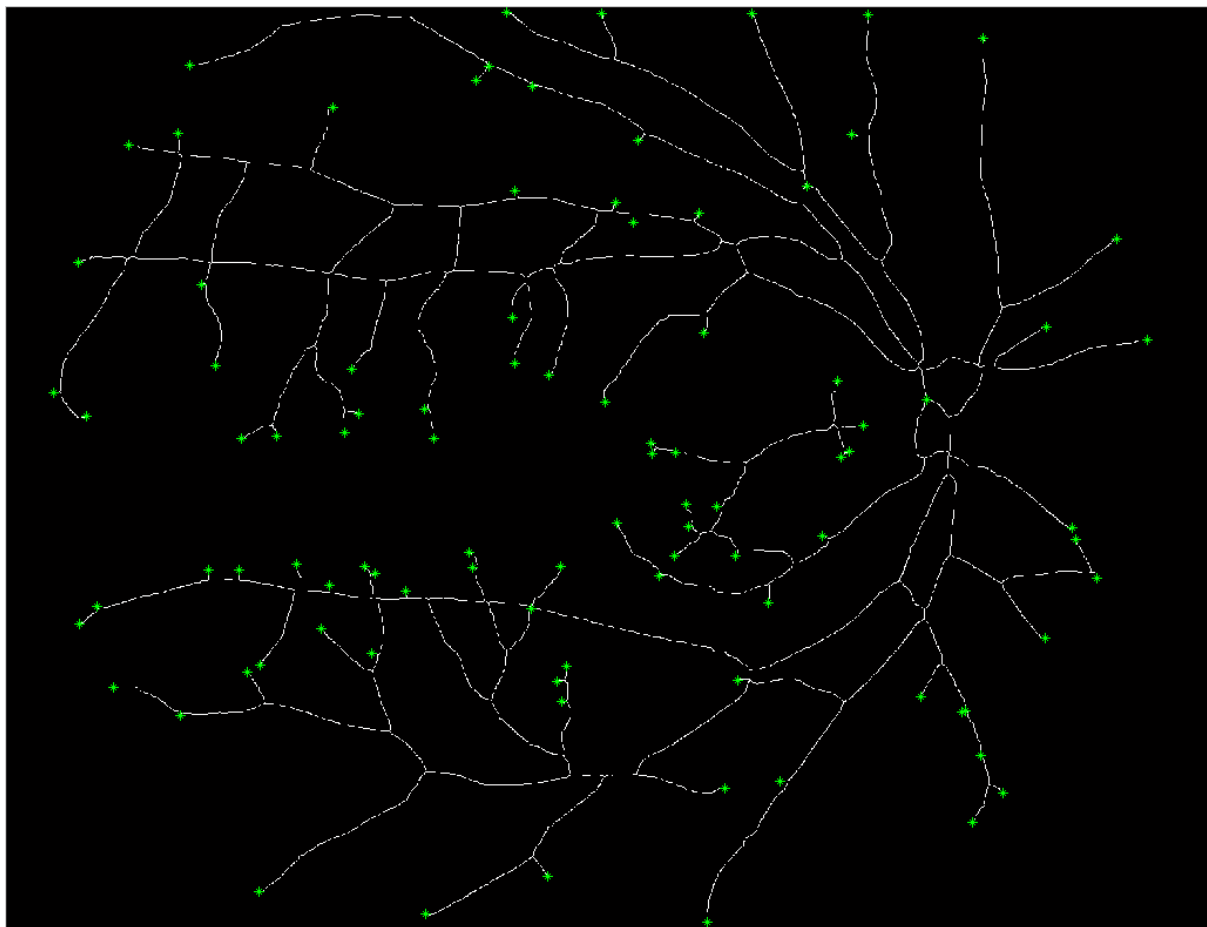


ภาพที่ 4 - 8 ผลลัพธ์จาก Thinning Operation

จากภาพที่ 4-8 แสดงให้เห็นถึงผลลัพธ์การทำ Thinning ของเส้นเลือดบนภาพถ่ายจอประสาทตา ซึ่งการทำขั้นตอนดังกล่าวจะสามารถทำให้หาจุดสิ้นสุดของเส้นเลือดเพื่อเป็นคุณลักษณะในการระบุตำแหน่งงานประสาทตาได้ในขั้นตอนต่อไป

4.3.2. Morphological operation end point

ทำการหาจุดยุติหรือจุดปลายของเส้นเลือดในแต่ละแขนงโดยใช้ morphological operation end point ผลลัพธ์แสดงดังภาพ



ภาพที่ 4 - 9 ผลลัพธ์จากการหา end point

จากภาพที่ 4-9 แสดงให้เห็นถึงจุดสิ้นสุดของเส้นเลือดที่ผ่านกระบวนการ Thinning แล้วเพื่อใช้สำหรับสร้างเส้นตัดในขั้นตอนถัดไป

4.3.3. *Quasi-Euclidean geodesic distance*

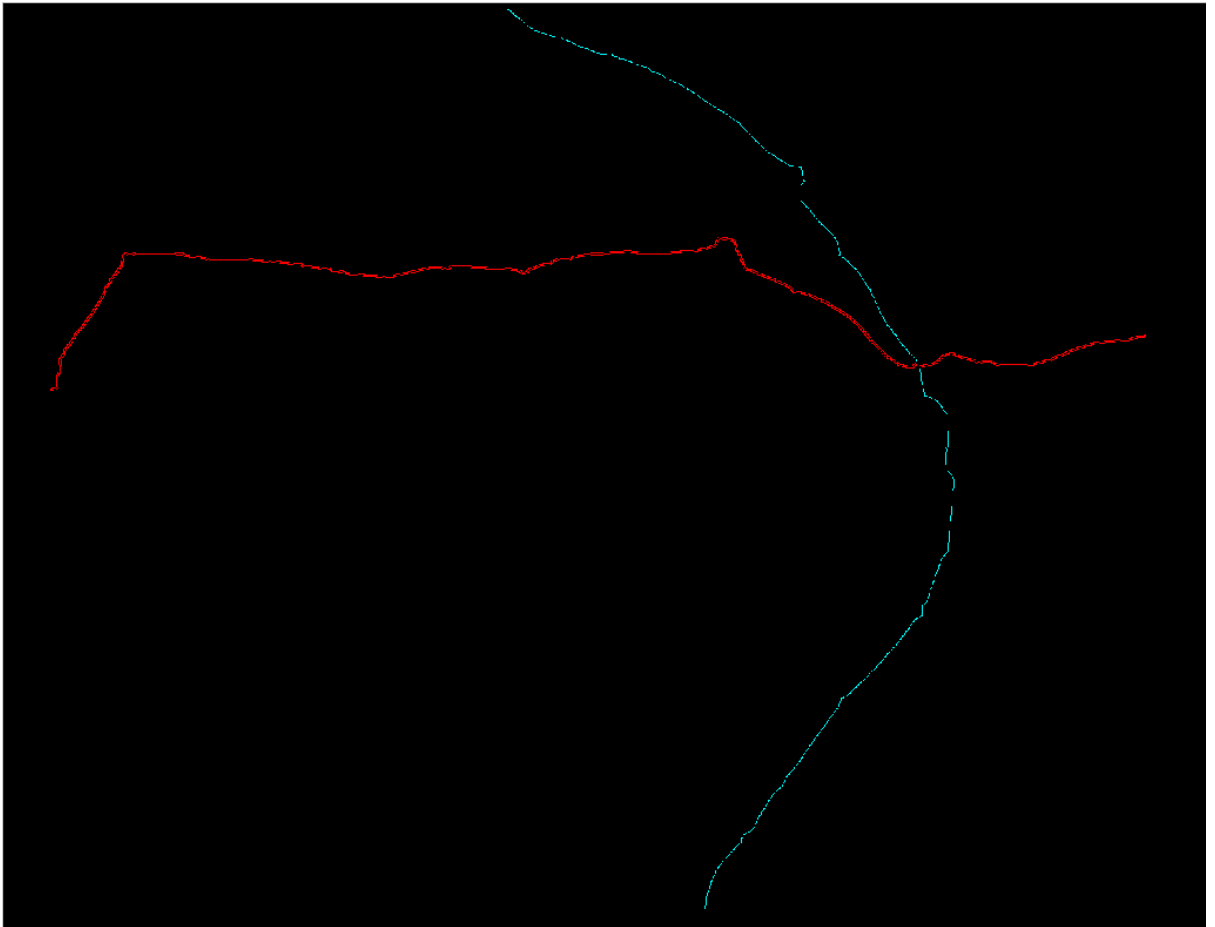
เพื่อที่จะหาเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของทั้งแกน x และแกน y คือ $(\min(x), y_1)$ ไป $(\max(x), y_2)$, และ $(x_1, \min(y))$ ไป $(x_2, \max(y))$ ได้ใช้วิธีการ Quasi-Euclidean geodesic distance เพื่อหาพื้นที่ที่เป็นจุดตัดระหว่างเส้นทั้งสองเส้น



ภาพที่ 4 - 10 ผลลัพธ์ของเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของแกน x



ภาพที่ 4 - 11 ผลลัพธ์ของเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของแกน y



ภาพที่ 4 - 12 ผลลัพธ์ของเส้นทางที่สั้นที่สุดระหว่างจุดที่มีค่ามากที่สุดของแกน x และแกน y

จากภาพที่ 4-10 คือการหาเส้นเชื่อมระหว่างจุดสิ้นสุดที่มากที่สุดที่สุดในแนวแกน X และจุดสิ้นสุดที่น้อยที่สุดในแนวแกน X ในภาพที่ 4-11 คือการหาเส้นเชื่อมระหว่างจุดสิ้นสุดที่มากที่สุดที่สุดในแนวแกน Y และจุดสิ้นสุดที่น้อยที่สุดในแนวแกน Y หลังจากนั้นนำเส้นที่ได้ทั้งสองเส้นมาหาจุดตัดซึ่งกันและกันดังแสดงให้เห็นในภาพที่ 4-12 เพื่อระบุตำแหน่งของงานประสาทตาให้อยู่ในบริเวณที่เกิดการตัดกันของเส้นที่ได้ทั้งสองเส้น

4.3.4. *Optic disc locating*

หลังจากที่ใช้วิธีการ morphological operation end point อีกครั้งหนึ่งกับพื้นที่เป็นจุดตัดของระยะทางจาก $(\min(x), y_1)$ ไป $(\max(x), y_2)$, และ $(x_1, \min(y))$ ไป $(x_2, \max(y))$ แล้ว ได้ทำการนำทั้งสองจุดดังกล่าวมาทำการพิจารณาด้วยครั้งหนึ่งของความสูงของภาพเพื่อหาจุดที่มีความใกล้เคียงกับ optic disc มากที่สุดและใช้ตำแหน่งนั้นเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการสร้างขอบเขตของงานประสาทตา

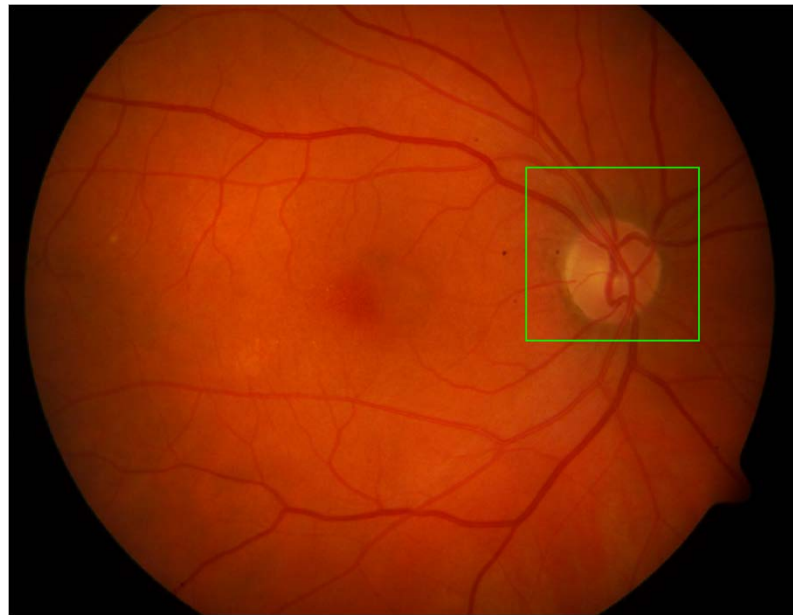


ภาพที่ 4 - 13 แสดงบริเวณที่คาดว่าจะเป็ Optic disc

จากภาพที่ 4-13 เส้นตรงแนวนอนสีแดงสร้างขึ้นเพื่อในกรณีที่เกิดจุดตัดพร้อมกันมากกว่าหนึ่งเส้น จะต้องเลือกจุดตัดที่เกิดขึ้นบริเวณที่ใกล้เคียงกับเส้นสีแดงในภาพที่ 4-13 มากที่สุดในการระบุตำแหน่งของจานประสาทตา เนื่องจากเส้นสีแดงคือเส้นแบ่งกึ่งกลางภาพถ่ายจอประสาทตาซึ่งจากการสังเกตพบว่า จานประสาทตามักจะปรากฏอยู่บริเวณกึ่งกลางในแนวแกน Y ของภาพถ่ายเสมอ

4.4.การสร้างขอบเขตของส่วนที่เป็น optic disc

ในส่วนนี้เราสร้างหน้าต่างขนาด 300×300 พิกเซล สำหรับการตรวจสอบขอบเขตของ optic disc จากตำแหน่งอ้างอิงที่ได้มาแล้วนำมาคำนวณเพื่อขอบเขตของ optic disc ที่แน่นอน จะได้ผลลัพธ์ของกระบวนการตรวจจับ optic disc ดังภาพที่ 4-14



ภาพที่ 4 - 14 ผลลัพธ์ของกระบวนการตรวจจับ optic disc โดยมีขนาดหน้าต่าง 300x300 พิกเซล

ประสิทธิภาพที่ถูกต้องของวิธีที่นำเสนอได้รับการประเมินผลจาก 80 ภาพจาก DIARETDB1 ซึ่งเป็นชุดข้อมูลภาพสาธารณสุข วิธีการที่นำเสนอมีความถูกต้องแม่นยำที่คำนวณได้จากสมการ (1) 91.11% ในขณะที่อัตรา True Positive (TP) คือ 92.13% และ False Negative (FN) คือ 8.98% เมื่อเทียบกับข้อมูลที่ได้จากการสังเกตการณ์โดยตรง (ground truth) อย่างไรก็ตามวิธีการของเราสามารถปรับปรุงความถูกต้องได้ 4.73% และ 3.13% เมื่อเทียบกับ Kande และคณะ [13] และ Lupascu และคณะ [14] ตามลำดับดังแสดงในตารางที่ 1

$$\text{Accuracy} = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}$$

ตารางที่ 1 ค่าความถูกต้องขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

Methods	Accuracy Performance
Kande et al.	86.38%
Lupascu et al.	87.98%
ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ	91.11%

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการทดลอง

ในโครงการวิจัยนี้นำเสนอวิธีการในการระบุตำแหน่งของงานประสาทตา (Optic Disc Localization) ในสภาพแวดล้อมที่มีความซับซ้อนสูง (Highly complex environment) เพื่อคัดกรองตรวจสอบ พยากรณ์และสนับสนุนการตัดสินใจของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เพื่อให้การวินิจฉัยโรคต่างๆ ที่แสดงอาการบวมจอประสาทตาของมนุษย์เป็นไปอย่างรวดเร็วและแม่นยำ ซึ่งขั้นตอนวิธีที่นำเสนอประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอนวิธีหลัก ได้แก่ ขั้นตอนการปรับปรุงคุณภาพของรูปภาพในระบบสี YIQ และกำจัดสัญญาณรบกวน จากนั้นจะเลือกคุณลักษณะต่างๆ เพื่อระบุตำแหน่งของงานประสาทตาจากเส้นเลือดบนภาพถ่ายจอประสาทตา ในขั้นตอนนี้คณะผู้วิจัยเลือกใช้ขั้นตอนวิธีของ Tyler Coye ในการแบ่งเส้นเลือดออกจากภาพพื้นหลัง จากนั้นเลือกจุดสิ้นสุดของเส้นเลือดเพื่อระบุตำแหน่งของงานประสาทตา เมื่อสามารถระบุตำแหน่งของงานประสาทตาแล้วจึงทำการระบุขอบเขตของงานประสาทตา ในโครงการวิจัยนี้คณะผู้วิจัยใช้ภาพถ่ายจอประสาทตาจากมหาวิทยาลัย Lappeenranta University รวมไปถึงฐานข้อมูลของ DRIVE Database และ STARE Database ซึ่งเป็นฐานข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาที่เป็นสาธารณะ สามารถเข้าถึงได้ผ่านระบบอินเทอร์เน็ตสำหรับตรวจสอบและประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ พึ่งความถูกต้องของขั้นตอนวิธีที่เสนอนั้น

5.2 อภิปรายผลการทดลอง

จากผลการทดลองยังคงมีภาพถ่ายจอประสาทตาบางภาพไม่สามารถให้ผลลัพธ์ได้ตามความต้องการ เนื่องจากเส้นเลือดหลักบนภาพถ่ายจอประสาทตาซึ่งใช้เป็นคุณลักษณะหลักที่สำคัญในการระบุตำแหน่งของงานประสาทตา เกิดความเสียหายหรือขาดหายไปจากรอยโรคที่เกิดขึ้นไม่ว่าจะเป็นโรคเบาหวานขึ้นจอประสาทตาหรือโรคเส้นเลือดอุดตัน ทำให้ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอไม่สามารถนำเส้นเลือดมาเป็นคุณลักษณะหลักในการระบุตำแหน่งงานประสาทตาได้ นอกจากนี้ในกรณีที่ภาพมีความเบลอหรือความต่างสี (Contrast) ต่ำทำให้ไม่สามารถระบุตำแหน่งของงานประสาทตาได้

5.3 งานวิจัยที่จะทำต่อในอนาคต

จากผลการทดลองทำให้ต้องปรับปรุงขั้นตอนวิธีเพื่อเพิ่มความถูกต้องของขั้นตอนวิธีให้ใช้ได้ทั้งในกรณีภาพที่มีความต่างสีต่ำและภาพที่เกิดรอยโรคต่างๆ บนจอประสาทตา รวมไปถึงสามารถระบุตำแหน่งและแยกถ้วยประสาทตา (Optic Cup) ออกจากงานประสาทตา เพื่อประมาณการการเกิดโรคต่อหินจากภาพถ่ายจอประสาทตาได้

บรรณานุกรม






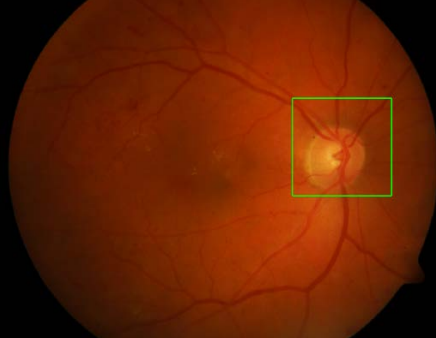
- Akter, M., Uddin, M.S., Khan, M.H. (2014). Morphology-based exudates detection from color fundus images in diabetic retinopathy. In Electrical Engineering and Information & Communication Technology (ICEEICT), 2014 International Conference on, 1-4, 10-12 April 2014.
- C. A. Lupascu., D. Tegolo and L. D. Rosa. (2008). Automated Detection of Optic Disc Location in Retinal Images. Computer-Based Medical Systems, 2008. CBMS '08. 21st IEEE International Symposium on, Jyväskylä, 2008, 17-22.
- Clara I. Sánchez., Roberto Hornero., María I. López., Mateo Aboy., Jesús Poza., Daniel Abásolo. (2008). A novel automatic image processing algorithm for detection of hard exudates based on retinal image analysis. Medical Engineering & Physics, April 2008, 350-357.
- D. Zhang and Y. Zhao. (2016). Novel Accurate and Fast Optic Disc Detection in Retinal Images With Vessel Distribution and Directional Characteristics. In IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 333-342, Jan. 2016.
- Dutta, M.K., Srivastava, K., Ganguly, S., Ganguly, S., Parthasarathi, M., Burget, R., Prinosil, J. (2015). Exudates detection in digital fundus image using edge based method & strategic thresholding. *2015 38th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP)*, Prague, 2015, 748-752.
- Elbalaoui, A., Boutaounte, M., Faouzi, H., Fakir, M., Merbouha, A. (2014). Segmentation and detection of diabetic retinopathy exudates. In Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2014 International Conference on, 171-178, 14-16 April 2014.

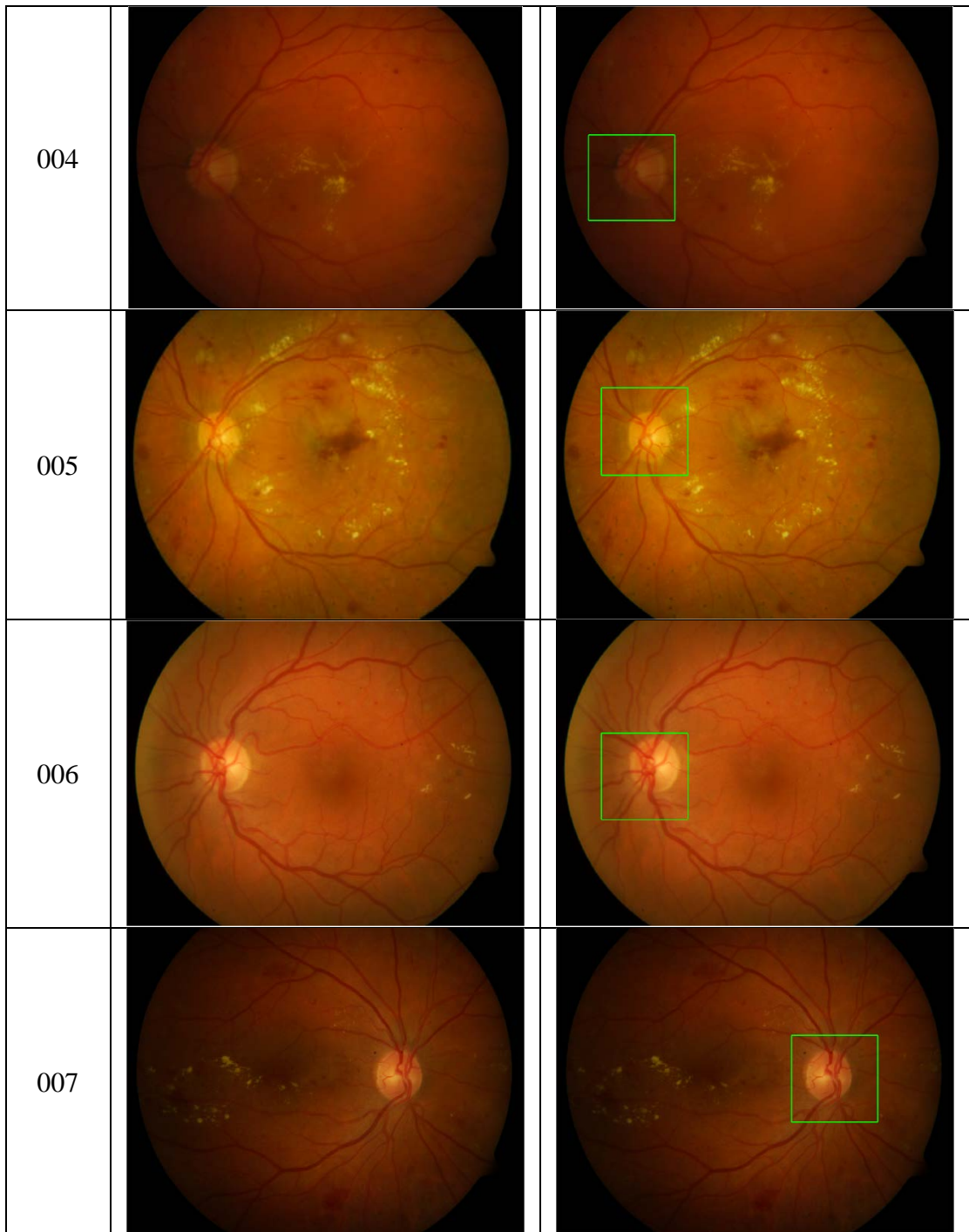
- G. B. Kande., P. V. Subbaiah and T. S. Savithri. (2008). Segmentation of Exudates and Optic Disk in Retinal Images. Computer Vision, Graphics & Image Processing, 2008. ICVGIP '08. Sixth Indian Conference on, Bhubaneswar, 2008, 535-542.
- Gandhi, M., Dhanasekaran, R. (2015). Investigation of severity of diabetic retinopathy by detecting exudates with respect to macula. In Communications and Signal Processing (ICCSP), 2015 International Conference on, 0724-0729, 2-4 April 2015.
- L. Ichim., D. Popescu and S. Cirneanu. (2015). Combining blood vessel segmentation and texture analysis to improve optic disc detection. E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2015, Iasi, 1-4.
- Lam, L., Seong-Whan Lee, and Ching Y. Suen. (1992). Thinning Methodologies-A Comprehensive Survey. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, September 1992, 879, bottom of first column through top of second column.
- M. Nahid Reza and M. Ahmad. (2015). Automatic detection of optic disc in fundus images by curve operator. Electrical Information and Communication Technology (EICT), 2015 2nd International Conference on, Khulna, 2015, 143-147.
- M. Zubair., A. Yamin and S. A. Khan. (2013). Automated detection of Optic Disc for the analysis of retina using color fundus image. 2013 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST), Beijing, 2013, 239-242.
- Pfizer, S.M., et al. (1987). Adaptive Histogram Equalization and its Variations. Computer Vision, Graphics and Image Processing 39, 355-368.


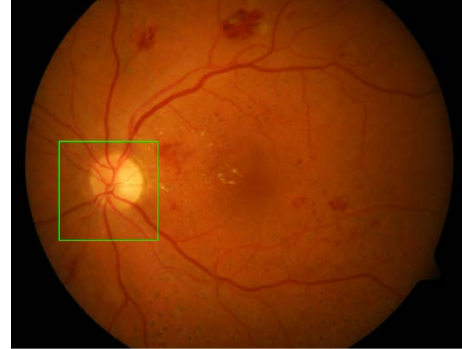








- Q. Cao., J. Liu and Q. Zhao. (2013). Fast Automatic Optic Disc Localization in Retinal Images. Image and Graphics (ICIG), 2013 Seventh International Conference on, Qingdao, 2013, 827-831.
- Rosenfeld, Azriel and John Pfaltz, (1966). Sequential operations in digital picture processing. Journal of the Association for Computing Machinery, 471-494.
- S. Roychowdhury., D. Koozekanani., S. Kuchinka., K. Parhi. (2016). Optic Disc Boundary and Vessel Origin Segmentation of Fundus Images. In IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 1562-1574, Nov. 2016.
- T. Kauppi, V. Kalesnykiene, J. K. Kamarainen, L. Lensu, I. Sorri, A. Raninen, R. Voutilainen, H. Uusitalo, H. Kalviainen, and J. Pietila. (2007). DIARETDB1 diabetic retinopathy database and evaluation protocol. Proc Medical Image Understanding and Analysis MIUA, 3–7, 2007.
- T.W. Ridler and S. Calvard. (1978). Picture thresholding using an iterative selection method, IEEE Trans. System, Man and Cybernetics, SMC-8 (1978) 630-632.
- T. Intaramanee, S. Rasmequan, K. Chinnasarn, B. Jantarakongkul and A. Rodtook, "Optic disc detection via blood vessels origin using Morphological end point," 2016 International Conference On Advanced Informatics: Concepts, Theory And Application (ICAICTA), George Town, 2016, pp. 1-6.










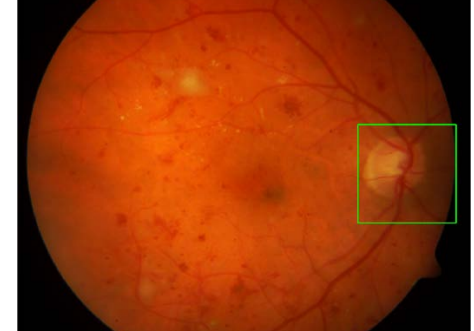
ภาคผนวก ก
ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปกกะโหลกด้วยวิธีที่นำเสนอ

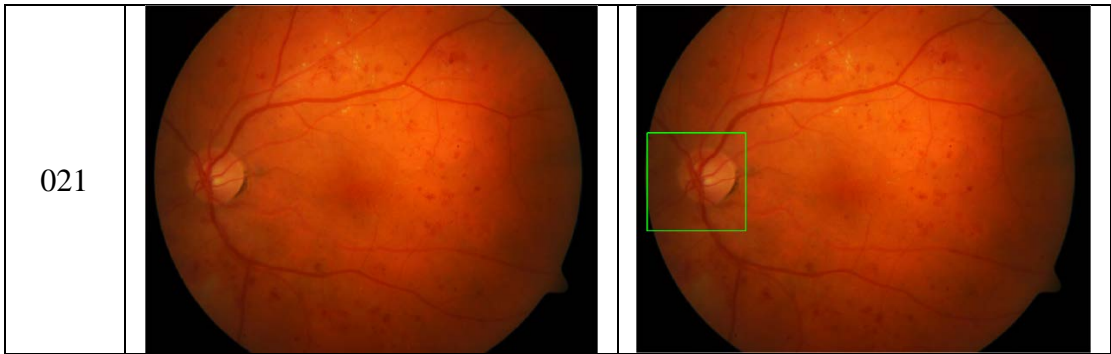
ตารางที่ 2 ตัวอย่างภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ภาพที่	ภาพต้นฉบับ	ภาพผลลัพธ์
001		
002		
003		



008		
010		
011		
013		
014		

015		
016		
017		
018		
020		



Optic Disc Detection via Blood Vessels Origin using Morphological End Point

Tanin Intaramanee, Suwanna Rasmeequan, Krisana Chinnasarn, Benchaporn Jantarakongkul
Faculty of Informatics, Burapha University,
Chonburi, Thailand.
58910105@go.buu.ac.th

Annupan Rodtook
Faculty of Science, Ramkhamhaeng University,
Bangkok, Thailand.
Sittisak168@yahoo.com

Abstract— The location and boundary of optic disc is a fundamental step to analyze most of the retinal fundus images for finding the abnormalities occurred with the eyes. Most of retinal images have various sizes and shapes of optic disc due to the photographic nature and the sizes of patients' eyes. This leads to the difficulty in detecting the disc correctly. There are a number of ways to detect optic disc. In this work, we propose to extract optic disc boundary and its location using blood vessels origin. Due to the fact that optic disc will always be the origin of main blood vessels. This paper proposes a novel method for automatically detecting optic disc on retinal images. The proposed method consists of 4 main processes as follows 1) Improve image quality using image enhancement techniques on *YIQ* domain 2) Detect blood vessels using Tyler Coye algorithm and improve the result using Morphological together with feature extraction 3) Locate optic disc using Morphological end point 4) Draw the boundary of optic disc. The performance of the method is evaluated based on dataset from DIARETDB1 which is a public retinal image dataset. The performance accuracy is 91.11% compared with the ground truth.

Keywords—component; end point; optic disc; blood vessels; retinal image;

I. INTRODUCTION

The automatic located of the retina fundus has a significant effect for medical practitioners in providing the treatment of diabetic retinopathy. The complications of diabetic retinopathy can cause patients with eyes disease from loss of vision. The early detection of eyes disease may reduce the high risk of vision loss. One area of detecting the eyes disease is to locate the optic disc prior to specific eyes lesion. Researchers in this area are working with the retinal images. Many of the recent research works are focusing on locating optic disc to further detect eyes lesion. The position of the optic disc on the image indicates whether it is the left or the right eye. Optic disc normally has a round shape with a tone of orange color. Optic disc is the output terminal for the optic nerve that communicate with the brain. Such that this area will be the center of all aorta. The retinal artery and retinal vein are often locate in the same direction. But the retinal veins are larger and darker than retinal artery. Then, they branches into the retinal arteriole and the retinal capillaries to feed the retina. Most of retinal images have various sizes and shapes of optic disc due to the photographic nature and the sizes of patients' eyes. This leads to the difficulty in diagnosing the eyes disease.

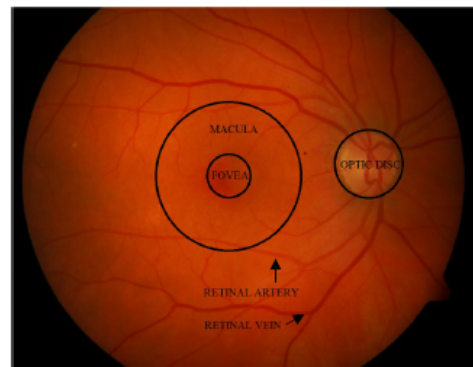


Fig. 1. Show the object in retinal image

There are a number of researchers developed optic disc detection on retinal fundus image. S. Roychowdhury et al. [6] presented a method to locate optic disc boundary and vessels origin segmentation of fundus images. The bright regions are used to classify between optic disc and non-optic disc using Sixth Region-based features and a Gaussian Mixture Model classifier. D. Zhang and Y. Zhao [7] presented a novel accurate and fast optic disc detection in retinal images. Their proposed method uses vessels distribution and directional characteristics. L. Ichim et al. [8] presented a combining blood vessels segmentation and texture analysis to improve optic disc detection by combining texture analysis of the sub-images. M. Zubair et al. [9] presented an automated detection of optic disc by using high intensity value of the optic disc. Q. Cao et al. [10] presented a fast and robust method to locate the optic disc center by using two main features of the optic disc, vascular direction and intensity variance. M. Nahid Reza and M. Ahmad [11] presented a method to detect optic disc based on the properties of optic disc and idea of curve operator without using background mask and blood vessels.

In this paper we propose a novel method to detect optic disc boundary consists of 4 main steps. First step, Images quality improvement, the *YIQ* domain is chosen. Then, the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) and Image

boundary consists of 4 main steps. First step, Images quality improvement, the YIQ domain is chosen. Then, the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) and Image Sharpening are applied. Second step, Blood vessels extraction is performed by Tyler Coye algorithm [1]. This algorithm converted the RGB to gray scale using PCA through a process based on global threshold. Third step, detection of optic disc via blood vessels origin using Morphological operation end point. Fourth step, window size 300×300 pixels is used for finding optic disc boundary.

The proposed method is tested on 89 images from DIARETDB1 [2], standard diabetic retinopathy database of the Lappeenranta University of Technology. There are 5 images of healthy retinas, while the others 84 images have some diabetic retinopathy signs. The images were acquired with a 50 Field of View (FOV) using a fundus camera at a size of 1500×1152 pixels in PNG format. The images were annotated by four experts for the presence of microaneurysms, hemorrhages, and hard and soft exudates. Annotated images from four experts were combined to produce a single ground truth image.

II. METHODOLOGY

The method proposed in this paper consists of four main processes as shown in the Fig. 2 and details as follows.

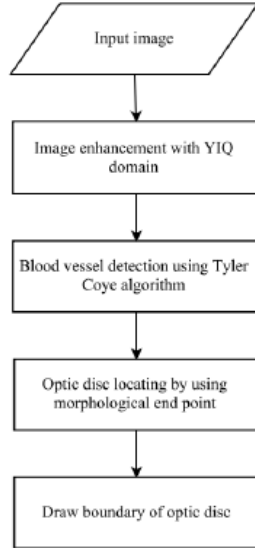


Fig. 2. The process of the proposed method

A. Image Enhancement

1) YIQ

In this step, we improve image quality using YIQ domain. The original digital retinal fundus image has three color

channels R , G , and B . This color image is transformed to YIQ channel by $RGB2YIQ$ transform equation as shown in Eq. (1).

$$\begin{bmatrix} Y \\ I \\ Q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} .299 & .587 & .114 \\ .596 & -.274 & -.321 \\ .211 & -.523 & .311 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (1)$$

Where, Y is the only component employed by black and white TV. On the other hand, I and Q stand for chrominance information for representing color.

Then, we choose only the output of Y channel from YIQ output. This is because the Y channel provides the binary value that is used in this work to detect blood vessels. In this transformation a , b and c are parameters which depend on the characteristics of the images. They are selected to reduce the local luminance variability throughout V_{mod} and increase the mean contrast levels within it [5]. The parameters $[a, b, c] = [1.5, -1, -1]$ are applied in this step. The V_{mod} equation has shown in Eq. (2).

$$V_{mod} = (a \times Y) + (b \times I) + (c \times Q) \quad (2)$$

2) CLAHE

In this step, Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) [12] is used to increase the quality of the image. This technique is evolved from Histogram Equalization (HE) by S.M. Pfizer. This method considers information received from HE and find the average value of all pixels and then adjusting the value of all pixels with that value. CLAHE is applied to the V_{mod} channel of retinal fundus images to intensify edges between each objects in order to increase the quality of the object of interest and enable them to identify more easily.

3) Image sharpening

In this step, the Image sharpening technique is used to enhance object details. This technique can be used in such a case that the blur of image which may cause by human error or by the nature of the acquisition of image data. Sharpening conducted by differentiation in the spatial domain. Typically response of a derivative action is proportional to the degree of continuity in the image data. Thus, differentiation will help to improve the edges of objects by reducing the unconnected point in an image.

First derivative:

- must be zero in flat segments (areas of constant gray level values)
- must be nonzero at the onset of a gray level step or ramp
- must be nonzero along ramps

A first-order derivative as the difference shown in Eq. (3).

$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x+1) - f(x) \quad (3)$$

Similarly, any definition of second derivative

- Is equal to zero during unchanged (flat areas).

- Is not equal to zero at the onset and end of a gray level step or ramp.
 - Is equal to zero along ramps of constant slope.
- A second-order derivative as the difference shown in Eq. (4).

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = f(x+1) + f(x-1) - 2f(x) \quad (4)$$

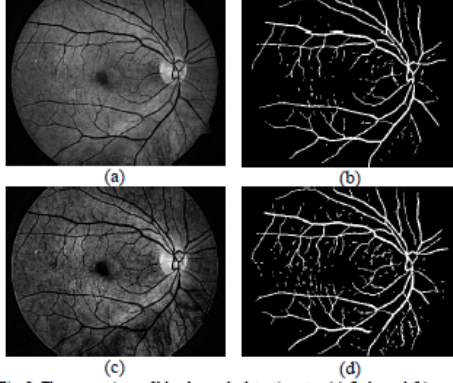


Fig. 3. The comparison of blood vessels detection step (a) G channel (b) result from G channel, (c) Y_{mod} channel, (d) result from Y_{mod} channel

B. Blood vessels detection

In this process, we use Tyler Coye [1] algorithm to extract blood vessels from a retinal fundus image. We use the Y_{mod} channel from the pre-processing process to achieve a better result in detecting blood vessels. This algorithm provide a reasonable high accuracy for segmenting the blood vessels in retinal fundus images. To get a good blood vessels segmentation we further improve the result as follows.

1) Morphological operation

Morphological operation is a binary image processing techniques or gray scale that focused on a binary format and structure to change the shape of the object in the image. With this technique, we do noise reduction or removal of holes in the foreground or background. The technique consists of two important fundamental operation: Erosion and Dilation.

Erosion is a technique used to remove or spike edge of the region, which can be described by the following Eq. (5).

$$A \ominus B = \{p | B_p \subseteq A\} \quad (5)$$

Dilation is a technique used to extend the edge of the foreground or background image configuration. This operation is commonly used to fill the hole, which can be described by the following Eq. (6).

$$A \oplus B = \{x | B_x \cap X \neq \emptyset\} \quad (6)$$

Closing is to operate the dilation and then followed by erosion to make a connection among each pixel of the image to

make them closer to each other. This operation can be described by the following Eq. (7).

$$A \cdot B = (A \oplus B) \ominus B \quad (7)$$

Where,

- \oplus denote the dilation.
- \ominus denote the erosion.
- A = structuring element.
- B = the erosion of the dilation of that set

However, the blood vessels segmented from Tyler Coye algorithm still has some hole left in the vessel objects. This step is to fill those small holes to cover most of the expected regions of the blood vessels.

2) Feature extraction

To get the main blood vessels that strongly connected to each other we use feature extraction using Connected Component Labeling algorithm to assign a number to each object. Once the number is assigned to each object, the size of each object is estimated. With this technique, the shape of uninterested blood vessels that are dispersed which has a small size will be labeled with a different number, while those main blood vessels which their components or areas are welded together will be assigned with the same number. By this operation, the main blood vessels can be detected.

To find adjacent pixels 8-connectivity $N_8(p)$ is used as per Eq. (8).

$$N_8(p) = \{p_{(x+1,y)}, p_{(x-1,y)}, p_{(x,y+1)}, p_{(x,y-1)}, p_{(x+1,y+1)}, p_{(x+1,y-1)}, p_{(x-1,y+1)}, p_{(x-1,y-1)}\} \quad (8)$$

C. Optic disc locating

1) Thinning operation

In this step, the result of the extraction process is used to find the skeleton of a region of interest. The concept of finding skeleton without losing important shape of the region of interest use Thinning operation to detect the main structure of blood vessels.

Thinning operation [4] can be done by virtue of the two rule $P1$ and $P2$. Thinning has two stages. The first stage will use rule $P1$ by applying template of size 3×3 scans through the image pixels around the edges of image to spot the pixels that can be deleted. After scanning the entire image, those pixels that have been spotted to be deleted will be denoted. The second step is $P2$ rule which will be performed the same way as $P1$ rule. Any pixel that is identified in prior step will be rechecked and then removed. This operation will be run over and over until there is no further pixels needed to be removed.

The template of a 3×3 pixel is shown in Eq. (9) demonstrates the $P0$ situated at the middle of the set of pixels that considered to be condensed.

p_8	p_1	p_2
p_7	p_0	p_3
p_6	p_5	p_4

(9)

Where, $N(p_0) = \sum_{i=1}^8 p_i$ as the number of pixels around p_0 when $p_0 = 0,1$ and $i = 0, 1, 2, \dots, 8$

$T(p_0)$ represents the variation of data from 0 to 1 when the information in the order.

$P1$ and $P2$ are the rule logic is as following Eq. (10) and (11) in order.

$$(2 \leq N(p_0) \leq 6) \ \&\& \ (T(p_0) = 1) \ \&\& \ (p_1, p_3, p_5 = 0) \ \&\& \ (p_3, p_5, p_7 = 0) \quad (10)$$

$$(2 \leq N(p_0) \leq 6) \ \&\& \ (T(p_0) = 1) \ \&\& \ (p_1, p_3, p_7 = 0) \ \&\& \ (p_1, p_5, p_7 = 0) \quad (11)$$

2) Morphological operation end point

To find end point of the main blood vessels from the result of thinning step, we use Morphological operation to perform it. One of specific criteria of this technique is to find the end point of each branch of blood vessels. It can be described by Fig. 4.

1 0 0 0		1 0 0 0
0 1 0 0	Becomes	0 0 0 0
0 0 1 0		0 0 1 0
0 0 0 0		0 0 0 0

Fig. 4. How to find the end point

3) Quasi-Euclidean geodesic distance

After getting the result from end point step, in this step we further find the 4 end points, $(\min(x), y_1)$, $(\max(x), y_2)$, $(x_1, \min(y))$ and $(x_2, \max(y))$ to find the shortest distance between two point from $(\min(x), y_1)$ to $(\max(x), y_2)$, and $(x_1, \min(y))$ to $(x_2, \max(y))$ on the blood vessels for getting union area between $(\min(x), y_1)$ to $(\max(x), y_2)$, and $(x_1, \min(y))$ to $(x_2, \max(y))$ by using Quasi-Euclidean distance [3], which can be described by the following Eq. (12).

$$\begin{aligned} &|x_1 - x_2| + (\sqrt{2} - 1)|y_1 - y_2|, |x_1 - x_2| > |y_1 - y_2| \\ &(\sqrt{2} - 1)|x_1 - x_2| + |y_1 - y_2|, \text{otherwise.} \end{aligned} \quad (12)$$

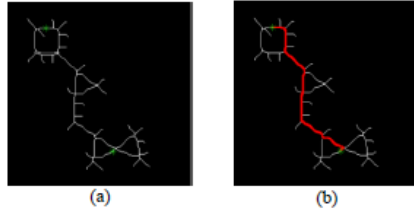


Fig. 5. (a) example image with 2 point, (b) distance result by using Quasi-Euclidean

4) Optic disc locating

After get the overlapping area between 2 points, $(\min(x), y_1)$ to $(\max(x), y_2)$, and $(x_1, \min(y))$ to $(x_2, \max(y))$. In this step, we use end point again for getting the end point of overlapping area. Next, we create the center of

horizontal line of retinal image for classifying the end point in the overlapping area. This is because of fact that the optic disc is often found in the left or right position of retinal image. Then, we choose one of two points from the end points of overlapping area because the overlapping area will be at the origin of the blood vessels when such point is near the center of horizontal line of the retinal image.

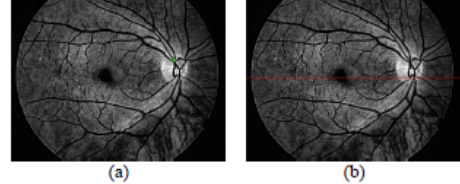


Fig. 6. (a) end point of overlapping area, (b) the nearest point from the center of horizontal line

D. Optic disc boundary

In this process, we get the optic disc location from the point near the center of horizontal line of the retinal image. For finding the boundary of optic disc we create window size 300×300 pixels from optic disc location point.

III. EXPERIMENTAL RESULT

The general retinal fundus image consists of blood vessels, optic disc, macula, and field of view. The main idea of the proposed method is to detect optic disc boundary via the origin of blood vessels. The characteristic of blood vessels can help to identify other objects of interest on the retinal fundus in many ways. For the experimental design, we change the image color model from RGB to YIQ model. We then use only the Y Channel and improve it to Y_{mod} channel image. This Y_{mod} channel is then used as the input for the proposed first process. This due to the fact that it provides a better gray level compared with G channels. In Fig. 7, we shows the gray level distinction compared between (a) G channel and (b) Y_{mod} channel.

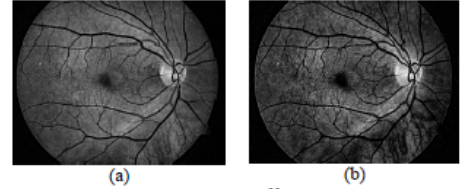


Fig. 7. (a) G channel, (b) Y_{mod} channel

To enhance the object's contrast, we applied CLAHE and image sharpening techniques to increase the quality of image shown in Fig. 8.

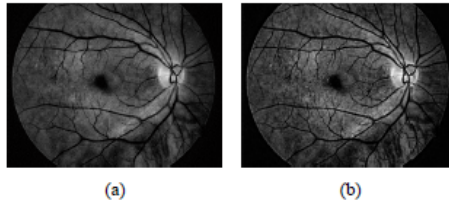


Fig. 8. (a) V_{mod} enhancement by CLAHE, (b) V_{mod} enhancement by CLAHE and image sharpening

In the process of blood vessels detection, the enhanced image from pre-processing step shows better object contrast which allowed the blood vessels detection algorithm to increase performance. In this work we use Tyler Coye algorithm to extract blood vessels from a retinal fundus image. Tyler Coye algorithm uses PCA through a process based on global threshold to detect the structure of the blood vessels as shown in Fig. 9.

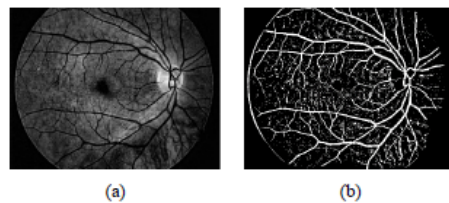


Fig 9. (a) result from pre-processing step, (b) blood vessels segmented

To get a good blood vessels segmentation, we further improve the result from Tyler Coye algorithm with Morphological operation. This is due to the fact that blood vessels segmented from Tyler Coye algorithm may still contain a number of holes in blood vessel objects. Thus, we use closing operation to fill those small holes to cover most part of the region of interest. Then, we detect the main blood vessels using Connected Component Labeling algorithm to assign a number to each object and identify the those objects with contain the most linked area.

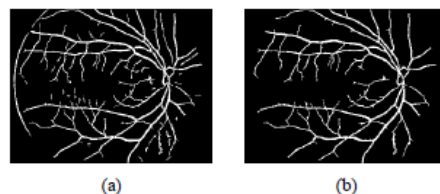


Fig. 10. (a) blood vessels result by Morphological operation, (b) the main blood vessels connected by component labeling

In finding optic disc process, we use the result from the feature extraction process to find the skeleton of blood vessels used Thinning operation technique to display blood vessels structure without losing their important shapes. Then, we find the end point of the main blood vessels retrieved from the

Thinning operation step used Morphological end point operation to perform it. Next step, we get 4 end points, $(min(x), y_1)$, $(max(x), y_2)$, $(x_1, min(y))$ and $(x_2, max(y))$ to find the shortest distance between two point from $(min(x), y_1)$ to $(max(x), y_2)$, and $(x_1, min(y))$ to $(x_2, max(y))$ on the blood vessels for extracting overlapped area. After that, we further applied end point operation again on the overlapped area and chose one of the two points which has a minimum distance from the center of horizontal line as at the origin of the blood vessels as shown in Fig. 11.

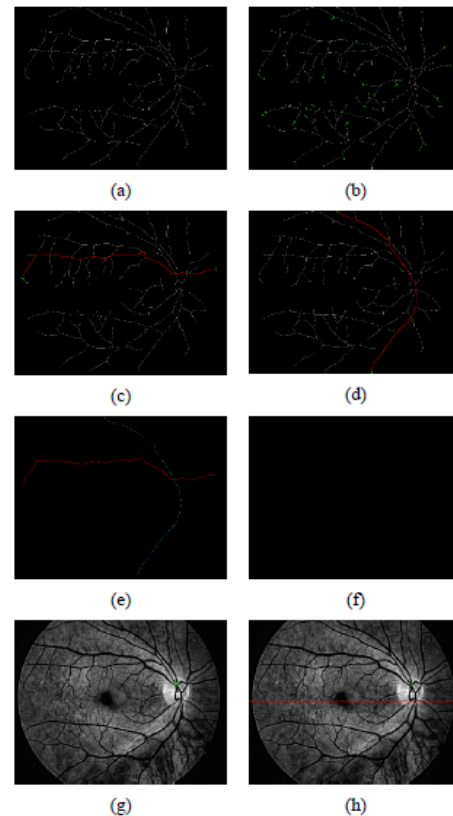


Fig. 11. (a) thinning algorithm, (b) blood vessel end point, (c) distance $(min(x), y_1)$ to $(max(x), y_2)$, (d) distance $(x_1, min(y))$ to $(x_2, max(y))$, (e) finding the overlap area, (f) the overlapping area, (g) the overlapping area with end point, (h) the nearest point from the center of horizontal line

After getting the optic disc location on the specific point near the center of horizontal line of the retinal image. Then, we use that point as a starting point to draw window size 300×300 pixels to create the boundary of optic disc.

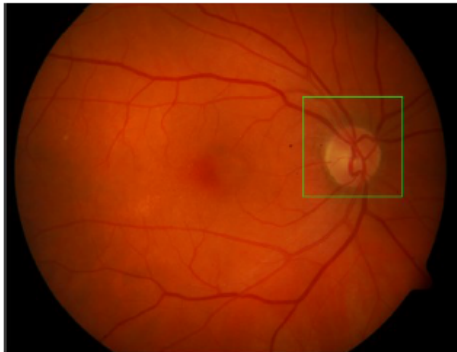


Fig. 12. The final result is optic disc boundary

The accuracy performance of the proposed method is evaluated on 89 images from DIARETDB1 which is a public retinal image dataset. The proposed method can achieved the accuracy performance calculated by Eq. (13) of 91.11%, while the true positive rate is 92.13% and the false negative is 8.98% as compared with the ground truth. However, our approach can provide the accuracy improvement of 4.73% and 3.13% as compared with Kande et al. [13] and Lupascu et al. [14] respectively as shown in TABLE I.

$$Accuracy = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \quad (13)$$

TABLE I. PERFORMANCE MEASUREMENT RESULT

Methods	Accuracy Performance
Kande et al.	86.38%
Lupascu et al.	87.98%
Proposed method	91.11%

IV. DISCUSSION AND CONCLUSIONS

In this research, we proposed a method to automatically detect optic disc from the origin of blood vessels by using end point of blood vessels. All of retinal fundus images are taken from the database of the Lappeenranta University. We achieved the accuracy performance of 92.13%. However, from the experimental results, we found that there are still some issues that needed to be further attempted. For example, we are still unable to locate the blood vessel on some images. This may due to the incomplete information either from the quality of the image taken or the abnormality of the blood vessels structure of the patient itself. In another case, to find the origin of blood vessels using four end points may not always sufficient to locate the origin of blood vessels.

From the above discussion, we therefore plan to improve the performance accuracy in detecting the optic disc by attempting

to solve those issues in our future work. Moreover, as we mentioned early on the optic disc is the starting point to locate different sort of objects that exhibit the eye lesion disease, we are also going to use optic disc as the starting to detect those eyes lesion in our future work.

ACKNOWLEDGMENT

This work is funded by the National Research Council of Thailand (NRCT), fiscal year 2016.

REFERENCES

- [1] Coye, Tyler (2015). A Novel Retinal Blood Vessel Segmentation Algorithm for Fundus Images (<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/50839>), MATLAB Central File Exchange, Jan 2016.
- [2] T. Kauppi, V. Kalesnykiene, J. K. Kamarainen, L. Lensu, I. Sorri, A. Raminen, R. Voutilainen, H. Uusitalo, H. Kalviainen, and J. Pietila, "DIARETDB1 diabetic retinopathy database and evaluation protocol," Proc Medical Image Understanding and Analysis MUA, vol. 1, pp. 3-7, 2007.
- [3] Rosenfeld, Azriel and John Pfaltz, "Sequential operations in digital picture processing," Journal of the Association for Computing Machinery, Vol. 13, No. 4, 1966, pp. 471-494.
- [4] Lam, L., Seong-Wan Lee, and Ching Y. Suen, "Thinning Methodologies-A Comprehensive Survey," IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol 14, No. 9, September 1992, page 879, bottom of first column through top of second column.
- [5] Clara I. Sánchez, Roberto Hornero, Maria I. López, Mateo Abov, Jesús Poza, Daniel Abasolo, "A novel automatic image processing algorithm for detection of hard exudates based on retinal image analysis", Medical Engineering & Physics, Volume 30, Issue 3, April 2008, Pages 350-357, ISSN 1350-4533.
- [6] S. Roychowdhury; D. Koozekanani; S. Kuchinka; K. Parhi, "Optic Disc Boundary and Vessel Origin Segmentation of Fundus Images," in IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. PP, no.99, pp.1-1.
- [7] D. Zhang and Y. Zhao, "Novel Accurate and Fast Optic Disc Detection in Retinal Images With Vessel Distribution and Directional Characteristics," in IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 20, no. 1, pp. 333-342, Jan. 2016.
- [8] L. Khim, D. Popescu and S. Cirmeanu, "Combining blood vessel segmentation and texture analysis to improve optic disc detection," E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2015, Iasi, 2015, pp. 1-4.
- [9] M. Zubair, A. Yamin and S. A. Khan, "Automated detection of Optic Disc for the analysis of retina using color fundus image," 2013 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST), Beijing, 2013, pp. 239-242.
- [10] Q. Cao, J. Liu and Q. Zhao, "Fast Automatic Optic Disc Localization in Retinal Images," Image and Graphics (ICIG), 2013 Seventh International Conference on, Qingdao, 2013, pp. 827-831.
- [11] M. Nahid Reza and M. Ahmad, "Automatic detection of optic disc in fundus images by curve operator," Electrical Information and Communication Technology (EICT), 2015 2nd International Conference on, Khulna, 2015, pp. 143-147.
- [12] Pfizer, S.M., et al.: Adaptive Histogram Equalization and its Variations. Computer Vision, Graphics and Image Processing 39, 355-368 (1987).
- [13] G. B. Kande, P. V. Subbiah and T. S. Savithri, "Segmentation of Exudates and Optic Disk in Retinal Images," Computer Vision, Graphics & Image Processing, 2008. ICVGIP '08. Sixth Indian Conference on, Bhubaneswar, 2008, pp. 535-542.
- [14] C. A. Lupascu, D. Tegolo and L. D. Rosa, "Automated Detection of Optic Disc Location in Retinal Images," Computer-Based Medical Systems, 2008. CBMS '08. 21st IEEE International Symposium on, Jyväskylä, 2008, pp. 17-22.