การตรวจจับโรคต้อหินบนภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความซับซ้อนสูง

นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ
คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา
2564
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยบูรพา

การตรวจจับโรคต้อหินบนภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความซับซ้อนสูง

นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ
คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา
2564

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยบูรพา

Detection of Early-Phase Glaucoma in High Complexity Environment Fundus Image

NILRAT KANYUNTHONG

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF

THE REQUIREMENTS FOR THE MASTER DEGREE OF SCIENCE

IN INFORMATICS

FACULTY OF INFORMATICS

BURAPHA UNIVERSITY

2021

COPYRIGHT OF BURAPHA UNIVERSITY

คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์และคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ได้พิจารณาวิทยานิพนธ์ของ นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง ฉบับนี้แล้ว เห็นสมควรรับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ ของมหาวิทยาลัยบูรพาได้

คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์	คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก	
....	.... ประธาน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กฤษณะ ชินสาร)	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ปรเมศวร์ ห่อแก้ว)
	.... กรรมการ
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุวรรณา รัศมีขวัญ)
	.... กรรมการ
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กฤษณะ ชินสาร)

.... คณบดีคณะวิทยาการสารสนเทศ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร)

วันที่..........เดือน....................พ.ศ.............

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยบูรพา อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ ของมหาวิทยาลัยบูรพา

.... คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ ดร.นุจรี ไชยมงคล)

วันที่..........เดือน....................พ.ศ.............

61910058: สาขาวิชา: วิทยาการสารสนเทศ; วท.ม. (วิทยาการสารสนเทศ)
คำสำคัญ: โรคต้อหิน, ภาพถ่ายจอประสาทตา, การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง : การตรวจจับโรคต้อหินบนภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความซับซ้อนสูง. (Detection of Early-Phase Glaucoma in High Complexity Environment Fundus Image) คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์: กฤษณะ ชินสาร ปี พ.ศ. 2564.

โรคต้อหินเป็นหนึ่งในสาเหตุสำคัญของการตาบอด การตรวจหาโรคต้อหินตั้งแต่ระยะเริ่มต้นจะช่วยในกระบวนการคัดกรองทางคลินิกของการวินิจฉัยโรค และควรทำการรักษาเพื่อป้องกันการสูญเสียการมองเห็นถาวรจากโรคต้อหินในระยะรุนแรง ลักษณะของโรคต้อหินเกิดขึ้นอย่างมีนัยสำคัญในบริเวณพื้นที่จานประสาทตาและส่วนประกอบอื่น ๆ บนภาพถ่ายจอประสาทตา เช่น ลักษณะของเส้นเลือดภายในพื้นที่จานประสาทตา และถ้วยประสาทตา ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เสนอแนวทางใหม่ในการระบุโรคต้อหินบนภาพจอประสาทตา วิธีที่นำเสนอประกอบด้วย 4 ขั้นตอนหลัก ในขั้นตอนแรกทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพก่อนการประมวลผล ขั้นตอนที่สองทำการแบ่งส่วนเส้นเลือด ขั้นตอนที่สามทำการระบุตำแหน่งพื้นที่ที่สนใจ และขั้นตอนสุดท้ายทำการวิเคราะห์ความเป็นโรคต้อหินด้วยวงรีจากการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก และทำการประเมินผลลัพธ์ความถูกต้องกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญด้วยวิธีการ Confusion matrix ได้ค่าความแม่นยำ Accuracy 0.84, Specificity 0.83, Precision 0.83 และ Recall 0.86

61910058: MAJOR: INFORMATICS; M.Sc. (INFORMATICS)

KEYWORDS: Blood Vessel Fundus Image, Optic Disc, Principal Component Analysis, Ellipse

NILRAT KANYUNTHONG : DETECTION OF EARLY-PHASE GLAUCOMA IN HIGH COMPLEXITY ENVIRONMENT FUNDUS IMAGE. ADVISORY COMMITTEE: KRISANA CHINNASARN, Ph.D. 2021.

Glaucoma is one of the major causes of blindness. The detection of early stage would assist the clinical screening process of diagnosis and treatments should be performed to prevent vision loss from the severe stage of Glaucoma. The characteristics of Glaucoma significantly occur in optic disc area and its components in terms of retinal image processing, such as the shape of retinal blood vessel, color, and optic cup. In this thesis, a novel approach of identifying Glaucoma in fundus image is presented. The proposed method consists of 4 main phases. First, Image pre-processing is adopted to normalize the retinal images. Secondly, Retinal blood vessel is then segmented from fundus image. Thirdly, localizing the tortuous retinal vessel regions indicates our main Region of Interest in the fundus image. Eventually, the final region of Glaucoma is detected using Principal Component Analysis. Confusion matrix is finally adopted in the method's evaluation process. The result shows that our performance reaches 83%, 86%, 84% of Precision, Recall, and Accuracy, respectively.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้คงไม่อาจสำเร็จสมบูรณ์ขึ้นมาได้ หากปราศจากความเมตตา กรุณาจากท่านอาจารย์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กฤษณะ ชินสาร ที่ทำให้ผู้เขียนได้หัวข้อในการทำวิทยานิพนธ์ และกรุณารับเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาของผู้เขียนได้ให้ข้อมูลและคำแนะนำต่าง ๆ ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อผู้เขียน โดยเฉพาะการวางเค้าโครง แนวทางการทำวิจัยตลอดจนการกำหนดกรอบเวลาในการเสนอความคืบหน้าของงาน ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งใจและสำนึกในพระคุณของท่านอาจารย์เป็นอย่างยิ่ง จึงขอกราบขอบพระคุณท่านอาจารย์ไว้ ณ ที่นี้

ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ปรเมศวร์ ห่อแก้ว ประธานกรรมการวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุวรรณา รัศมีขวัญ กรรมการวิทยานิพนธ์ที่ท่านได้กรุณาชี้แนะแนวทางและคำแนะนำ ตลอดจนข้อสังเกตต่าง ๆ ทำให้ผู้เขียนได้พัฒนาแนวความคิดและไตร่ตรองปัญหาต่าง ๆ ได้อย่างรอบคอบมากยิ่งขึ้นจนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ต่าง ๆ อันผู้เขียนมิได้เอ่ยนาม ที่ได้อบรมสั่งสอนให้ความรู้ทางด้านวิชาการแก่ผู้เขียน และขอขอบคุณฐานข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาจาก Medical Imaging Research Group มหาวิทยาลัย La Laguna ที่ให้ความอนุเคราะห์เผยแพร่ข้อมูลเพื่อทำการวิจัยจนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้

ผู้เขียนขอขอบคุณกัลยาณมิตรของผู้เขียนทุกท่านที่ได้ให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจให้ผู้เขียนตลอดมา และขอบคุณครอบครัว KST (Knowledge and Smart Technology) รวมทั้งเพื่อน ๆ ทุกท่านที่เป็นกำลังใจและคอยช่วยเหลือตลอดระยะเวลาที่ศึกษาและจัดทำวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจให้ผู้เขียนในทุก ๆ เรื่องด้วยความปรารถนาดีเสมอมา

สุดท้ายผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณครอบครัวที่คอยช่วยสนับสนุนในด้านการศึกษาแก่ผู้เขียนมาตั้งแต่วัยเยาว์ ให้ความรัก ความเข้าใจและเป็นกำลังใจสำคัญให้ซึ่งทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงลงได้ โดยหากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีประโยชน์และคุณค่าทางการศึกษาอยู่บ้าง ผู้เขียนขอยกความดีทั้งหมดแด่ท่านอาจารย์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กฤษณะ ชินสาร และกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านและผู้มีพระคุณที่ได้อบรมเลี้ยงดู ให้ความรู้ ความเมตตาแก่ผู้เขียน แต่หากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความบกพร่องประการใด ผู้เขียนขอน้อมรับความผิดพลาดไว้แต่เพียงผู้เดียว

นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย .... ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .... จ

กิตติกรรมประกาศ .... ฉ

สารบัญ .... ช

สารบัญตาราง .... ญ

สารบัญรูปภาพ .... ฎ

บทที่ 1 13

บทนำ 13

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 13

1.2 ประเด็นปัญหางานวิจัย 14

1.3 วัตถุประสงค์การวิจัย 15

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย 15

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 16

1.6 แผนการดำเนินงานวิจัย 17

บทที่ 2 18

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง 18

2.1 กายวิภาคศาสตร์ของดวงตา 18

2.2 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา 19

2.3 พยาธิวิทยาโรคต้อหิน 20

2.4 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) 23

2.5 Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) 25

2.6 การลบสัญญาณรบกวน (Noise removal) 26
2.7 Threshold 27
2.8 Morphological Operation 28
2.9 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 30
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย 33
3.1 ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผล (Image Pre-Processing) 34
3.2 ขั้นตอนการแบ่งส่วนเส้นเลือด 35
3.3 ขั้นตอนการระบุตำแหน่งพื้นที่ที่สนใจ 37
3.4 PCA Ellipse Features Representation 40
บทที่ 4 41
ผลการทดลอง 41
4.1 ขั้นตอนการเตรียมภาพ 41
4.2 ขั้นตอนแบ่งส่วนเส้นเลือด 41
4.3 ขั้นตอนการระบุพื้นที่ที่สนใจ 42
4.4 PCA Ellipse Features Representation 42
บทที่ 5 47
สรุปผลการทดลองและอภิปรายผล 47
5.1 สรุปผลการทดลอง 47
5.2 อภิปรายผล 50
5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนาต่อ 50
ภาคผนวก 51
ภาคผนวก ก. 52
ภาคผนวก ข. 58
งานวิจัยที่ได้ตีพิมพ์ 64

จริยธรรม..83

บรรณานุกรม 85

ประวัติย่อของผู้วิจัย 87

มหาวิทยาลัยบูรพา BURAPHA UNIVERSITY

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1 แผนการดำเนินงานวิจัย 17

ตารางที่ 2 องค์ประกอบพื้นฐานของดวงตา...18

ตารางที่ 3 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา...19

ตารางที่ 4 ผลลัพธ์ค่าความแปรปรวนของของศาของเส้นเลือดที่มีสภาวะโรคต้อหิน 42

ตารางที่ 5 ผลลัพธ์ค่าความแปรปรวนของของศาของเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ...................................43

ตารางที่ 6 ตารางการจำแนกความผิดปกติระหว่างหลอดเลือดที่มีสภาวะคดงอและสภาวะปกติ 44

ตารางที่ 7 สรุปผลการวัดประสิทธิภาพของเส้นเลือดที่คดงอ 46

ตารางที่ 8 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์วงรีบนภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ 52

ตารางที่ 9 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์วงรีบนภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ....................58

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1 พฤติกรรมของจานประสาทและถ้วยประสาทตามีความแตกต่างกันของระดับสีในภาพน้อย.14

รูปที่ 2 พฤติกรรมของเส้นเลือดในภาพถ่ายจอประสาทตา.....15

รูปที่ 3 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่ระบุพื้นที่ที่สนใจ.....16

รูปที่ 4 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา.....19

รูปที่ 5 พยาธิวิทยาของโรคต้อหินในภาพถ่ายจอประสาทตา.....20

รูปที่ 6 Cup-to-disc ratio ของจานประสาทตาและถ้วยประสาทตา.....21

รูปที่ 7 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีอาการ Splinter Hemorrhage.....21

รูปที่ 8 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่อาการเซลล์เสื่อม.....22

รูปที่ 9 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีอาการ bayoneting sign.....22

รูปที่ 10 ตัวอย่างการคำนวนของ Eigen vectors.....24

รูปที่ 11 Histogram ของภาพต้นฉบับ และภาพที่ผ่านการเพิ่มคุณภาพของ CLAHE.....26

รูปที่ 12 ภาพสีในระดับเทาและภาพที่ผ่านการเพิ่มคุณภาพของ CLAHE.....26

รูปที่ 13 ภาพจอประสาทตาในระดับสีเทา และภาพถ่ายจอประสาทตาที่ผ่านการลบสัญญาณรบกวน 27

รูปที่ 14 Threshold.....28

รูปที่ 15 ภาพถ่ายจอประสาทตาผ่านกระบวนการ Opening.....28

รูปที่ 16 ภาพถ่ายจอประสาทตาผ่านกระบวนการ Closing.....29

รูปที่ 17 การหาแกนกลางของภาพ (A) ภาพต้นฉบับ, (B) ผลลัพธ์การหาแกนกลางของภาพ.....30

รูปที่ 18 แผนดำเนินงานวิจัย.....33

รูปที่ 19 การแยกช่อง Red Channel, Green Channel, และ Blue Channel.....34

รูปที่ 20 กระบวนการก่อนการประมวลผลภาพ.....35

รูปที่ 21 ตัวอย่างการทำ Gaussian matched filter....36
รูปที่ 22 ตัวอย่างการทำ Adaptive Interval Top-hat filtering....37
รูปที่ 23 การหาแกนกลางของเส้นเลือด....37
รูปที่ 24 การหาพื้นที่ที่สนใจ....38
รูปที่ 25 Kernel ทางแยกของเส้นเลือด....39
รูปที่ 26 Kernel จุดปลายทางของเส้นเลือด....39
รูปที่ 27 การระบุตำแหน่งพื้นที่ที่สนใจ....39
รูปที่ 28 เส้นเลือดจอประสาทตาที่มีสภาวะปกติถูกวิเคราะห์ด้วยวงรี....40
รูปที่ 29 เส้นเลือดจอประสาทตาที่มีสภาวะคดงอถูกวิเคราะห์ด้วยวงรี....40
รูปที่ 30 สรุปผลการวัดประสิทธิภาพของเส้นเลือด....46
รูปที่ 31 ผลลัพธ์การปรับปรุงคุณภาพก่อนการประมวลผล....47
รูปที่ 32 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนเส้นเลือด....48
รูปที่ 33 ผลลัพธ์การระบุตำแหน่งที่สนใจ....48
รูปที่ 34 ผลลัพธ์การใช้วงรีระบุการคดงอของเส้นเลือด....49
รูปที่ 35 ผลลัพธ์การวัดประสิทธิภาพความถูกต้องและการเปรียบเทียบผล....49
รูปที่ 36 ชุดข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความเสียหาย....50

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคต้อหินเป็นโรคทางตาที่ร้ายแรงมากชนิดหนึ่งในจำนวนของโรคทางตา ลักษณะการเกิดของโรคคือมีการทำลายเส้นประสาทในจอประสาทตาไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งขั้วประสาทตามีการเปลี่ยนแปลง มีลักษณะที่กว้างขึ้นทำให้ลานสายตาผิดปกติ เกิดจุดบอดจนกระทั่งทำให้เกิดการสูญเสียการมองเห็น ในปัจจุบันยังไม่สามารถระบุสาเหตุของการเกิดโรคได้อย่างแน่ชัด เนื่องจากมีหลายปัจจัยเสี่ยงที่ก่อให้เกิดโรค สาเหตุหลักที่จะถูกวินิจฉัยเป็นลำดับแรกคือ เส้นประสาทตาถูกกดทับจากความดันภายในลูกตาที่สูงขึ้น และอีกสาเหตุลำดับต่อมาคือ การลดลงของเลือดที่ไปเลี้ยงเส้นประสาทตา อายุที่มากขึ้น และบุคคลในครอบครัวมีประวัติเป็นโรคต้อหิน

ความดันภายในลูกตาที่เพิ่มขึ้นเป็นปัจจัยเสี่ยงลำดับต้น ๆ ของการวินิจฉัยของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ โดยปกติแล้วระดับความดันภายในลูกตา หรือ ระดับความดันของของเหลวที่ไหลเวียนอยู่ภายในลูกตา จะมีค่าอยู่ระหว่าง 5 – 22 มิลลิเมตรปรอท แต่สำหรับผู้ป่วยโรคต้อหินนั้นจะมีค่าความดันภายในลูกตาสูง คือ มากกว่า 22 มิลลิเมตรปรอท แม้จะเป็นเพียงสาเหตุหนึ่งของการเกิดโรคต้อหินแต่เป็นปัจจัยเสี่ยงที่พบได้มากที่สุดและสามารถตรวจวัดได้

อย่างไรก็ตามโรคต้อหินเป็นโรคของเส้นประสาทตาที่อยู่ภายใน ไม่สามารถมองเห็นอาการหรือ ความผิดปกติของลูกตาเหมือนโรคทางตาชนิดอื่นเช่น ต้อลม ต้อเนื้อ และต้อกระจกที่มีอาการและความผิดปกติที่ผิวของลูกตาสามารถมองเห็นอาการได้ด้วยตาเปล่าหรือ ทำการใช้กล้องจุลทรรศ์ในการตรวจหาโรคได้ ในขณะที่โรคต้อหินนั้นมีขั้นตอนหลากหลายกระบวนการ และใช้เครื่องมือพิเศษเข้าร่วมในการตรวจวินิจฉัยโรค ซึ่งกระบวนการดังกล่าวค่อนข้างมีราคาสูงสำหรับใช้ในการประกอบการวินิจฉัยโรค

ในการตรวจจับโรคต้อหินบนภาพถ่ายจอประสาทตา คือเทคนิคการสร้างภาพทางการแพทย์ที่ใช้กล้องจุลทรรศน์ที่ซับซ้อนติดกับแฟลชเพื่อให้สามารถใช้ถ่ายจอตา โดยโครงสร้างในตาที่สามารถมองเห็นได้โดยรวมทั้ง จานประสาทตาและจุดภาพชัดอาจถ่ายใช้ฟิลเตอร์สี หรือใช้สีฉีดเพื่อให้เห็นความผิดปกติต่าง ๆ เพื่อทำการวิเคราะห์ความเสี่ยงที่อาจเกิดโรคต้อหินให้สะดวกและรวดเร็วยิ่งขึ้น แต่ปัญหาของการนำภาพถ่ายจอประสาทตามาใช้เพื่อประกอบการตัดสินใจของแพทย์นั้นยังคงมีข้อจำกัด เนื่องจากพฤติกรรมของโรคต้อหินในระยะแรกนั้นแสดงพฤติกรรมไม่เด่นชัด และมีความซับซ้อนสูงจากปัจจัยอื่น ๆ

จากที่กล่าวมาข้างต้น การตรวจจับโรคต้อหินมีขั้นตอนที่ยุ่งยาก ผู้วิจัยจึงนำไปสู่การพัฒนาความรู้เกี่ยวกับเทคโนโลยีด้านการประมวลผลภาพ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพทางด้านความถูกต้อง และการประมวลผลที่ทำได้แม่นยำ และง่ายในการลงมือปฏิบัติรวมถึงความรวดเร็วในขั้นตอนของการตรวจจับโรคต้อหินในระยะแรกเพื่ออำนวยความสะดวกต่อแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยโรค

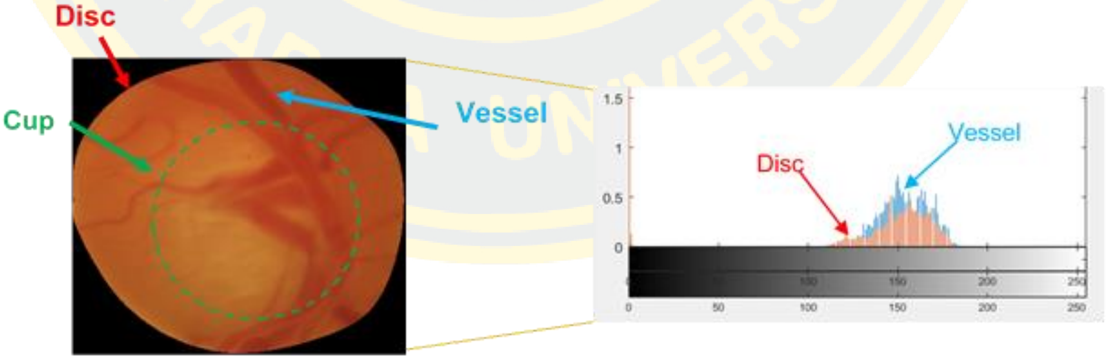
1.2 ประเด็นปัญหางานวิจัย

ประเด็นปัญหาการตรวจจับโรคต้อหิน และ ระบุพื้นที่ที่เกิดโรคต้อหินจากภาพถ่ายจอประสาทตาสามารถจำแนกได้ดังนี้

1.2.1 ภาพถ่ายจอประสาทตามีความซับซ้อนสูง

1.2.2 การตรวจจับและทำนายโรคต้อหินในระยะเริ่มต้นบนภาพถ่ายจอประสาทตา

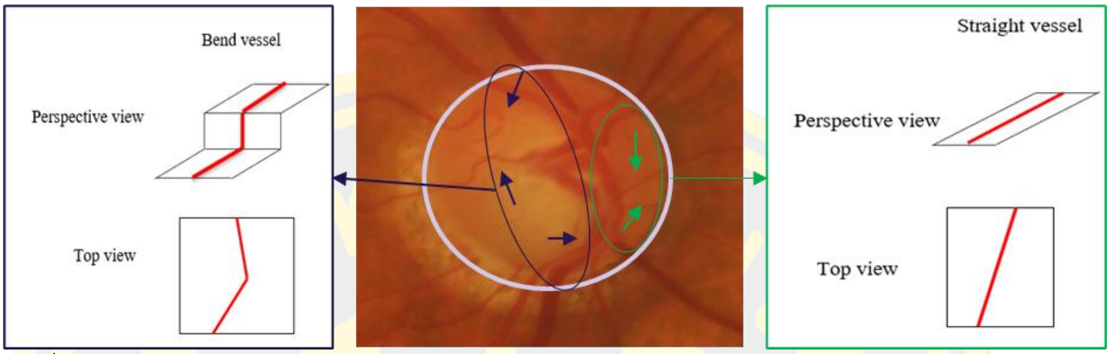
ประเด็นที่ 1 ภาพถ่ายจอประสาทตาบริเวณจานประสาทตาและถ้วยประสาทตามีความแตกต่างกันของระดับสีในภาพน้อย ระดับสีของจานประสาทตาและระดับสีของถ้วยประสาทตามีความใกล้เคียงกันหรือมีความแตกต่างกันของระดับสีน้อยทำให้รายละเอียดและความคมชัดของเส้นเลือดไม่เด่นชัด การแยกส่วนของเส้นเลือดจึงเป็นไปได้ยากแสดงตัวอย่างดังรูปที่ 1 อธิบายพฤติกรรมของจานประสาทและเส้นเลือดที่มีค่าฮิตโตแกรมใกล้เคียงกัน



รูปที่ 1 พฤติกรรมของจานประสาทและถ้วยประสาทตามีความแตกต่างกันของระดับสีในภาพน้อย

ประเด็นที่ 2 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีสภาวะโรคต้อหินในระยะแรก มีพฤติกรรมเส้นเลือดจอประสาทตาบริเวณจานประสาทตาและถ้วยประสาทตามีพฤติกรรมขาดช่วงหรือ ไต่ขอบของถ้วยประสาทตาเป็นลักษณะอาการของเส้นเลือดคดงอไม่ตามแนวจานประสาทตา เส้นเลือดขนาดเล็กมีการคดงออย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับเส้นเลือดใหญ่ ดังรูปที่ 2 อธิบายลักษณะของเส้นเลือดที่มี

สภาวะคดงอและสภาวะปกติจากสองมุมมอง โดยเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอจะมีพฤติกรรมไต่ขอบถ้วยประสาทตาคล้ายขั้นบรรได และเส้นเลือดในสภาวะปกติมีพฤติกรรมเป็นเส้นตรงตามแนวจานประสาทตา



รูปที่ 2 พฤติกรรมของเส้นเลือดในภาพถ่ายจอประสาทตา

1.3 วัตถุประสงค์การวิจัย

1.3.1 ศึกษาและออกแบบขั้นตอนวิธีการตรวจจับโรคต้อหินบนภาพจอประสาทตาที่มีสภาวะแวดล้อมซับซ้อนสูง

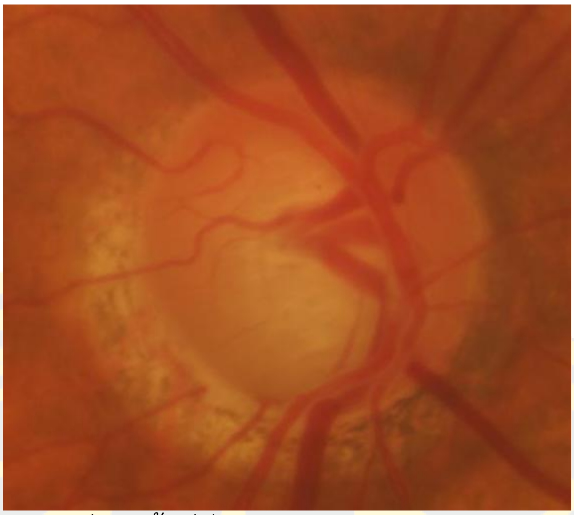
1.3.2 พัฒนาขั้นตอนวิธีเพื่อช่วยเหลือในการสนับสนุนการตัดสินใจในการตรวจวินิจฉัยโรคต้อหิน

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1.4.1 ชุดข้อมูลจากเว็บไซต์สาธารณะ (RIM-ONE Release 1, RIM-ONE Release 2 , RIM-ONE Release 3, HRF)

1.4.2 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่ระบุพื้นที่ที่สนใจบริเวณจานประสาทตาและถ้วยประสาทตาเป็นภาพถ่ายจอประสาทตาโรคต้อหินระยะแรก

1.4.3 วิเคราะห์เส้นเลือดขนาดกลางบนพื้นที่ที่สนใจบริเวณจานประสาทตาและถ้วยประสาทตาเป็นภาพถ่ายจอประสาทตาโรคต้อหินระยะแรก



รูปที่ 3 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่ระบุพื้นที่ที่สนใจ

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ขั้นตอนวิธีต้นแบบเพื่อสนับสนุนการตัดสินใจการตรวจหรือวินิจฉัยโรคต้อหิน และอำนวยความสะดวกการวินิจฉัยโรคให้ทางการแพทย์มากขึ้น

1.5.2 ขั้นตอนวิธีที่สามารถจำแนกพื้นที่ถ้วยประสาทตาและระบุโรคต้อหินได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด

1.6 แผนการดำเนินงานวิจัย

ตารางที่ 1 แผนการดำเนินงานวิจัย

ขั้นตอนการดำเนินงาน	2562				2563												2564						
	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7
1.ศึกษาวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องและสร้างอัลกอริทึม																							
2.ทดลองอัลกอริทึมของงานวิจัยในอดีต และสรุป																							
3.รวบรวมและวิเคราะห์																							
4.เตรียมนำเสนอข้อเสนองานวิจัย																							
5.สอบหัวข้องานวิจัย (Proposal)																							
6.ออกแบบพัฒนาอัลกอริทึม																							
7.เตรียมสอบจริยธรรมนักวิจัย																							
8.เขียนวารสาร																							

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กายวิภาคศาสตร์ของดวงตา

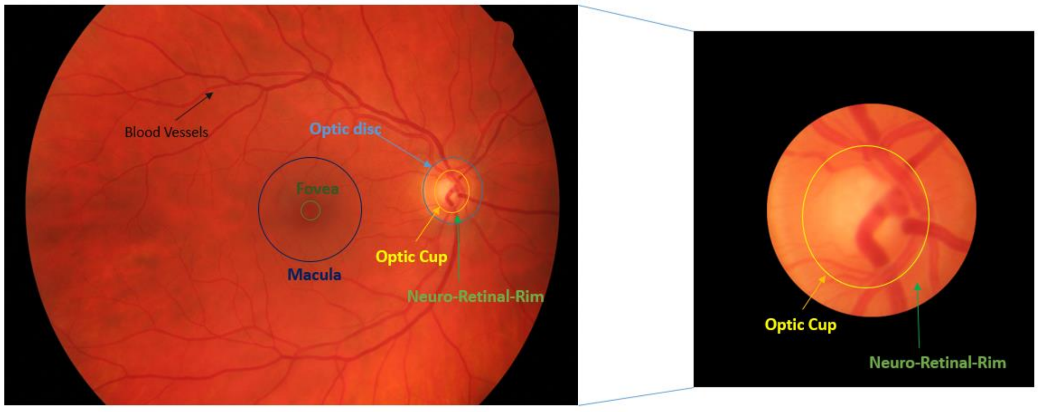
ดวงตา หรือ ลูกตาเป็นอวัยวะหนึ่งที่มีการตอบสนองต่อแรงและความดัน เป็นหนึ่งในอวัยวะที่สามารถรับรู้ความรู้สึก ช่วยให้สามารถเห็นภาพเคลื่อนไหวได้ในรูปแบบสามมิติ และเห็นภาพเป็นสีต่าง ๆ ในช่วงเวลากลางวัน ซึ่งสามารถแบ่งองค์ประกอบพื้นฐานของดวงตาได้ อธิบายดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 องค์ประกอบพื้นฐานของดวงตา

องค์ประกอบพื้นฐานของดวงตา	**คำอธิบาย**
กระจกตา (Cornea)	เป็นส่วนที่ที่มีพื้นที่หนึ่งในหกของดวงตา ทำหน้าที่หักเหแสงไปยังเลนส์ตาและส่งไปยังจอรับภาพ
ม่านตา (Iris)	เป็นกล้ามเนื้อที่หดขยายได้ เพื่อจัดการกับแสงที่รับเข้ามา
เลนส์แก้วตา (Lens)	เป็นส่วนที่ทำการโฟกัสเพื่อการมองเห็นที่ชัดเจนขึ้นในสำหรับการมองเห็นในระยะใกล้
รูม่านตา (Pupil)	เป็นส่วนที่ควบคุมปริมาณแสงเข้าสู่ลูกตามีลักษณะเป็นรูกลมๆ ในดวงตา
น้ำวุ้นตา (Vitreous)	มีลักษณะคล้ายวุ้นอยู่ด้านในบริเวณกลางลูกตา ทำหน้าที่ให้ดวงตาทรงรูปร่างไว้
เส้นประสาท (Optic Nerve)	มีหน้าที่ในการส่งสัญญาณจากจอตาไปยังส่วนของสมอง เป็นเส้นประสาทที่อยู่ด้านหลังของลูกตา
จอประสาทตา (Retina)	เป็นส่วนที่ประกอบด้วยเส้นประสาทตาที่มีความละเอียดสูง เป็นตัวรับและแปลสัญญาณแสงให้กลายเป็นสัญญาณประสาทส่งขึ้นไปแปลผลยังส่วนของสมอง ทำให้เราสามารถมองเห็นเป็นภาพได้

2.2 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา

ภาพถ่ายจอประสาทตาเป็นภาพถ่ายที่ประกอบด้วยเส้นประสาทที่มีความละเอียดสูง เป็นการถ่ายรูปด้านหลังตา คือก้นตา หรือจอประสาทตา ซึ่งสามารถแบ่งองค์ประกอบพื้นฐานของภาพถ่ายจอประสาทตาได้ ดังภาพที่ 4 แสดงองค์ประกอบของภาพถ่ายจอประสาทตาและอธิบายองค์ประกอบในตารางที่ 3



รูปที่ 4 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา

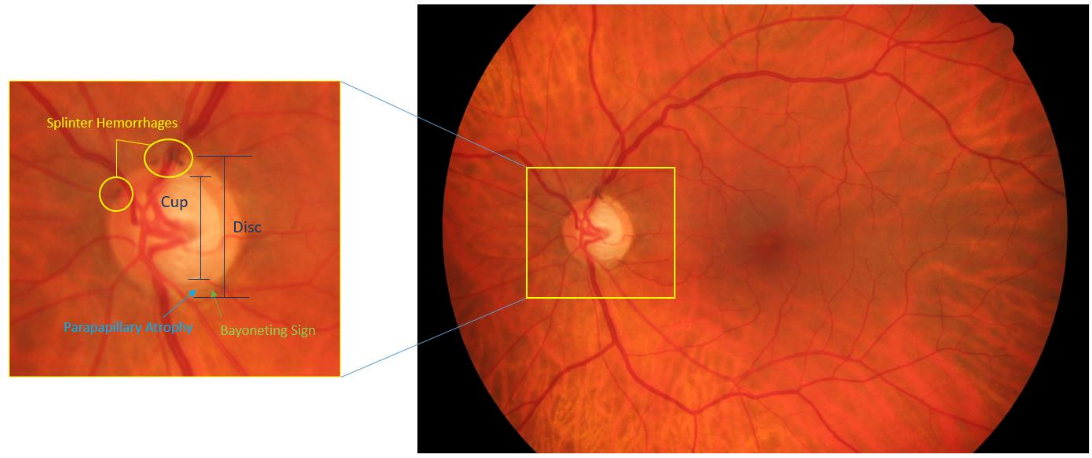
ตารางที่ 3 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา

องค์ประกอบพื้นฐาน	**คำอธิบาย**
จานประสาทตา (Optic Disc)	เป็นส่วนที่เส้นประสาทตาวิ่งผ่านชั้นต่าง ๆ ของเรตินาออกมาปรากฏเป็นรูปวงรีสีขาวมีพื้นที่ประมาณ 3 ตารางมิลลิเมตร
ถ้วยประสาทตา (Optic Cup)	รอยเว้าที่กลางขั่วประสาทตา
จุดภาพชัด (Macula)	คือจุดรับภาพตรงกลางจอประสาทตาที่มีความหนาแน่นของเซลล์รับแสง
รอยบุ๋มจอตา (Fovea)	เป็นส่วนที่อยู่ตรงกลางของจุดภาพชัด เป็นเหตุให้เห็นได้ชัดตรงกลางลานตา
Neuroretina Rim	ส่วนของเนื้อประสาทที่อยู่ระหว่างบริเวณขอบจานประสาทตาและขอบถ้วยประสาทตา
Blood Vessels	เป็นส่วนของระบบไหลเวียนโลหิตในภาพจอประสาทตา

2.3 พยาธิวิทยาโรคต้อหิน

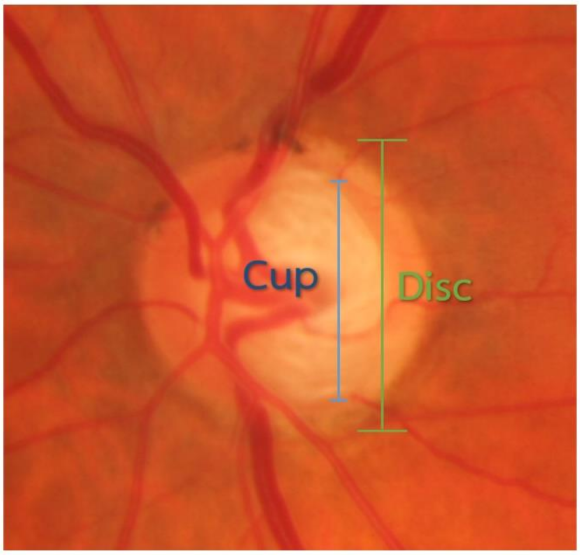
โรคต้อหินเป็นโรคที่พบได้บ่อยในผู้สูงอายุและถือว่าเป็นโรคตาที่ร้ายแรงมากชนิดหนึ่งที่เป็นสาเหตุทำให้ตาบอด เป็นโรคที่มีการทำลายเซลล์ประสาทในจอตา/จอประสาทตา (Retina) ไปเรื่อย ๆ ทำให้สูญเสียการมองเห็น และทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของจานประสาทตา เป็นลักษณะรอยผิดปกติที่กว้างขึ้น ซึ่งเกิดที่จานประสาทตาหรือที่เรียกว่าขั้วประสาทตา จนเป็นผลทำให้ลานสายตาผิดปกติ

พยาธิวิทยาของโรคต้อหินในภาพถ่ายจอประสาทตา ซึ่งสามารถแบ่งองค์ประกอบพื้นฐานของโรคต้อหินจากภาพถ่ายจอประสาทตาได้ ดังนี้



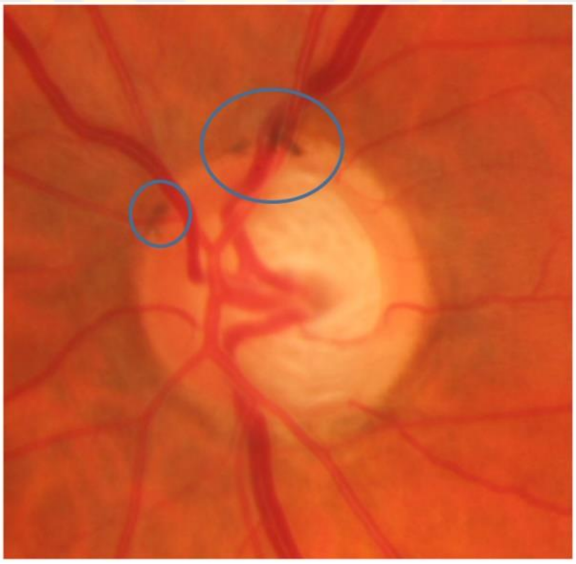
รูปที่ 5 พยาธิวิทยาของโรคต้อหินในภาพถ่ายจอประสาทตา

2.3.1 ขั้วประสาทตา (Optic Cup/ Optic Disc) Ganglia Cell ของผู้ป่วยโรคต้อหินจะถูกทำลายอย่างต่อเนื่องจนมีปริมาณเซลล์ลดลง ทำให้ขนาดของ Optic Cup มีขนาดใหญ่ขึ้น ขนาดของ Optic Cup ที่มีขนาดใหญ่ขึ้นเปรียบเทียบกับขนาดของ Optic Disc คือ C/D ratio > 0.5 ซึ่งเป็นสัญญาณอย่างหนึ่งของโรคต้อหิน แสดงดังรูปที่ 6



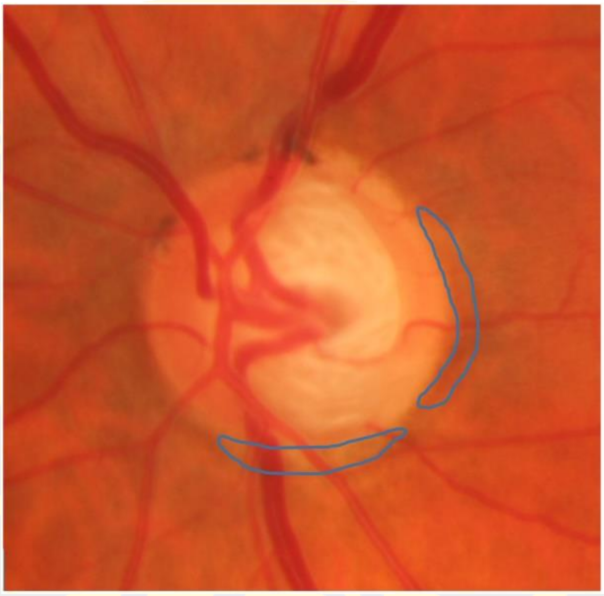
รูปที่ 6 Cup-to-disc ratio ของจานประสาทตาและถ้วยประสาทตา

2.3.2 Splinter Hemorrhage ลักษณะอาการผนังของหลอดเลือดบางลงจนเกิดการแตกของเส้นเลือด และทำให้มีเลือดออกในจอตา ดังรูปที่ 7 อธิบายพฤติกรรมดังกล่าวในพื้นที่วงกลมสีน้ำเงินที่มีการแตกของเส้นเลือด



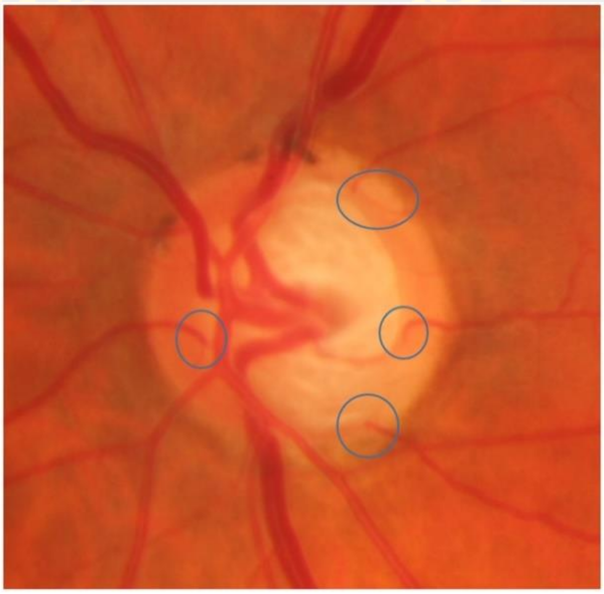
รูปที่ 7 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีอาการ Splinter Hemorrhage

2.3.3 เยื่อบุมีสารสีของจอประสาทตา (Parapapillary Atrophy) ลักษณะการเสื่อมของเซลล์จอประสาทตาและ ชั้นเซลล์ประสาทด้านนอกของจอประสาทตา แสดงลักษณะพฤติกรรมในพื้นที่สีน้ำเงิน ดังรูปที่ 8



รูปที่ 8 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่อาการเซลล์เสื่อม

2.3.4 Bayoneting Sign ลักษณะของเส้นเลือดจอประสาทตาขาดช่วง หรือ มุดขอบของถ้วยประสาทตาแสดงลักษณะพฤติกรรมในพื้นที่สีน้ำเงิน ดังรูปที่ 9



รูปที่ 9 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีอาการ bayoneting sign

2.4 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis)

เป็นเทคนิคการลดขนาดที่สามารถระบุความสัมพันธ์และรูปแบบในชุดข้อมูลเพื่อให้สามารถเปลี่ยนเป็นชุดข้อมูลที่มีมิติต่ำกว่าอย่างมีนัยสำคัญโดยไม่สูญเสียข้อมูลสำคัญใด ๆ

แนวคิดหลักเบื้องหลัง PCA คือการหารูปแบบและความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติต่าง ๆ ในชุดข้อมูล ในการค้นหาความสัมพันธ์ที่แข็งแกร่งระหว่างตัวแปรต่าง ๆ การตัดสินใจขั้นสุดท้ายจะดำเนินการเกี่ยวกับการลดขนาดของข้อมูลเพื่อให้ข้อมูลสำคัญยังคงอยู่

กระบวนการดังกล่าวมีความจำเป็นอย่างยิ่งในการแก้ปัญหาที่ซับซ้อนที่ขับเคลื่อนด้วยข้อมูลซึ่งเกี่ยวข้องกับการใช้ชุดข้อมูลมิติสูง PCA สามารถทำได้โดยใช้ขั้นตอนต่าง ๆ

2.4.1 การกำหนดมาตรฐานของข้อมูล

การกำหนดมาตรฐานของข้อมูลเพื่อไม่ให้เกิดความเอนเอียง การกำหนดมาตรฐานทำได้โดยการลบแต่ละค่าในข้อมูลออกจากค่าเฉลี่ยและหารด้วยค่าเบี่ยงเบนโดยรวมในชุดข้อมูล

$$Z = \frac{Variable\ value - mean}{Standard\ deviation} \quad (1)$$

2.4.2 การคำนวณเมทริกซ์ความแปรปรวนร่วม

เมทริกซ์ความแปรปรวนร่วมเป็นการแสดงออกถึงความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต่าง ๆ ในชุดข้อมูล จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องระบุตัวแปรตามอย่างมากเนื่องจากมีข้อมูลที่เอนเอียงและซ้ำซ้อนซึ่งจะลดประสิทธิภาพโดยรวมของแบบจำลอง ดังสมการที่ 2

$$\begin{pmatrix} cov(x,x) & cov(x,y) & cov(x,z) \\ cov(y,x) & cov(y,y) & cov(y,z) \\ cov(z,x) & cov(z,y) & cov(z,z) \end{pmatrix} \quad (2)$$

การหาค่าของ Covariance ดังสมการที่ 3

$$C^{n\times n} = (c^{i,j}, c^{i,j} = cov(Dim_i, Dim_j)) \quad (3)$$

โดยที่ $C^{n\times n}$ เป็นเมทริกซ์ n แถวและ n คอลัมน์

Dim_x เป็นมิติที่ x ของข้อมูลนั้น ๆ

2.4.3 การคำนวณหาค่า Eigen vectors และ Eigen values

Eigen vectors และค่าลักษณะเฉพาะเป็นโครงสร้างทางคณิตศาสตร์ที่ต้องคำนวณจาก Matrix ความแปรปรวนร่วมเพื่อกำหนดองค์ประกอบหลักของชุดข้อมูล ดังสมการที่ 4

$$Av = \lambda v \qquad (4)$$

โดยที่ v คือ ไอเกนเวกเตอร์

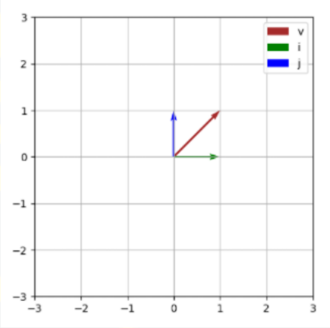
A คือ ค่าไอเกน

ตัวอย่างการคำนวนของ Eigen vectors

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, v = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix}, \therefore Av = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

จะได้ คอลัมที่ 1ของ A คือ (1,0) ส่วนคอลัมที่ 2 คือ (0,1) และเวกเตอร์ v (1,1) คูณกับ A จะได้ตัวมันเองเนื่องจาก A ไม่มีการเปลี่ยนแปลงใด ๆ

v คือเวกเตอร์ใด ๆ เวกเตอร์หนึ่ง เมื่อมีเมทริกซ์เข้ามาคูณ (A) ผลลัพธ์นั้นก็คือการแปลงรูปให้กลายไปเป็น v ใหม่ ของ A นั้น ๆ ตัวอย่างดังรูปที่ 10



รูปที่ 10 ตัวอย่างการคำนวนของ Eigen vectors

2.4.4 การเลือกคุณลักษณะ

จากการคำนวณหาค่า Eigen vectors และ Eigen values จะได้ λ ที่มีค่ามากที่สุดคือองค์ประกอบที่สำคัญของข้อมูล (Principal component) ดังนั้นทำการเรียงลำดับ Eigen vector จากมากไปหาน้อย ดังสมการที่ 5

$$FeatureVector = (eig_1 eig_2 eig_3 \ldots eig_n) \qquad (5)$$

มหาวิทยาลัยบูรพา BURAPHA UNIVERSITY

2.4.5 การสร้างข้อมูลชุดใหม่ในมิติของ Eigen Vectors

ทำการลบองค์ประกอบหลักที่มีนัยสำคัญน้อยกว่าเพื่อลดขนาดของข้อมูล ดังสมการที่ 6

$$FinalData = DataAdjust \cdot FeatureVectors \quad (6)$$

2.5 Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)

CLAHE เป็นวิธีการเพิ่มคุณภาพของภาพที่ทำการพัฒนามาจากวิธีการ Histogram Equalization โดยวิธีการของ CLAHE ทำการพิจารณารายละเอียดของภาพจากวิธีการ HE ในแต่ละพิกเซลของภาพต้นฉบับ

โดยค่าของ Histogram ที่มีระดับสูงกว่าค่าเฉลี่ยในภาพระดับเทาจะถูกนำมากระจายให้กับทุกพิกเซลในภาพ โดยค่าที่ถูกนำมากระจายจะเป็นค่าของ Histogram ที่มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ยพิกเซลในระดับเทา

ค่า Histogram ของ CLAHE มีความแตกต่างจากค่า Histogram อื่นคือ สามารถกำหนดระดับความหนาแน่นของค่าพิกเซลได้ จากสมการที่ 7

$$N_{aver} = \frac{N_{CR-X_p} * N_{CR-Y_p}}{N_{gray}} \quad (7)$$

โดยที่ N_{aver} คือค่าเฉลี่ยพิกเซล

N_{gray} คือเครื่องหมายของค่า Gray scale ในแต่ละพื้นที่

N_{CR-X_p} คือหมายเลขพิกเซลในแต่ละ x มิติ

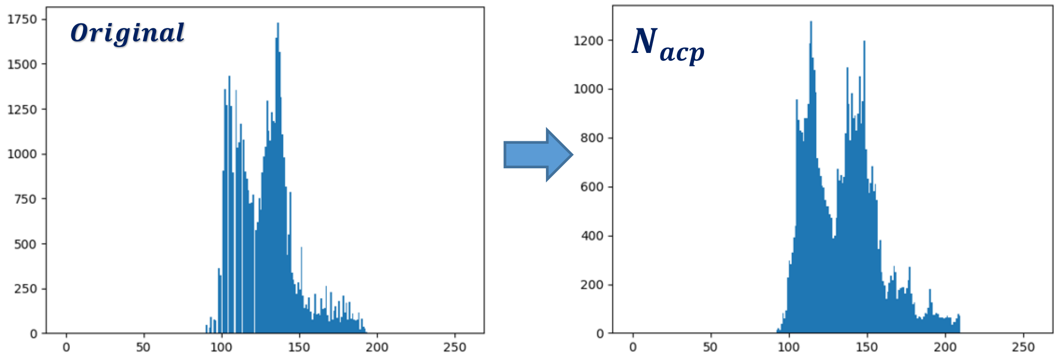
N_{CR-Y_p} คือหมายเลขพิกเซลในแต่ละ y มิติ

จากสมการข้างต้น N_{CL} สามารถคำนวนได้ดังสมการต่อไปนี้

$$N_{CL} = N_{clip} * N_{aver} \quad (8)$$

โดยที่ N_{CL} คือค่าระดับการตัดจริง

N_{clip} คือค่าสูงสุดใด ๆ ในระดับ gray scale ของค่าเฉลี่ยพิกเซลในค่าระดับเทา

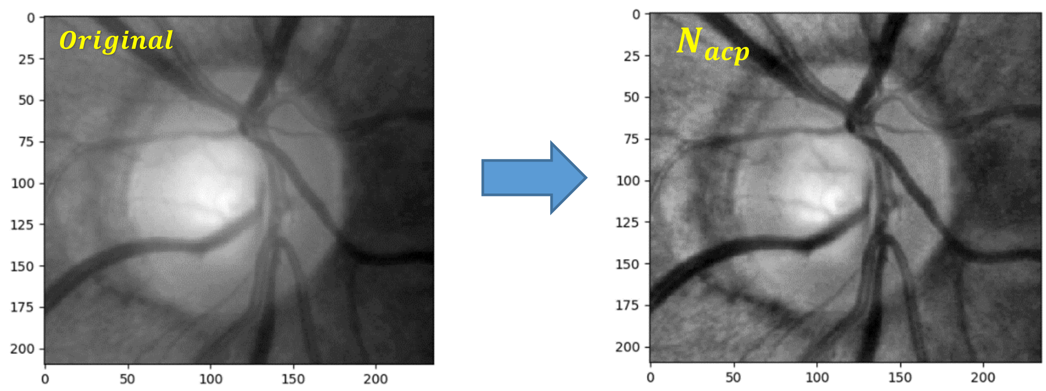


รูปที่ 11 Histogram ของภาพต้นฉบับ และภาพที่ผ่านการเพิ่มคุณภาพของ CLAHE

ค่า Histogram ของภาพต้นฉบับแสดงรูปที่ 11 เมื่อหมายเลขของพิกเซลมากกว่า N_{clip} พิกเซลจะถูกกระจายไปยังพิกเซลอื่นในภาพระดับเทา ดังสมการที่ 9

$$N_{acp} = \frac{N_{\sum clip}}{N_{gray}} \qquad (9)$$

โดยที่ N_{acp} คืออัตราส่วนระหว่างผลรวมของ histogram ต่อค่าสีระดับเทา



รูปที่ 12 ภาพสีในระดับเทาและภาพที่ผ่านการเพิ่มคุณภาพของ CLAHE

2.6 การลบสัญญาณรบกวน (Noise removal)

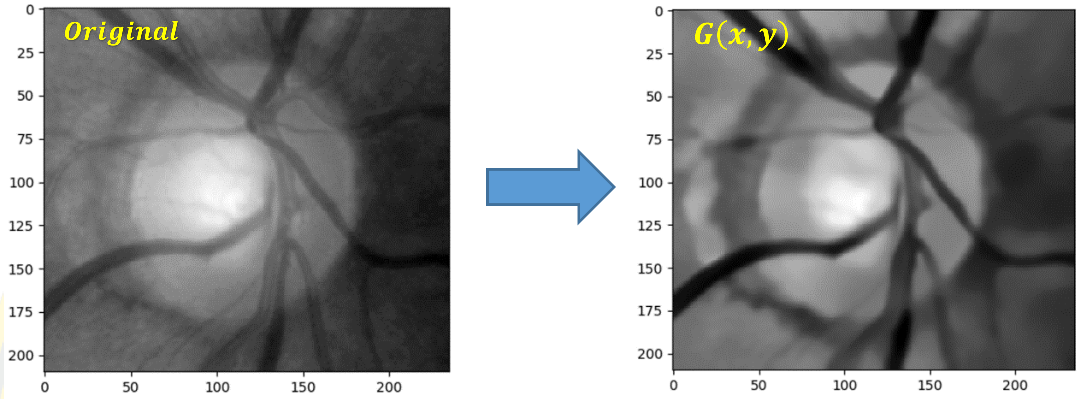
การนำภาพมาผ่านตัวกรองซึ่งภาพที่ได้จะเรียบขึ้น เป็นกระบวนการลดทอนค่าสัญญาณรบกวนของภาพ หรือเน้นคุณสมบัติของภาพ ตัวกรองสัญญาณเกาส์เซียนเป็นตัวกรองสัญญาณที่ใช้สำหรับลดทอนสัญญาณรบกวนและรายละเอียดของภาพ มีลักษณะคล้ายระฆังคว่ำ ดังสมการที่ 10 และรูปตัวอย่างที่ 13

$$G(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \qquad (10)$$

โดยที่ x คือค่าตัวแปรในแกน x

y คือค่าตัวแปรในแกน y

σ คือส่วนเบี่ยงเบน



รูปที่ 13 ภาพจอประสาทตาในระดับสีเทา และภาพถ่ายจอประสาทตาที่ผ่านการลบสัญญาณรบกวน

2.7 Threshold

Threshold เป็นการดึงวัตถุพื้นหน้าออกจากพื้นหลังโดยใช้ ค่า Threshold กระบวนการ Segmentation เป็นกระบวนการแยกวัตถุ หรือองค์ประกอบต่าง ๆ ออกจากภาพอินพุต วิธีการ Intensity threshold เป็นการแยกแยะวัตถุจากฉากหลังโดยดูจาก Intensity ของพิกเซลเป็นหลัก Threshold จะถูกนำไปเพื่อเปรียบเทียบค่าของแต่ละพิกเซล หากค่า $image(x,y)$น้อยกว่า Threshold จุดพิกเซลนั้นจะถูกปรับให้เป็นสีดำหรือส่วนของวัตถุ และหากค่า $image(x,y)$ มากกว่าหรือเท่ากับ Threshold จุดพิกเซลนั้นจะถูกปรับให้เป็นสีขาวหรือส่วนของพื้นหลัง วิธีการดังกล่าวสามารถเขียนได้ตามสมการที่ 11

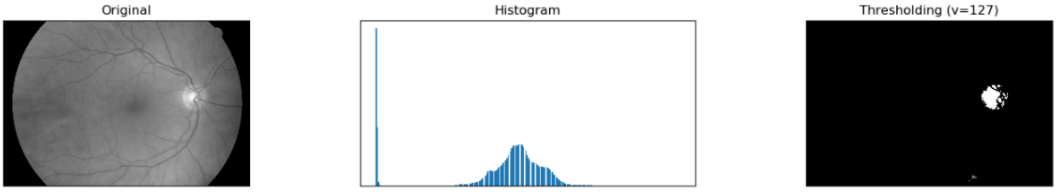
$$image(x,y) = \begin{cases} 1, image(x,y) < T \\ 0, image(x,y) \geq T \end{cases} \qquad (11)$$

โดยที่ $\mathrm{image}(x,y)$ คือข้อมูลภาพ ณ ตำแหน่งที่ x, y

T คือ Threshold

1 คือสีดำซึ่งเป็นส่วนของวัตถุ

0 คือสีขาวซึ่งเป็นส่วนของพื้นหลัง



รูปที่ 14 Threshold

2.8 Morphological Operation

เป็นเครื่องมือที่ใช้งานด้าน Digital image processing สำหรับตัดต่อ หรือแต่งเติมส่วนขอบของภาพ โครงสร้างของภาพโดยใช้ทฤษฎีเซ็ต ซึ่งเซ็ตใน Morphology จะแทนรูปร่างหรือรูปทรงของวัตถุในภาพ เช่น กลุ่มของสีดำทั้งหมดในภาพไบนารี่ สำหรับการทำ Morphological สามารถใช้ในการจำกัดสัญญาณรบกวน ขยายพื้นที่ของวัตถุ และกำจัดส่วนเกินของวัตถุได้

2.8.1 Opening ใช้สำหรับกำจัดสัญญานรบกวนในรูปร่างและโครงสร้างของภาพกำจัดวัตถุขนาดเล็กออกไปจากพื้นที่มืดของภาพและนำไปวางไว้ในพื้นหลังของภาพ ดังสมการที่ 12

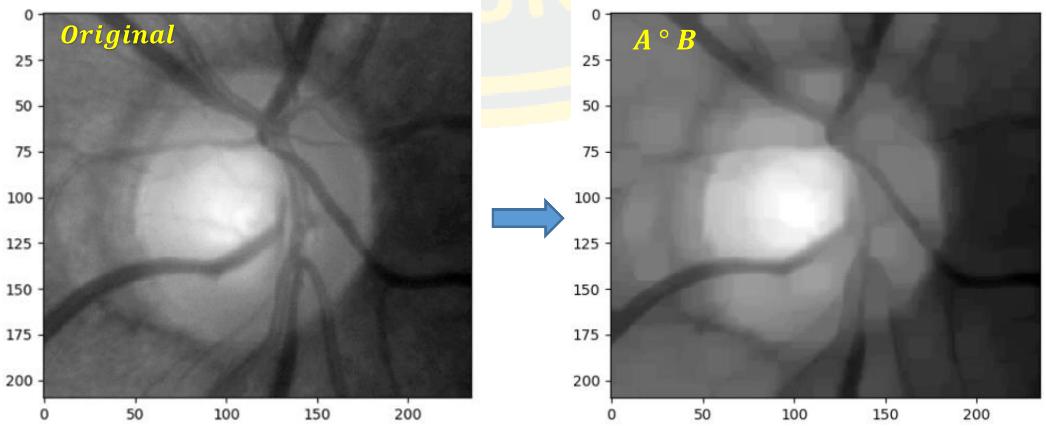
$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \qquad (12)$$

โดยที่ A คือภาพต้นฉบับ

B คือภาพที่ผ่าน Smoothing filter ของภาพต้นฉบับ

$\ominus$ คือการย่อภาพ (Dilation)

$\oplus$ คือการขยายภาพ (Erosion)



รูปที่ 15 ภาพถ่ายจอประสาทตาผ่านกระบวนการ Opening

2.8.2 Closing

การทำงานจะตรงข้ามกับ Opening จะเป็นการทำให้ภาพมีการเชื่อมต่อกันมากขึ้นและการทำ Closing จะทำให้พิกเซลของภาพเชื่อมต่อกันมากขึ้น ดังสมการ 13

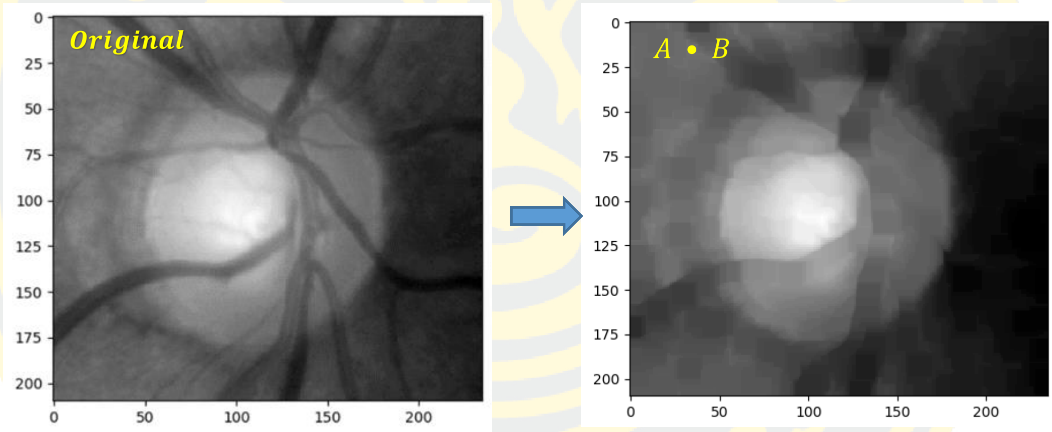
$$A \bullet B = (A \ominus B) \oplus B \tag{13}$$

โดยที่ A คือภาพต้นฉบับ

B คือภาพที่ผ่าน Smoothing Filter ของภาพต้นฉบับ

$\ominus$ คือการขยายภาพ (Erosion)

$\oplus$ คือการย่อภาพ (Dilation)



รูปที่ 16 ภาพถ่ายจอประสาทตาผ่านกระบวนการ Closing

2.8.3 ตัวกรอง Top-hat

เป็นหนึ่งกระบวนการของวิธี Morphology ซึ่งอธิบายถึงลักษณะเด่นพื้นฐานหรือโครงสร้างของรูปภาพโดยอาศัยวิธีการกร่อนภาพ และขยายภาพ ซึ่งสามารถใช้ในการตรวจพบจุดสูงสุดของค่าจุดภาพบนรูปภาพสีเทา ดำเนินการแยกส่วนระหว่างการ Opening และการ Closing จึงทำให้ภาพวัตถุกับพื้นหลังของภาพแยกกันชัดเจนยิ่งขึ้น ดังสมการที่ 14

$$Top_{hat} = f - (f \circ b) \tag{14}$$

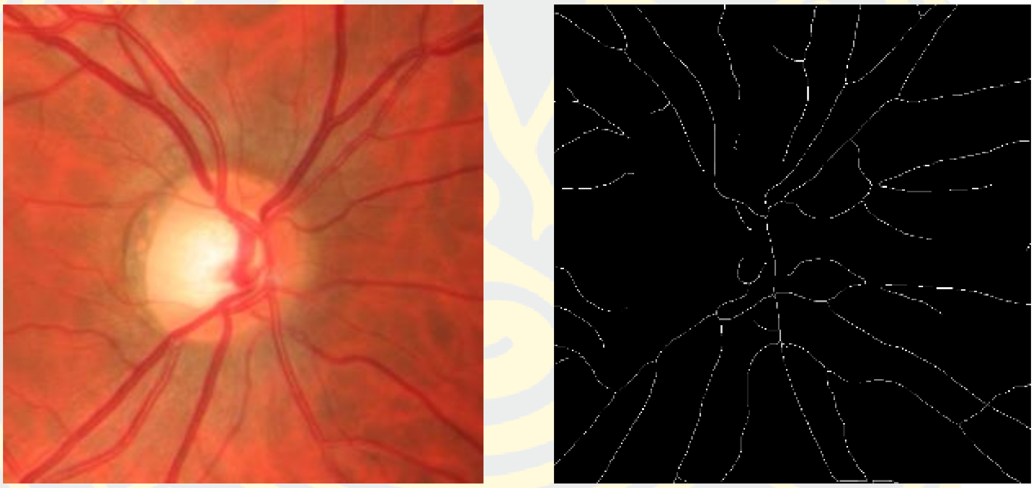
โดยที่ f = Original image

b = Structuring element

∘ = Opening operation

2.8.4 การหาแกนกลางของภาพ (Skeleton)

เป็นกระบวนการที่ใช้ในการค้นหาการหาแกนกลางของวัตถุโดยการคำนวณแกนของภาพจากขอบทั้งหมดโดยการนำเสนอโครงกระดูกของวัตถุด้วยกราฟเชิงเส้นลดขอบเขตของวัตถุในภาพโดยไม่สูญเสียโครงสร้างที่สำคัญของวัตถุ นอกจากนี้ยังลดขนาดของข้อมูลเพื่อลดองค์ประกอบของภาพให้เหลือเพียงสิ่งที่จำเป็นสำหรับการวิเคราะห์ภาพที่ดีขึ้นและทำให้การประมวลผลง่ายขึ้น ใช้การทำให้ผอมบางเพื่อระบุโครงสร้างหลักของหลอดเลือด ดังรูปที่ 17



(A) (B)

รูปที่ 17 การหาแกนกลางของภาพ (A) ภาพต้นฉบับ, (B) ผลลัพธ์การหาแกนกลางของภาพ

2.9 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

(Almazroa, Burman et al. 2015) นำเสนอการพัฒนาเทคนิคใหม่เพื่อการแยกจานประสาทตาและถ้วยประสาทตาจากภาพถ่ายจอประสาทตา 2 มิติ โดยการสกัดเส้นเลือดด้วยวิธี Top hat transform และตรวจจับการโค้งของเส้นเลือดด้วยวิธีการทำงานของ Otsu’s function ซึ่งการโค้งของเส้นเลือดจะบอกขอบเขตของถ้วยประสาทตา ขนาดของถ้วยประสาทตาใช้สำหรับการวินิจฉัยโรคต้อหิน จากนั้นนำกระบวนการ Type-II fuzzy entropy มาประยุกต์การ threshold ถ้วยประสาทตา ในขั้นตอนสุดท้ายใช้ Hough transform ในการประมาณขอบเขตของถ้วยประสาทตา อัลกอริทึมนี้ทดสอบกับภาพถ่ายจอประสาทตา 100 ภาพจากฐานข้อมูล RIGA มีความแม่นยำในการตรวจจับถ้วยประสาทตา 72.5% จากวิธีการที่นำเสนออัลกอริทึมยังมีการตรวจจับถ้วยประสาทตาที่ไม่ตรงกับภาพเฉลยของจักษุแพทย์อยู่ Morphological techniques และ Active contour fitting

เพื่อใช้ในการหาส่วนของจานประสาทตา ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญของโรคต่าง ๆในจอประสาทตา เช่น โรคต้อหิน โรคเบาหวานขึ้นตา ขั้นแรกใช้ Smoothing filters ในการเกลี่ยเส้นเลือด จากนั้นใช้ Morphological operations ในการแยกส่วนจานประสาทตาและกำจัดสิ่งที่ไม่เกี่ยวข้อง และใช้ Active contour snake เป็นพื้นฐานในการหาส่วนของจานประสาทตา เป็นวิธีที่ให้ความถูกต้องในการแยกส่วนของจานประสาทตาค่อนข้างสูง

(Yang, Hamaguchi et al. 2011) ได้เสนอวิธีการระบุตำแหน่งของจานประสาทตา โดยประยุกต์ใช้วิธีการ Gaussian vessel detector and Tangent Information Transform ในขั้นแรกแปลงภาพให้อยู่ใน green channel domain จากนั้นแปลงเป็น grayscale ใช้ Gaussian vessel แยกเส้นเลือด เมื่อลบเส้นเลือดออกไปแล้ว จะเหลือจานประสาทตาที่สว่างอยู่ จากนั้นใช้ Tangent Information Transform ตีวงหมุนรอบจุดที่สว่าง ก็จะได้จานประสาทตาออกมา แต่งานวิจัยชิ้นนี้ยังมีข้อจำกัดอยู่ เนื่องจากต้องใช้กับภาพที่มองเห็นจานประสาทตาอย่างชัดเจนเท่านั้น

(Elbalaoui, Boutaounte et al. 2014) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Segmentation and detection of diabetic retinopathy exudates” โรคเบาหวานขึ้นตาพบบ่อยที่สุดเกิดขึ้นเมื่อหลอดเลือดในการเปลี่ยนแปลงที่จอประสาทตา บางครั้งหลอดเลือดเหล่านี้เกิดการบวมและการรั่วไหลของของเหลวหรือแม้กระทั่งปิดอย่างสมบูรณ์จนกลายเป็นอาการแทรกซ้อน ในกรณีอื่น ๆ ที่ผิดปกติเส้นเลือดใหม่เติบโตบนพื้นผิวของจอประสาทตา แต่ถ้าหากตรวจพบก่อนในระยะแรกๆ อาจจะสามารถลดความเสี่ยงของการตาบอดได้ บทความนี้นำเสนอวิธีการแบบอัตโนมัติสำหรับการตรวจหาสารที่หลั่งในภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความแม่นยำสูง ลำดับแรกภาพจะถูกแปลงเป็นรูปแบบ HSI หลังจาก Preprocessing ภูมิภาคเป็นไปได้ที่มีสารหลั่งภาพแบ่งกลุ่มโดยไม่ต้องตรวจจับ Optic Disc (OD) ก่อนโดยใช้การปรับลดขั้นตอนวิธีกราฟ ช่วงเวลาที่คงที่ในหูดึงเวกเตอร์จะถูกจัดให้เป็นสารที่หลั่งและไม่มีสารที่หลั่ง-โดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเข้ามาช่วยในการตรวจสอบ การทดสอบทั้งหมดจะถูกนำมาใช้ในฐานข้อมูล DIARETDB1 อย่างไรก็ตามการตรวจจับ Optic Disc ก่อนก็ยังเป็นสิ่งที่สำคัญลำดับต้นในการตรวจจับสารหลั่งในจอประสาทตา เนื่องจากภาพถ่ายที่นำไปใช้ในการประมวลผลนั้นส่วนของ Optic disc มีสีที่คล้ายกับสารหลั่ง หากสามารถสกัดส่วนที่เป็น Optic disc ได้ทั้งหมดก่อนก็จะเพิ่มความถูกต้องในการตรวจจับสารหลั่งเช่นกัน

(Patel and Patel 2018) ต้อหินเป็นสาเหตุสำคัญอันดับสองของการตาบอดในโลก มีการประเมินว่า 66.8 ล้านคนในโลกมีโรคต้อหินโดย 6.7 ล้านคนตาบอดจากโรคนี้ ไม่มีอาการเริ่มแรกของโรคต้อหินและแหล่งเดียวที่จะตรวจพบโรคต้อหินในระยะแรกคือการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างที่เกิดขึ้นในดวงตาภายใน ระบบตรวจจับโรคต้อหินอิสระหลายแห่งวิเคราะห์ภาพอวัยวะโดยการคำนวณอัตราส่วนของ Cup to Disc (CDR) และจัดประเภทภาพเป็นโรคต้อหินหรือเพื่อสุขภาพ บทความนี้ใช้เทคนิคการประมวลผลภาพสำหรับการตรวจหาโรคต้อหินในเบื้องต้น ในกระดาษนี้จะตรวจพบโรคต้อ

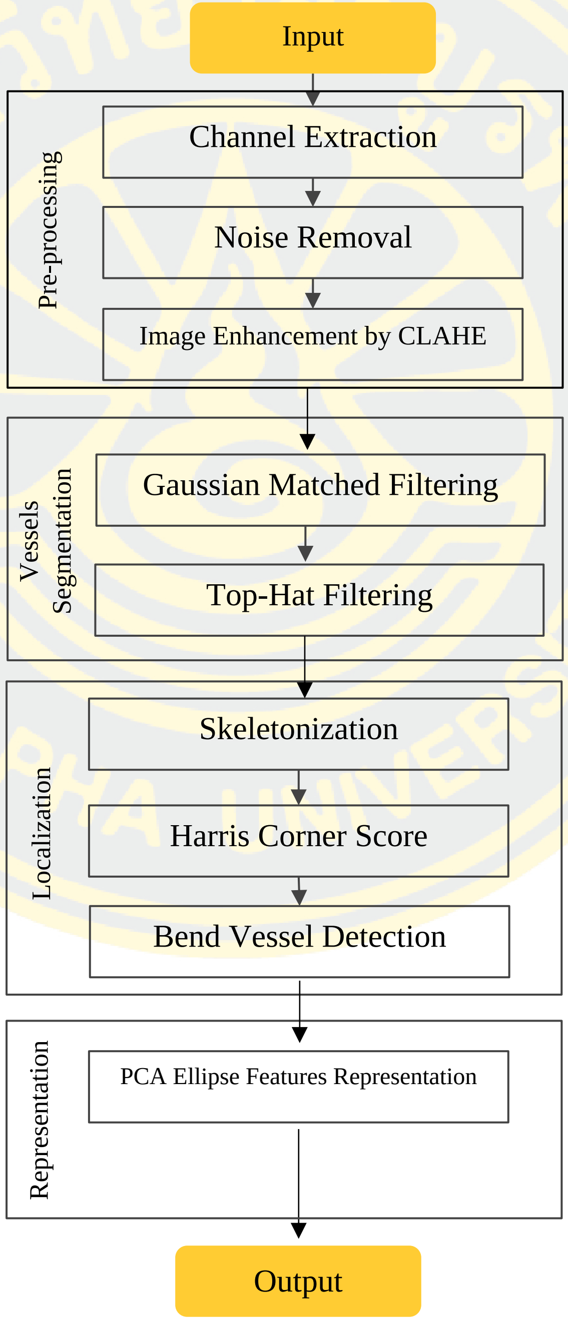
หินโดยใช้ภาพอวัยวะจอประสาทตา เทคนิค CDR ใช้กับภาพเรตินาที่แตกต่างกันสำหรับการตรวจหาโรคต้อหิน นอกจากนี้การวิเคราะห์ CDR จะดำเนินการโดยใช้การผสมช่องสัญญาณสีที่แตกต่างกันของภาพอวัยวะ

(Sengar, Dutta et al. 2017) เสนอวิธีการโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพซึ่งเป็นวิธีอัตโนมัติสำหรับการตรวจหาต้อหินที่น่าสงสัย ในบทความนี้มีการเสนออัลกอริทึมในการตรวจจับต้อหินที่น่าสงสัยโดยใช้การมีหรือไม่มีภาวะตกเลือดในบางภูมิภาคใกล้แผ่นดิสก์แก้วนำแสงในรูปอวัยวะ ซึ่งแตกต่างจากวิธีการที่มีอยู่เดิมซึ่งใช้อัตราส่วนถ้วยต่อแผ่นดิสก์เป็นพารามิเตอร์ในการตัดสินใจในการตรวจหาโรคต้อหินเท่านั้นวิธีที่เสนอในบทความนี้ช่วยในการวินิจฉัยกรณีของโรคต้อหินที่สงสัยได้อย่างมีประสิทธิภาพ แผ่นดิสก์ออปติกและการตกเลือดถูกแบ่งออกเป็นส่วน ๆ ในพื้นที่เฉพาะโดยอัตโนมัติโดยใช้การปรับระดับสัญญาณแบบปรับเปลี่ยนได้และคุณสมบัติเชิงเรขาคณิตบางอย่าง ในวิธีการที่มีอยู่ส่วนใหญ่ของงานจะขึ้นอยู่กับการวินิจฉัยโรคต้อหิน แต่ไม่ค่อยสงสัยว่าโรคต้อหิน ดังนั้นวิธีการที่เสนอนี้สามารถช่วยวินิจฉัยโรคต้อหินที่น่าสงสัยได้

(Sumithra, Geetha et al. 2018) นำเสนอนี้เป็นเทคนิคการประมวลผลภาพที่ใช้ตรวจจับกึ่งกลางของแผ่นดิสก์ออปติกโดยอัตโนมัติและแบ่งส่วนถ้วยแก้วนำแสงสำหรับการทำนายของโรคต้อหินโดยพัฒนาอัลกอริทึมซอฟต์แวร์ใน MATLAB มีสามขั้นตอนที่ใช้เช่นการประมวลผลล่วงหน้าการตรวจจับศูนย์กลางดิสก์แก้วนำแสงและถ้วยแก้วนำแสง ในขั้นตอนแรกภาพชาแนลสีเขียวและวิธีการกรองที่ใช้สำหรับการลบเสียง ในขั้นตอนที่สอง การแปลภูมิภาคโดยใช้เอนโทรปีถูกนำไปใช้เพื่อค้นหาตำแหน่งศูนย์กลางดิสก์ในขั้นตอนที่สามถ้วยแก้วนำแสงได้แบ่งตามเทคนิคการเติบโตในระดับภูมิภาค เรื่องนี้ไปยังชุดข้อมูลภาพอวัยวะเรตินาที่แตกต่างกันเช่น DRIONS และ DRIVE อัลกอริทึมที่เสนอได้รับอัตราความแม่นยำ 100% (A), ความไว 98% (S), ความจำเพาะ 99% (Sp), ความแม่นยำ 95% (P), คะแนน 87% F (Fs), 94% G-mean (Gm) และเวลาในการคำนวณเล็กน้อย

บทที่ 3
วิธีดำเนินงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการตรวจจับโรคต้อหินจากภาพถ่ายจอประสาทตาวิธีการที่นำเสนอประกอบด้วย 4 ขั้นตอนหลัก ในขั้นตอนแรกทำการปรับปรุงคุณภาพก่อนการประมวลผล ทำการแบ่งส่วนเส้นเลือด ระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่สนใจ และทำการวิเคราะห์ความเป็นโรคต้อหิน



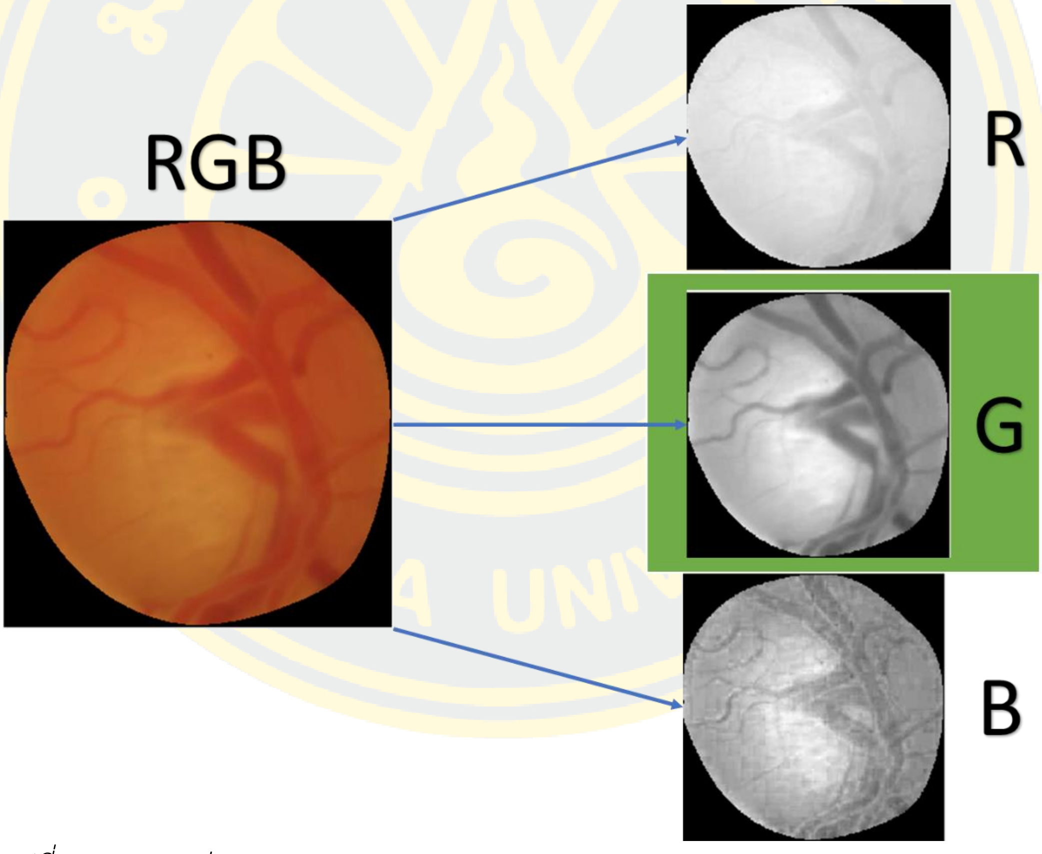
รูปที่ 18 แผนดำเนินงานวิจัย

3.1 ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผล (Image Pre-Processing)

นำเข้าข้อมูลรูปภาพสองมิติของภาพถ่ายจอประสาทตาที่ทำการเลือกพื้นที่บริเวณส่วนจานประสาทตาเป็นภาพสีระบบ RGB จากนั้นวัตถุขนาดเล็กจะถูกลบออกและทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพ

3.1.1 Channel Extraction

ภาพระดับเทาช่องสีเขียวสามารถเห็นถ้วยประสาทตาและมีความเข้มแสงมากในบริเวณดังกล่าว เมื่อเปรียบเทียบค่าของความเข้มแสงในภาพสีที่แยกระบบของสีเป็น เทา แดง เขียว และน้ำเงิน ในค่าของความเข้มแสงในภาพสีเขียวจะแบ่งส่วนของถ้วยประสาทตาได้ชัดเจนมากกว่าสีอื่น ๆ ดังนั้นจึงใช้ข้อมูลภาพสีระดับเขียวในการระบุพื้นที่ของถ้วยประสาทตา และวิเคราะห์ความเป็นโรคต้อหิน



รูปที่ 19 การแยกช่อง Red Channel, Green Channel, และ Blue Channel

ดังรูปที่ 19 อธิบายการการแยกช่องสีจากภาพต้นฉบับ RGB เพื่อแสดงคุณลักษณะภายในภาพถ่ายจอประสาทตาแต่ละช่องสี ภาพ RGB สามารถแยกองค์ประกอบของภาพออกมาได้โดย

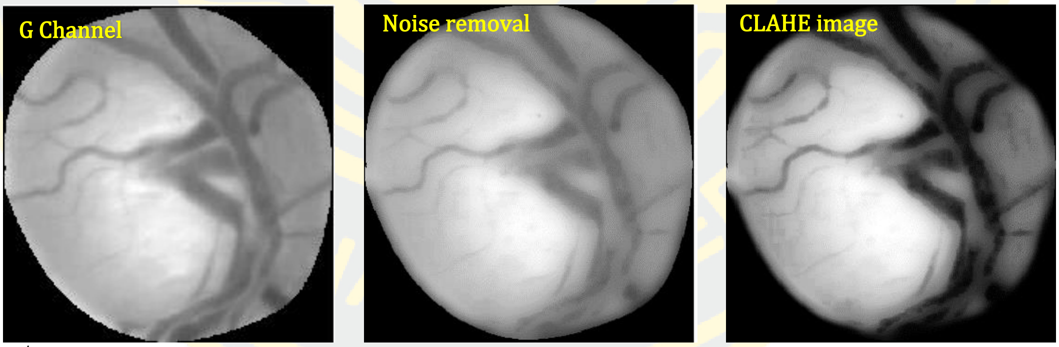
เทคนิคการแยกองค์ประกอบ แต่องค์ประกอบของภาพสีเขียวจะเป็นภาพที่มีความคมชัดมากที่สุด คุณสมบัติของวัตถุเด่นชัดและแตกต่างจากพื้นหลังอย่างชัดเจน

3.1.2 การลบสัญญาณรบกวน (Noise removal)

เป็นกระบวนการลดทอนค่าสัญญาณรบกวนของภาพ หรือเน้นคุณสมบัติของภาพ โดยงานวิจัยนี้ใช้ตัวกรองสัญญาณเกาส์เซียน เป็นตัวกรองสัญญาณที่ใช้สำหรับลดทอนสัญญาณรบกวนและรายละเอียดของภาพ จากนั้นทำการกำจัดรายละเอียดขนาดเล็กของภาพ เป็นการทำให้ภาพมีการเชื่อมต่อกันมากขึ้น

3.1.3 ปรับปรุงคุณภาพของภาพ

เพื่อทำให้คุณลักษณะในภาพมีความโดดเด่นและลดทอนข้อมูลบางส่วน และจากกระบวนการนี้จึงสามารถทำให้การสกัดข้อมูลที่สำคัญออกมาได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ เทคนิคที่ใช้การปรับปรุงภาพโดยทั่วไปได้แก่ Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization หรือ CLAHE จะกำจัดการขยายตัวของสัญญาณรบกวนภายในภาพ โดยการกำหนดค่า $Clip - limit$ เพื่อเป็นค่าเทรชโฮล์ในการตัดฮิสโทแกรม และกำหนดการแบ่งภาพออกเป็นพื้นที่ย่อย (Region) ที่มีขนาดเท่ากัน แสดงดังรูปที่ 20



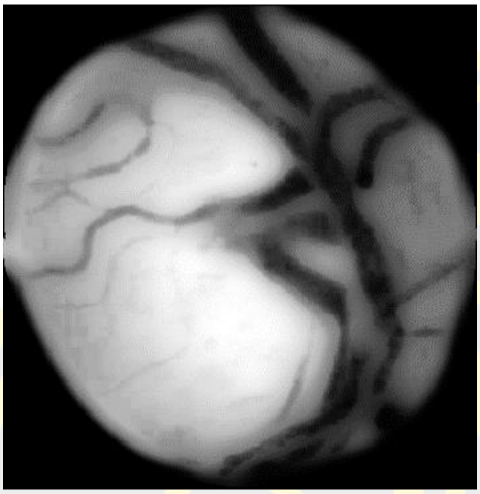
รูปที่ 20 กระบวนการก่อนการประมวลผลภาพ

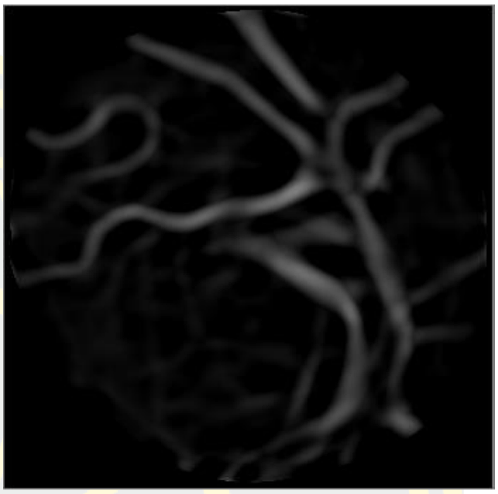
3.2 ขั้นตอนการแบ่งส่วนเส้นเลือด

3.2.1 Gaussian matched filters

เดิมถูกนำเสนอเพื่อตรวจจับโครงสร้างที่เหมือนกับเส้นเลือดบนภาพถ่ายทางการแพทย์ แนวคิดของ Gaussian matched filters คือการประเมินรูปร่างของโครงสร้างที่คล้ายเส้นเลือดโดยใช้ Template ของ Gaussian

ตัวกรอง Gaussian ใช้เพื่อแยกวัตถุในองศาที่เฉพาะเจาะจง อย่างไรก็ตามวัตถุที่น่าสนใจในชุดข้อมูลนี้จะปรากฏในระดับการวางแนวที่หลากหลาย ดังนั้นจึงใช้ตัวกรอง Gaussian matched filters เพื่อแยกวัตถุที่มีองศาแตกต่างกัน แสดงดังรูปที่ 21


CLAHE image


Gaussian matched filter

รูปที่ 21 ตัวอย่างการทำ Gaussian matched filter

ดังภาพที่แสดงในรูปที่ 20 ภาพผลลัพธ์ของตัวกรอง Gaussian matched ด้วย $\theta = [0,15,30,\ldots,180]$ จำนวนตัวกรอง 12 ตัวกรองในระยะห่างที่เท่ากัน อยู่ในช่วง$[-\frac{\pi}{2},\frac{\pi}{2}]$ ดังสมการที่ 15-16

$$G(x,y) = -\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}}exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right), -m\ \ for|x| \le t\sigma,\ |y| \le \frac{L}{2} \qquad (15)$$

$$m = \int_{-t\sigma}^{t\sigma} -\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}}exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right)dx/(2t\sigma) \qquad (16)$$

โดยที่ L = ความยาวของเคอร์เนลตามแนวแกน y

σ = ขนาดของตัวกรองเคอร์เนล

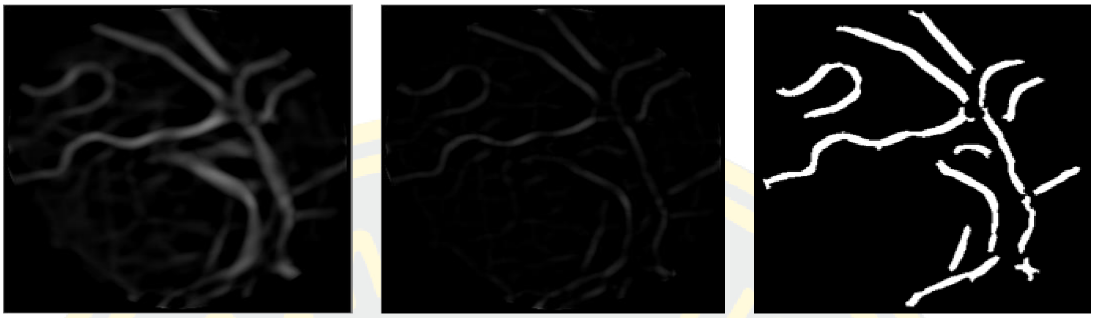
m = ค่าเฉลี่ยนของ filter kernel

t = ค่ารักษาช่วงความเชื่อมั่นของการแจกแจงแบบเกาส์เซียนตามแกน x

3.2.2 การสกัดเส้นเลือดออกจากพื้นหลังโดยใช้ Top-Hat filter

เนื่องจากการแบ่งส่วนด้วยวิธี Gaussian matched filters นั้นทำให้พื้นหลังมีวัตถุขนาดเล็กจำนวนมากจึงใช้ตัวกรอง Top-Hat กำจัดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ ซึ่งฟิลเตอร์นี้ทำหน้าที่เหมือน

ฟิลเตอร์กรองความถี่สูงและแยกส่วนที่สว่างออก จากนั้นลบส่วนที่มืดของภาพและเป็นการแบ่งส่วนเส้นเลือดที่สนใจการทำการวิเคราะห์แสดงในรูปที่ 22



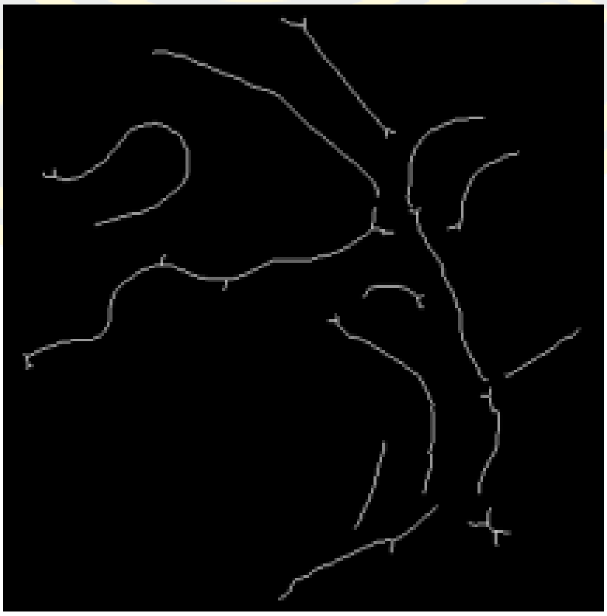
Gaussian matched Filter | top-hat transformation | binary image

รูปที่ 22 ตัวอย่างการทำ Adaptive Interval Top-hat filtering

3.3 ขั้นตอนการระบุตำแหน่งพื้นที่ที่สนใจ

3.3.1 การหาแกนกลางของเส้นเลือด

ขั้นตอนนี้จะทำการหาแกนกลางของเส้นเลือดด้วยการทำให้บางลงอย่างวนซ้ำ ลดขนาดของข้อมูลเพื่อลดองค์ประกอบของภาพให้เหลือเพียงสิ่งที่จำเป็นสำหรับการวิเคราะห์ภาพและทำให้การประมวลผลง่ายขึ้น เพื่อระบุโครงสร้างหลักของหลอดเลือดเป็น Template ในการกำหนดตำแหน่งการคดงอและจุดตัดของเส้นเลือด



รูปที่ 23 การหาแกนกลางของเส้นเลือด

3.3.2 การระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ

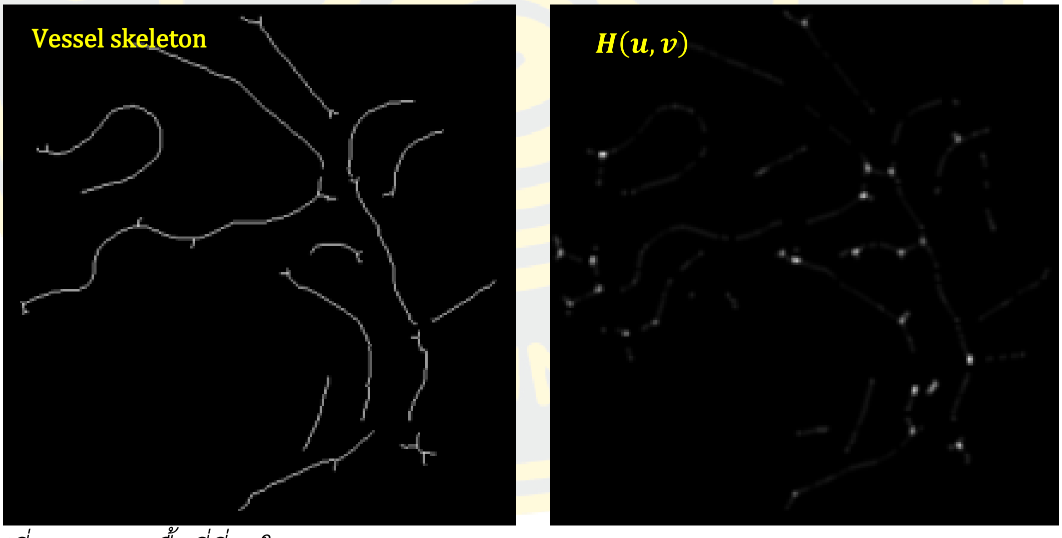
ผลลัพธ์จากขั้นตอนการหาแกนกลางของเส้นเลือดถูกนำมาใช้เพื่อค้นหาตำแหน่งของเส้นเลือดคดงอ เพื่อทำการระบุส่วนพื้นที่ที่สนใจ ด้วยวิธีการ Harris Corner Detector เป็นวิธีการค้นหาจุดมุมของภาพ แนวคิดของ Harris Conner Detector มีอยู่ว่าจุดที่จะเป็นตำแหน่งของจุดสังเกตที่ดีนั้น เมื่อทำการเลื่อนตำแหน่งไปเพียงเล็กน้อยจะมีความเปลี่ยนแปลงความเข้มแสงเป็นอย่างมาก การคำนวณหาการเปลี่ยนแปลงความเข้มของสี ดังสมการที่ 17 และรูปที่ 24

$$H(u,v) = \sum_{x,y} w(x+y)[I(x+u, y+v,) - I(x,y)]^2 \qquad (17)$$

โดยที่ $w(x+y)$ คือ อาณาเขตที่เราจะให้อัลกอริทึมการตรวจจับมุมแบบฮาร์ริสจะเข้าไปจับกับมุมของภาพ

$I(x+u, y+v,)$ คือ การเปลี่ยนแปลงของค่าความเข้มทั้งแกน x และ y

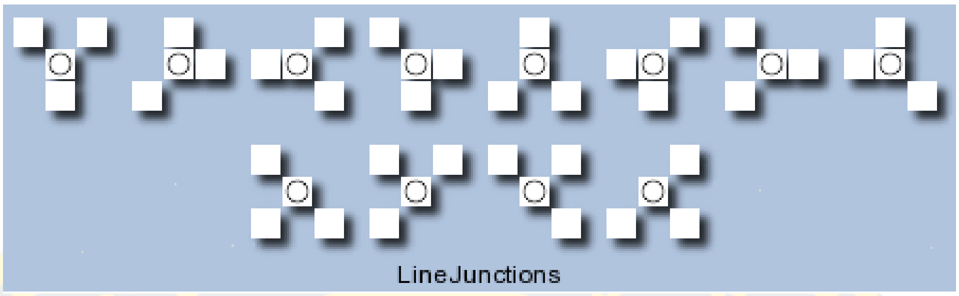
$I(x,y)$ คือ ค่าความเข้มของภาพ ณ พิกัด x, y ใด ๆ



รูปที่ 24 การหาพื้นที่ที่สนใจ

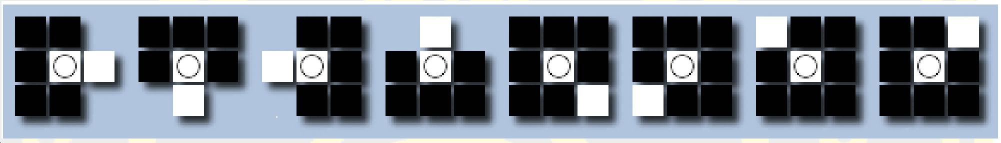
ผลลัพธ์จากวิธีการ Harris Corner Detector ในขั้นตอนต่อมาจะทำการเลือกพื้นที่ที่สนใจ คือ การคดงอของเส้นเลือดโดยทำการระบุตำแหน่งของเส้นเลือดคดงอ และจุดตัดของเส้นเลือด ด้วยวิธีการแบบ Hit-And-Miss เป็นวิธีการประมวลผลภาพด้วยรูปร่างลักษณะ (Morphological image processing) วิธีการหนึ่ง โดยมีจุดประสงค์เพื่อระบุตำแหน่งของวัตถุที่ต้องการในรูปภาพ ถ้าข้อมูล

ของภาพมีลักษณะตรงกับโครงสร้างของ Structure elements จะทำการระบุตำแหน่งบริเวณดังกล่าวดังรูปผลลัพธ์ Bend vessel detection รูปที่ 27



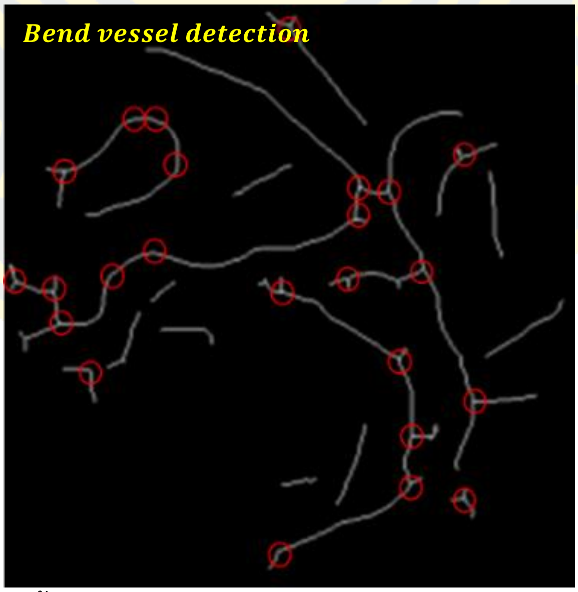
รูปที่ 25 Kernel ทางแยกของเส้นเลือด

(source: https://legacy.imagemagick.org/Usage/morphology/#linejunctions)



รูปที่ 26 Kernel จุดปลายทางของเส้นเลือด

(source: https://legacy.imagemagick.org/Usage/morphology/#linejunctions)

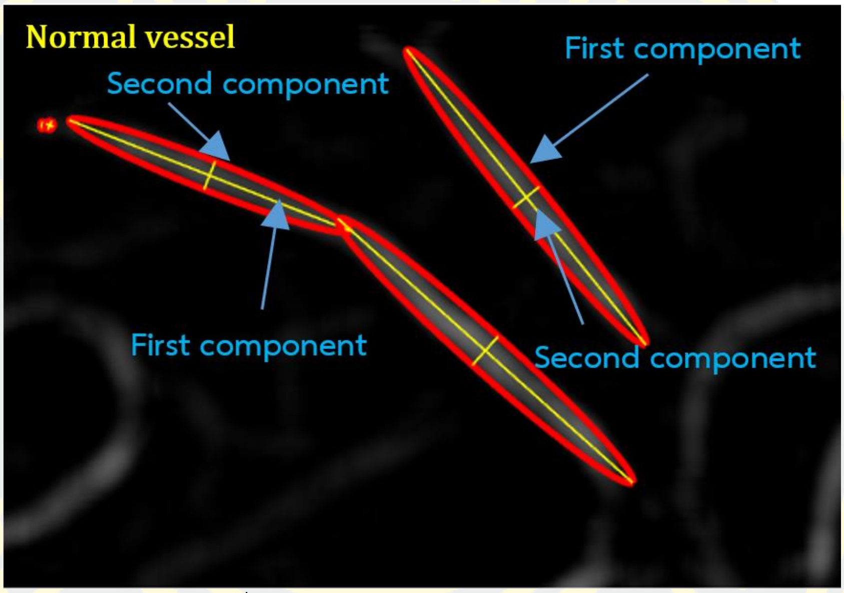


รูปที่ 27 การระบุตำแหน่งพื้นที่ที่สนใจ

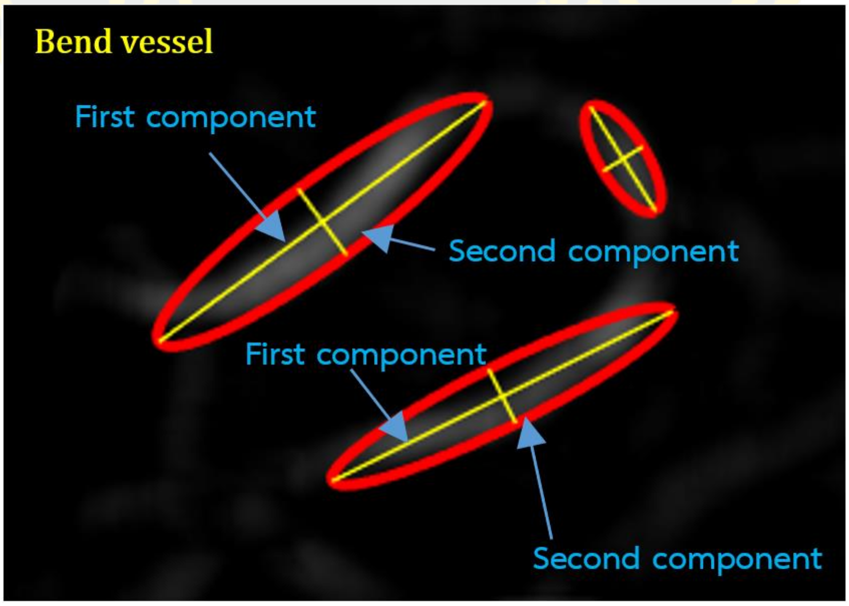
เมื่อทำการหาตำแหน่งทางแยกของเส้นเลือด และ จุดปลายทางของเส้นเลือดได้แล้ว จะสามารถระบุตำแหน่งของเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ และทำการเลือกเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอได้

3.4 PCA Ellipse Features Representation

ในขั้นตอนนี้จะใช้วงรีที่ได้จากการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) เพื่ออธิบายพฤติกรรมของหลอดเลือดที่มีสภาวะคดงอและสภาวะปกติจากคุณสมบัติของวงรี โดยการระบุสภาวะคดงอของหลอดเลือดนั้นจะถูกอธิบายด้วยองศาของแกนหลัก และการวางแนวของแต่ละวัตถุจะถูกคำนวณ เมื่อเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอการวางตัวของวงรีมีองศาที่แตกต่างกันมาก และเส้นเลือดที่มีภาวะปกติวงรีจะมีลักษณะเรียวยาว และแกนหลักของวงรีมีองศาเปลี่ยนแปลงอย่างค่อยเป็นค่อยไป อธิบายดังรูปที่ 28-29



รูปที่ 28 เส้นเลือดจอประสาทตาที่มีสภาวะปกติถูกวิเคราะห์ด้วยวงรี



รูปที่ 29 เส้นเลือดจอประสาทตาที่มีสภาวะคดงอถูกวิเคราะห์ด้วยวงรี

บทที่ 4

ผลการทดลอง

ในบทนี้ เป็นส่วนแสดงผลการทดลองที่ได้จากการใช้วิธีที่ได้นำเสนอไปในบทที่ 3 ซึ่งภาพถ่ายจอประสาทตาได้ผ่านกระบวนการกำหนดพื้นที่ที่สนใจ คือ พื้นที่จานประสาทตา ก่อนนำมาผ่าน 4 ขั้นตอนหลัก ในขั้นตอนแรกการปรับปรุงคุณภาพก่อนการประมวลผล ทำการแบ่งส่วนเส้นเลือด ระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่สนใจ และทำการวิเคราะห์ความเป็นโรคต้อหิน ซึ่งแต่ละขั้นตอนจะสามารถวัดประเมินผลโดยวิธีที่แตกต่างกัน ผลการทดลองที่ได้จะถูกวัดผลกับผลเฉลยที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญ

ชุดข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาที่นำมาใช้ในการทดลองนี้แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม 1. ภาพถ่ายจอประสาทตาสภาวะปกติ 2. ภาพถ่ายจอประสาทตาสภาวะโรคต้อหินระยะแรก ซึ่งได้รวบรวมมาจากฐานข้อมูล Medical Imaging Research Group มหาวิทยาลัย La Laguna เป็นภาพถ่ายจอประสาทตาสภาวะปกติ 28 ไฟล์ภาพ ภาพถ่ายจอประสาทตาสภาวะโรคต้อหินระยะแรก 29 ไฟล์ภาพ จากทั้งสองกลุ่มรวมเป็น 57 ไฟล์ภาพ ชุดข้อมูลมาตราฐานทั้งหมดนี้เปิดให้เข้าถึงได้อย่างสาธารณะ

4.1 ขั้นตอนการเตรียมภาพ

ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผลนั้นเป็นการนำภาพถ่ายจอประสาทตามาทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพเพื่อให้ได้ภาพที่พร้อมสู่กระบวนการแบ่งส่วนเส้นเลือด ซึ่งในภาพต้นฉบับจะมีสัญญาณรบกวนและส่วนประกอบอื่น ๆ ของภาพที่ไม่ต้องการ ดังนั้นการระบุพื้นที่ที่สนใจจึงต้องทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพก่อน ขั้นตอนแรกแปลงภาพจากระบบสี RGB เป็นภาพระดับเทาช่องสีเขียว ขั้นตอนต่อมาทำการลบสัญญาณรบกวนและปรับปรุงคุณภาพของภาพ เพื่อทำให้คุณลักษณะในภาพมีความโดดเด่นและลดทอนข้อมูลบางส่วน

4.2 ขั้นตอนแบ่งส่วนเส้นเลือด

เมื่อผ่านขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผลแล้ว เราจะได้ภาพที่เหมาะสมเพื่อใช้ในส่วนขั้นตอนการแบ่งส่วนเส้นเลือด ในขั้นตอนการแบ่งส่วนเส้นเลือดนั้นถือเป็นส่วนที่สำคัญ ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอวิธีการ Gaussian-matched filters เพื่อตรวจจับโครงสร้างที่เหมือนกับเส้นเลือดบนภาพถ่ายจอประสาทตา ขั้นตอนต่อมาทำการสกัดเส้นเลือดออกจากพื้นหลังเนื่องจากพื้นหลังมีวัตถุขนาดเล็กจำนวนมากจึงใช้ตัวกรอง Top-Hat เพื่อลบวัตถุออกจากพื้นหลังของภาพ

4.3 ขั้นตอนการระบุพื้นที่ที่สนใจ

ในขั้นตอนนี้ทำการระบุพื้นที่ที่สนใจคือเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ โดยขั้นตอนแรกนำภาพถ่ายจอประสาทตาจากขั้นตอนแบ่งส่วนเส้นเลือดแล้วมาทำการหาแกนหลักของวัตถุด้วยวิธีการ Skeleton จากนั้นทำการระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่คดงอด้วยวิธีการ Harris Corner Detector แต่เนื่องจากวิธีการนี้จะให้ผลลัพธ์ของตำแหน่งเส้นเลือดคดงอและจุดตัดของเส้นเลือด จึงใช้วิธีการ Hit-And-Miss โดยการใช้ kernel จับคู่กับพิกเซลเพื่อหาตำแหน่งที่ต้องการและทำการเลือกเส้นเลือดที่สนใจจากชุดข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาสภาวะปกติ 28 ไฟล์ภาพ และชุดข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาสภาวะโรคต้อหินระยะแรก 29 ไฟล์ภาพแสดงดังตารางที่ 8-9

4.4 PCA Ellipse Features Representation

ขั้นต่อนต่อไปทำการสร้างวงรีที่ได้จากการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) เพื่ออธิบายพฤติกรรมของเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอและสภาวะปกติ จากผลการทดลอง ผลลัพธ์ขององศาของแกนหลักที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากในภาพเส้นเลือดที่มีสภาวะโรคต้อหิน และมีการเปลี่ยนแปลงองศาของแกนหลักอย่างค่อยเป็นค่อยไปในภาพเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ และทำการวัดค่าความแปรปรวนองศาของแกนหลัก ดังสมการที่ 18 และแสดงผลการทดลองดังตารางที่ 4-5

$$\sigma^2 = \frac{\sum(x-\mu)^2}{N_p} \qquad (18)$$

โดยที่ σ^2 แทนความแปรปรวนของประชากร

μ แทนค่าเฉลี่ยของประชากร

N_p แทนจำนวนประชากร

ตารางที่ 4 ผลลัพธ์ค่าความแปรปรวนขององศาของเส้นเลือดที่มีสภาวะโรคต้อหิน

Bend Vessel									
	theta_1	theta_2	theta_3	theta_4	theta_5	theta_6	theta_7	theta_8	variance
c2	32.24	145.28	94.83						56.63
c3	92.21	149.90	75.17						39.16
c4	118.40	143.11	77.23	164.36	147.10	132.55			30.23
c5	90.00	15.39	74.99	89.47	109.61	130.30	95.51		35.93
c6	60.21	114.32	83.97						27.12
c7	28.80	179.05	84.63						75.95
c8	171.32	8.35	45.00	107.74	132.02	2.00	14.51		67.89

c9	73.25	117.47	121.37	104.14	0.00	18.43	18.43		51.79
c10	155.03	72.43	123.30	65.19	39.62	140.46	75.04	0.00	52.61
c11	89.98	45.06	106.61						31.84
c12	53.66	63.49	148.02						51.87
c13	126.07	76.80	170.06	57.25	89.47	105.39	90.00		36.88
c14	137.93	63.74	103.45	0.00					59.2
c15	39.13	23.41	39.65	133.90					50.48
c16	82.15	0.00	108.09	58.28	53.27	99.00	87.72		36.68
c17	73.61	106.03	63.20	27.30	117.69				35.95
c18	5.51	66.21	34.26	74.73	118.90	162.80			56.88
c19	15.59	169.04	50.14	117.65	76.64	70.43	74.03		49.16
c20	24.11	161.57	45.88	134.00	9.25	32.21	28.64		59.97
c21	113.93	145.16	122.90	55.74	96.71				33.51
c22	114.15	113.08	128.22	121.70	45.52	98.96	105.10		27.48
c23	0.00	61.47	125.99						63
c24	45.61	77.41	139.07	30.41	63.69	81.54			37.71
c25	83.35	25.39	108.57	76.16					34.87
c26	0.00	97.85	11.86	90.23	124.20	110.06	112.90		50.63
c27	112.00	160.65	140.36						24.44
c28	80.76	91.62	27.23	74.53					28.43
c29	104.35	79.39	106.14						14.95
c30	103.80	76.54	48.62						27.59

ตารางที่ 5 ผลลัพธ์ค่าความแปรปรวนขององศาของเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ

Normal vessel								
	theta_1	theta_2	theta_3	theta_4	theta_5	theta_6	theta_7	variance
c1	113.26	77.63	82.74	46.82				27.2
c2	75.56	111.77						25.6
c3	178.13	174.69						2.43
c4	90.00	72.78	76.99					8.978
c5	114.44	108.39	74.74	45.00				32.23
c6	80.42	84.76	90.70					5.159
c7	82.34	93.93	70.23					11.85
c8	121.17	71.57	120.59	109.59				23.39

c9	97.32	63.17						24.14
c10	118.76	142.04						16.47
c11	81.56	72.04						6.733
c12	121.19	113.12	127.09					7.015
c13	32.17	15.98						11.45
c14	70.12	75.28	64.37	56.70				7.974
c15	166.87	129.95						26.1
c16	116.69	115.32	90.62	96.83				13.12
c17	80.91	104.62	137.09	92.40				24.24
c18	77.20	64.53	122.18					30.3
c19	160.06	123.38	115.11	36.14	112.49			45.2
c20	132.30	65.40						47.31
c21	69.35	83.83						10.23
c22	0.00	22.93	111.53	131.88	141.02			65.3
c23	90.22	55.76	61.66					18.43
c24	90.54	0.00	14.75	6.23	32.00	31.71		32.76
c25	109.77	101.11	72.19	82.59	81.55			15.46
c26	95.13	89.35	76.21					9.697
c27	47.94	64.51	87.83	102.93				24.39
c28	144.97	141.88	134.32	0.00	90.00	90.00	118.12	50.71

ในขั้นตอนนี้มุ่งเน้นไปที่การระบุความคดงอของเส้นเลือดในพื้นที่ที่สนใจ คือภาพถ่ายจอประสาทตาบริเวณจานประสาทตาและถ้วยประสาทตา ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนดังกล่าวจะถูกวัดผลอีกหนึ่งวิธีเพื่อยืนยันผลการดำเนินงานด้วยค่าความแปรปรวน ดังตารางที่ 6

ตารางที่ 6 ตารางการจำแนกความผิดปกติระหว่างหลอดเลือดที่มีสภาวะคดงอและสภาวะปกติ

	Mean variance	Variance
Bend	43.06	14.85
Normal	22.28	15.39

จากการศึกษาหาค่าความแปรปรวนขององศาของแกนหลัก จากภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอและมีสภาวะปกติพบว่า

$$v = \begin{cases} v_{bend}, & 28.21 \geq \sigma < 58.45 \\ v_{normal}, & 6.89 \geq \sigma < 37.67 \end{cases} \quad (19)$$

โดยที่ v_{bend} คือเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ

v_{normal} คือเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ

σ คือค่าความแปรปรวน

1. ผลลัพธ์การวัดค่าความแปรปรวนเฉลี่ยองศาของแกนหลัก สามารถจำแนกเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอหากมีค่าความแปรปรวนอยู่ที่ $\geq$ 43.06 และ $\pm$ 14.85
2. ผลลัพธ์การวัดค่าความแปรปรวนเฉลี่ยองศาของแกนหลัก สามารถจำแนกเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติหากมีค่าความแปรปรวนอยู่ที่ $\leq$ 22.28 และ $\pm$ 15.39

จากผลลัพธ์ตารางที่ 6 นำมาทำการเปรียบเทียบผลด้วยวิธีการ Confusion matrix ดังสมการที่ 20-22

$$Recall = \left(\frac{TP}{TP-FN}\right) \quad (20)$$

$$Precision = \left(\frac{TP}{TP+FP}\right) \quad (21)$$

$$Accuracy = \left(\frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}\right) \quad (22)$$

โดยที่ TP (True Positive) = สิ่งที่ทำนายตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้นจริง ในกรณีทำนายว่าจริง และผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือจริง

TN (True Negative) = สิ่งที่ทำนายตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้น ในกรณีทำนายว่าไม่จริง และผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือไม่จริง

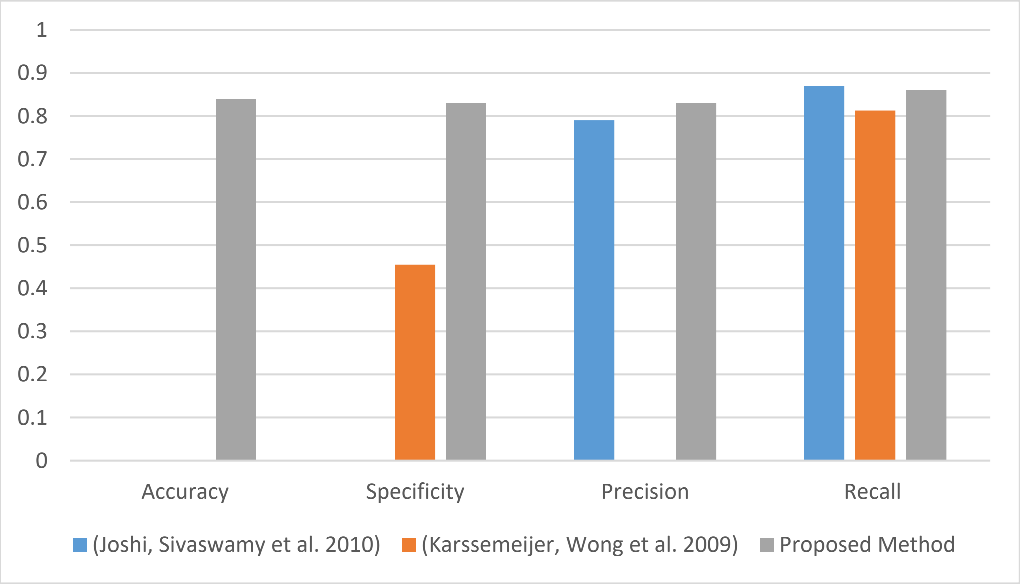
FP (False Positive) = สิ่งที่ทำนายไม่ตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้น ในกรณีทำนายว่าจริง และผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือไม่จริง

FN (False Negative) = สิ่งที่ทำนายไม่ตรงกับที่เกิดขึ้นจริง ในกรณีทำนายว่าไม่จริง และผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือจริง

ตารางที่ 7 สรุปผลการวัดประสิทธิภาพของเส้นเลือดที่คดงอ

Measurement	(Joshi, Sivaswamy et al. 2010)	(Karssemeijer, Wong et al. 2009)	Proposed Method
Accuracy	-	-	0.84
Specificity	-	0.455	0.83
Precision	0.79	-	0.83
Recall	0.87	0.813	0.86

ผลลัพธ์จากวิธีการ Confusion matrix ของภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีสภาวะโรคต้อหินและสภาวะปกติ ทำนายการเกิดโรคต้อหินของเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ และสภาวะปกติได้ค่าความถูกต้องดังต่อไปนี้ Accuracy 0.84, Specificity 0.83, Precision 0.83 และ Recall 0.86 และทำการเปรียบเทียบผลลัพธ์กับวิธีการอื่น ๆ แสดงดังรูปที่ 30



รูปที่ 30 สรุปผลการวัดประสิทธิภาพของเส้นเลือด

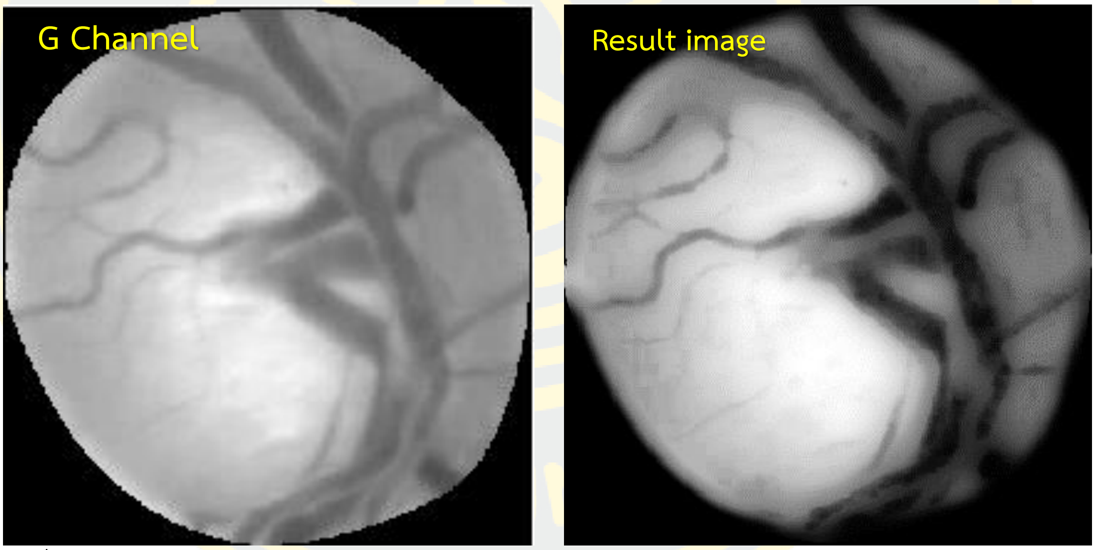
บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและอภิปรายผล

5.1 สรุปผลการทดลอง

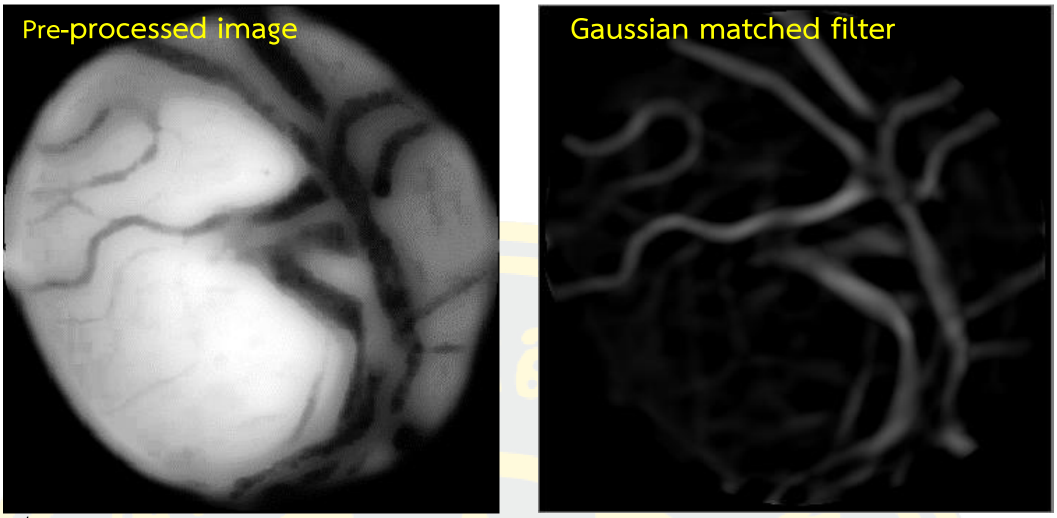
ในงานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการตรวจจับโรคต้อหินจากภาพถ่ายจอประสาทตาวิธีการที่นำเสนอประกอบด้วย 4 ขั้นตอนหลัก ในขั้นตอนแรกการ ปรับปรุงคุณภาพก่อนการประมวลผล ทำการแบ่งส่วนเส้นเลือด ระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่สนใจ และทำการวิเคราะห์ความเป็นโรคต้อหินด้วยวงรีจากการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

ขั้นตอนแรกทำการปรับปรุงคุณภาพก่อนการประมวลผลซึ่งเป็นการปรับปรุงในเชิงพื้นที่ โดยการแบ่งภาพออกเป็นส่วน ๆ แต่ละส่วนมีขนาดเท่ากัน และทำการลบสัญญาณรบกวนเพื่อให้ลักษณะเส้นเลือดที่เด่นชัด แสดงผลลัพธ์ดังรูปที่ 31



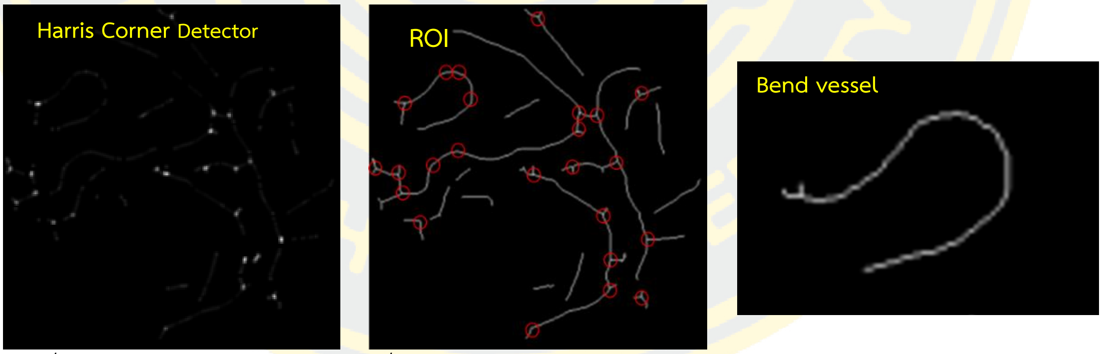
รูปที่ 31 ผลลัพธ์การปรับปรุงคุณภาพก่อนการประมวลผล

ขั้นตอนที่สองจะนำเสนอวิธีการแบ่งส่วนเส้นเลือดที่มีสภาวะความซับซ้อนสูง ผลลัพธ์ที่ได้จะนำไปประมาณเส้นเลือดในภาพจอประสาทตาด้วยเทคนิค Gaussian matched filter และทำการแบ่งส่วนเส้นเลือดด้วยเทคนิค Top-hat filter เป็นการสกัดเส้นเลือดออกจากพื้นหลังเนื่องจากพื้นหลังมีวัตถุขนาดเล็กจำนวนมากจึงใช้ตัวกรอง Top-Hat เพื่อลบวัตถุออกจากพื้นหลังของภาพ แสดงผลลัพธ์ดังรูปที่ 32



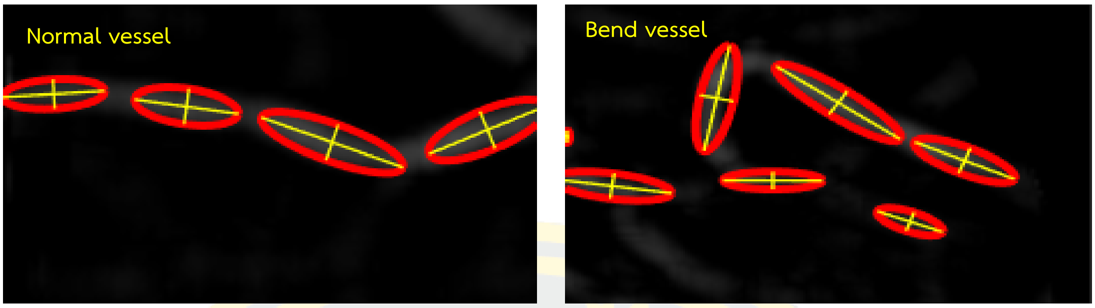
รูปที่ 32 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนเส้นเลือด

ขั้นตอนที่สามทำการระบุทำแหน่งเส้นเลือดที่สนใจ คือการระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่คดงอด้วยวิธีการ Harris Corner Score และทำการคัดเลือกเส้นเลือดที่สนใจด้วยวิธีการ Hit-And-Miss โดยการใช้ kernel จับคู่กับพิกเซลเพื่อหาตำแหน่งที่ต้องการและทำการเลือกเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ แสดงผลลัพธ์ดังรูปที่ 33



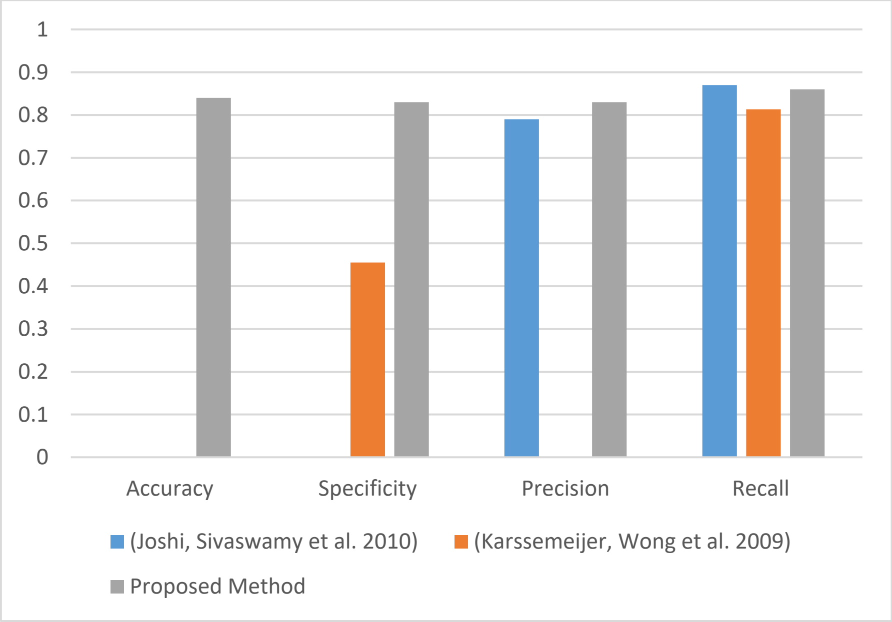
รูปที่ 33 ผลลัพธ์การระบุตำแหน่งที่สนใจ

ขั้นตอนที่สี่ทำการระบุความคดงอของเส้นเลือดด้วยวงรีจากการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักสภาวะคดงอและสภาวะปกติจากคุณสมบัติของวงรีโดยการระบบสภาวะคดงอของหลอดเลือดนั้นจะถูกอธิบายด้วยองศาของแกนหลัก เมื่อเส้นเลือดมีสภาวะคดงอแกนหลักทำการเปลี่ยนทิศทางทำให้เกิดวงรีวงใหม่การวางตัวของวงรีทำให้เกิดองศาที่แตกต่างกันมาก ในทางกลับกันเส้นเลือดที่มีภาวะปกตินั้นวงรีจะมีลักษณะเรียวยาวเนื่องจากแกนหลักมีทิศทางการวางตัวของวงรีเปลี่ยนแปลงอย่างค่อยเป็นค่อยไป แสดงผลลัพธ์ดังรูปที่ 34



รูปที่ 34 ผลลัพธ์การใช้วงรีระบุการคดงอของเส้นเลือด

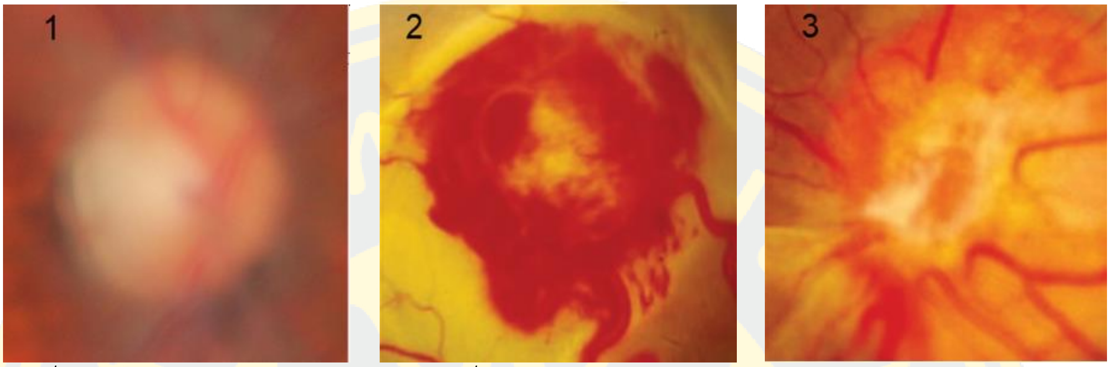
วิธีการที่นำเสนอทำการประเมินผลลัพธ์ความถูกต้องกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญด้วยวิธีการ Confusion matrix ได้ค่าความแม่นยำ Accuracy 0.84, Specificity 0.83, Precision 0.83 และ Recall 0.86 แสดงผลลัพธ์ดังรูปที่ 35



รูปที่ 35 ผลลัพธ์การวัดประสิทธิภาพความถูกต้องและการเปรียบเทียบผล

5.2 อภิปรายผล

ในขั้นตอนวิธีดังกล่าวยังไม่สามารถทำร่วมกับชุดข้อมูลบางชุด เช่น ภาพที่ถ่ายไม่ชัดเจนไม่เห็นถึงองค์ประกอบภายในภาพ (1) หรือ เส้นเลือดในบริเวณที่สนใจได้รับความเสียหายจากรอยโรคต่าง ๆ (2,3) ดังรูปที่ 36



รูปที่ 36 ชุดข้อมูลภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความเสียหาย

5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนาต่อ

5.3.1 ขั้นตอนวิธีที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้ สามารถใช้กับชุดข้อมูลที่เลือกพื้นที่ที่สนใจแล้ว คือบริเวณพื้นที่จานประสาทตาและถ้วยประสาทตา ดังนั้นหากสามารถพัฒนาขั้นตอนวิธีทั้งหมดให้ใช้งานได้ทั้งภาพ ย่อมทำให้เกิดประโยชน์การใช้งานมากขึ้น

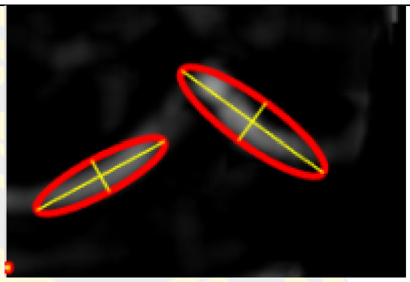
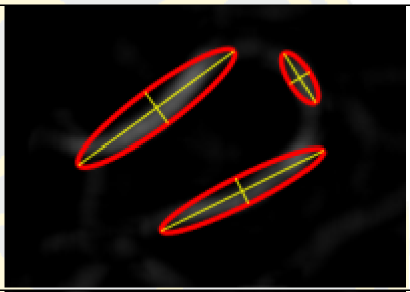
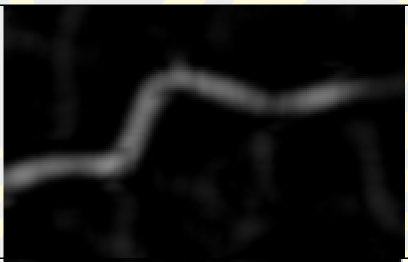
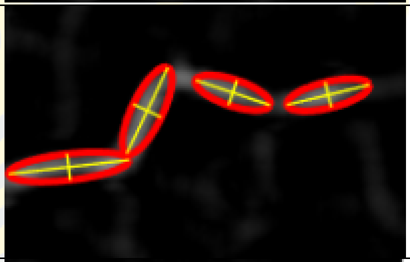
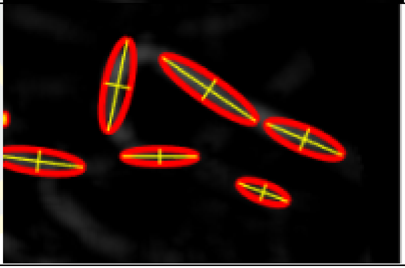
5.3.2 พัฒนาขั้นตอนวิธีที่สามารถใช้ได้กับชุดข้อมูลที่หลากหลาย

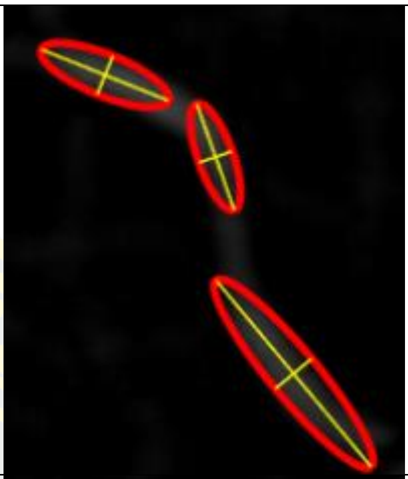
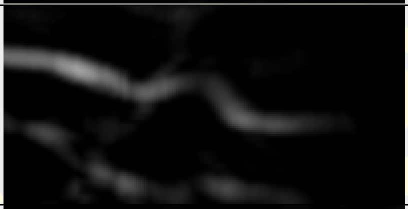
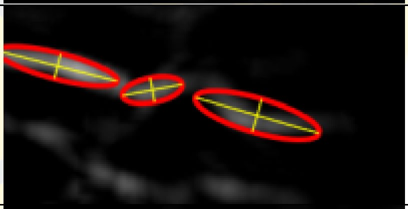
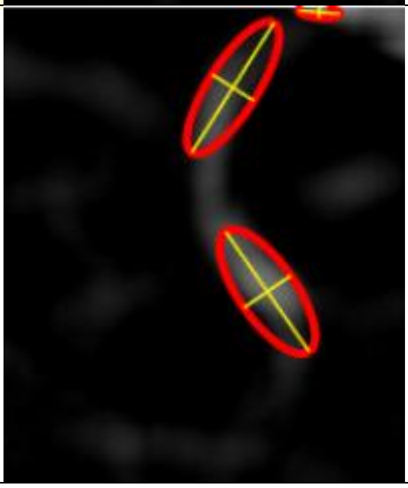
5.3.3 สามารถพัฒนาการแบ่งส่วนถ้วยประสาทตา สำหรับกรณีหาพื้นที่ของถ้วยประสาทตาเพื่อทำนายการเกิดโรคต้อหินจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนออย่างต่อเนื่อง

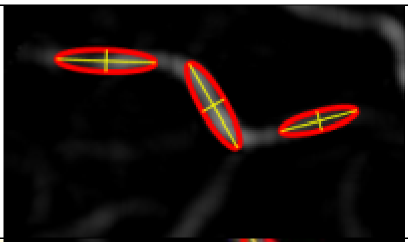
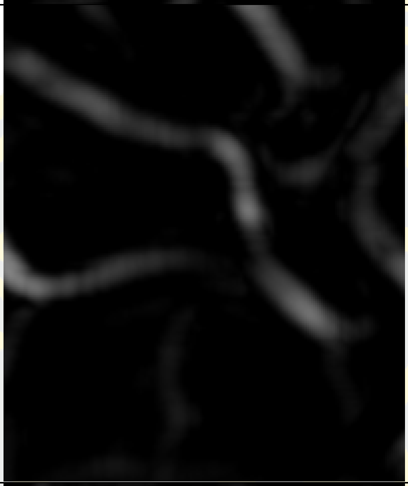
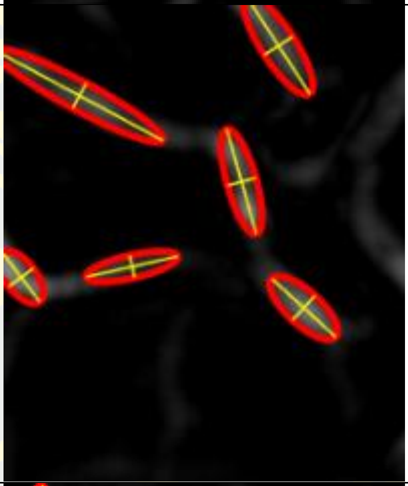
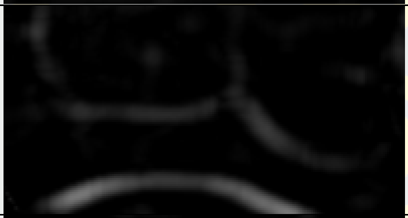
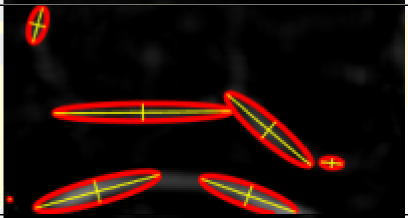
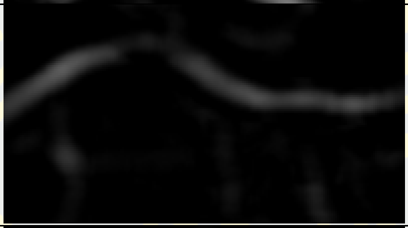
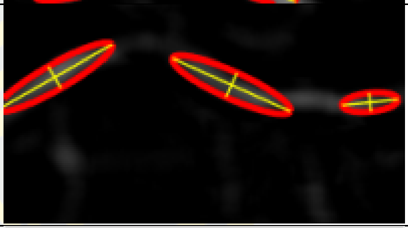
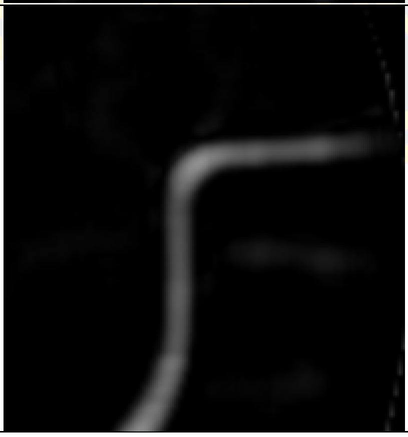
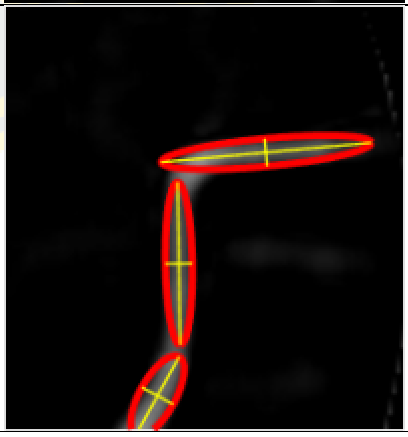
ภาคผนวก

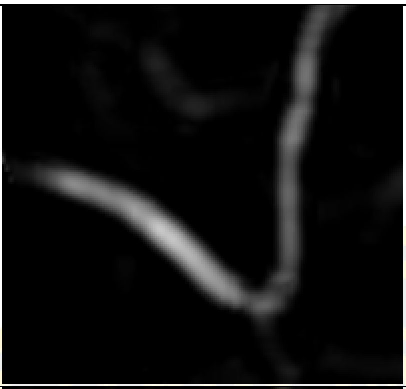
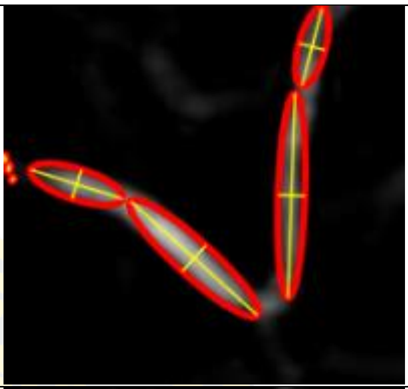
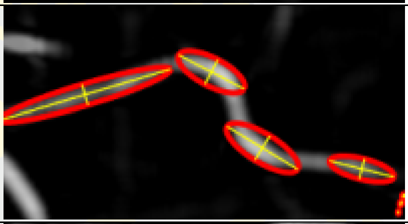
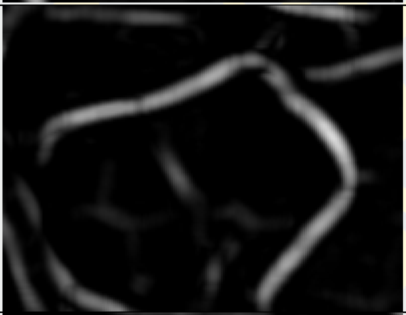
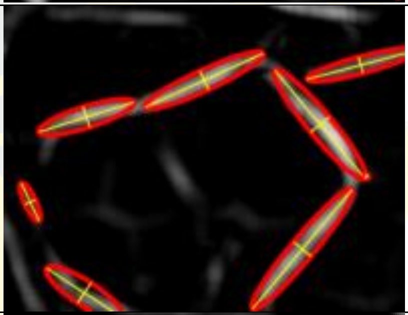
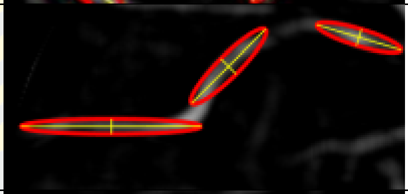
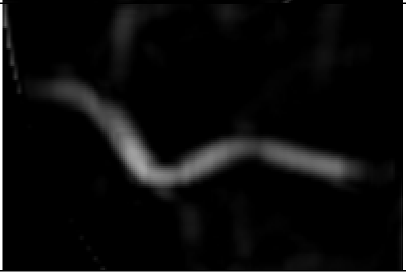
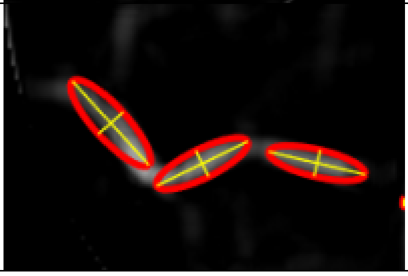
ภาคผนวก ก.

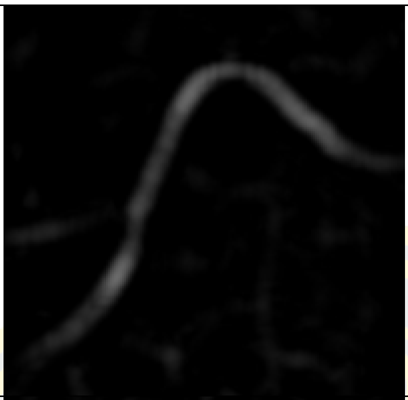
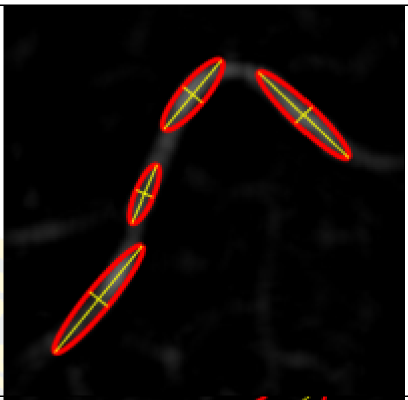
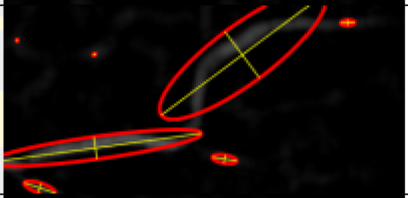
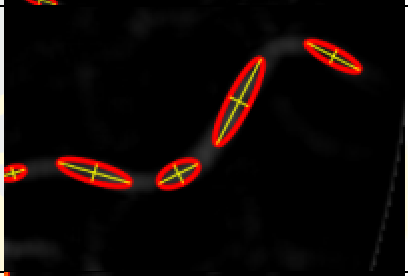
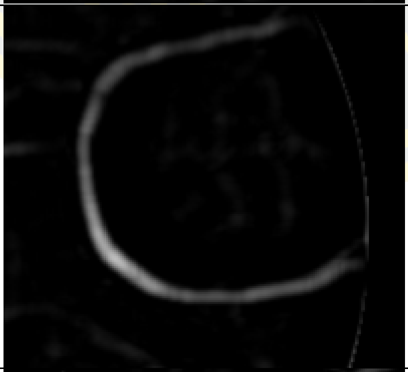
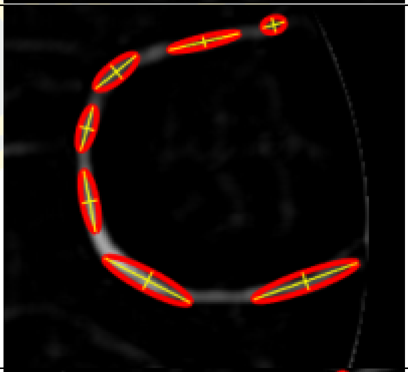
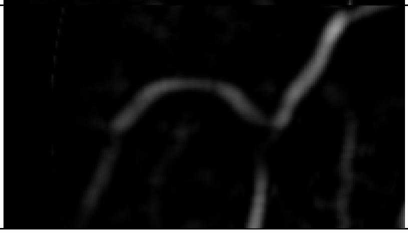
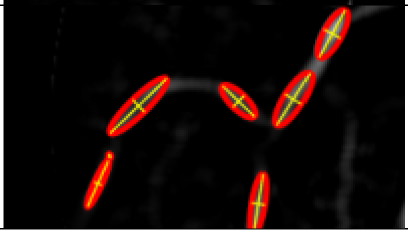
ตารางที่ 8 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์วงรีบนภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ

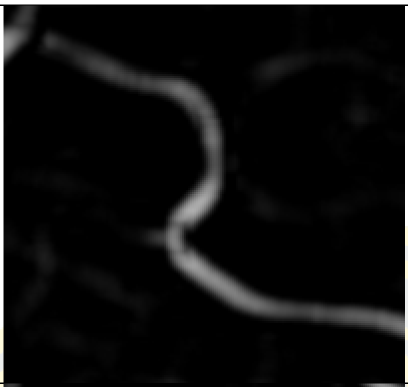
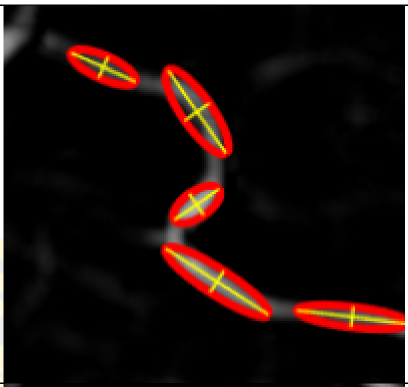
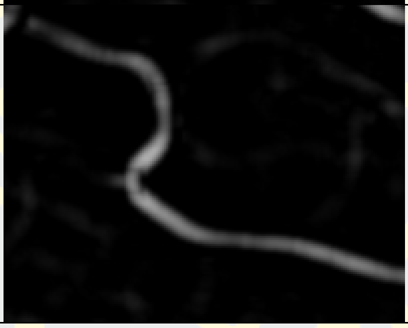
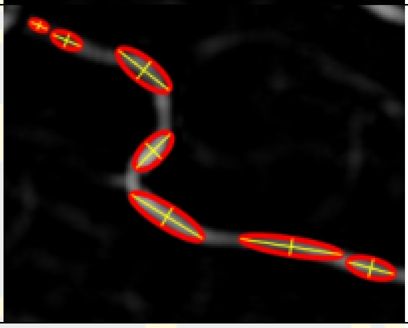
ลำดับ	ภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ	การวิเคราะห์วงรีบนภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะคดงอ
c2		
c3		
c4		
c5		

c6		
c7		
c8		
c9		
c10		

c11		
c12		
c13		
c14		
c15		

c16		
c17		
c18		
c19		
c20		
c21		

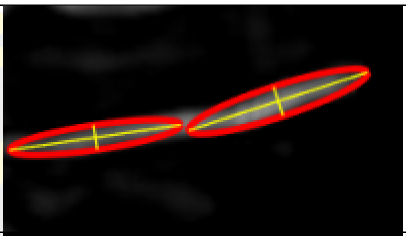
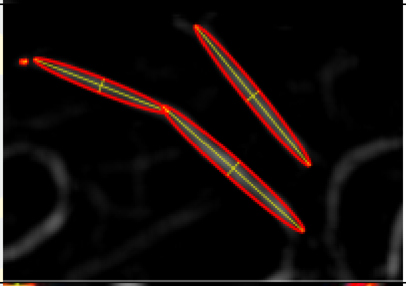
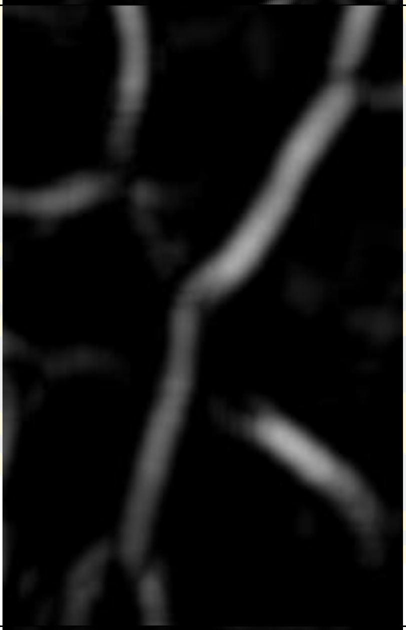
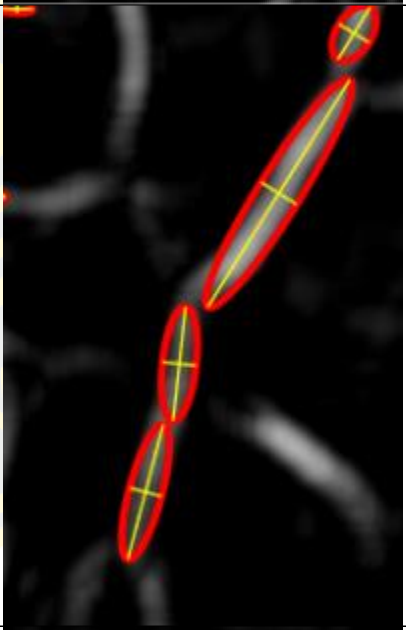
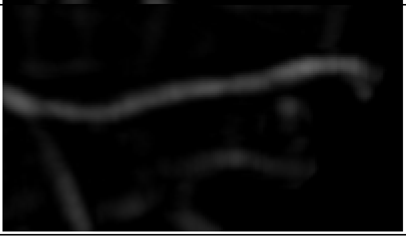
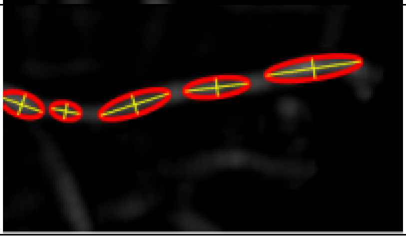
c22		
c23		
c24		
c25		
c26		
c27		

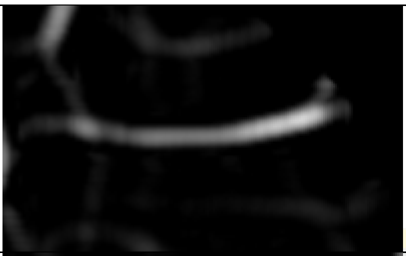
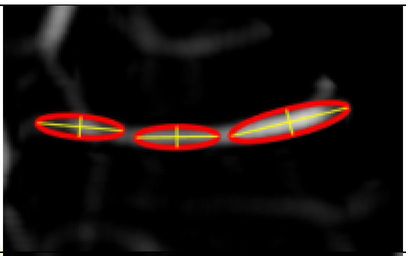
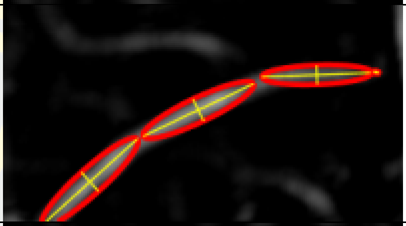
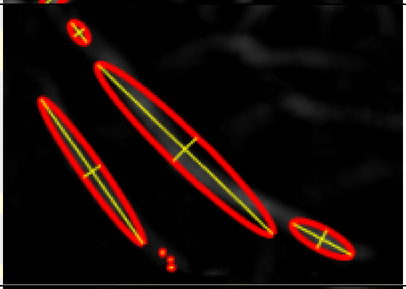
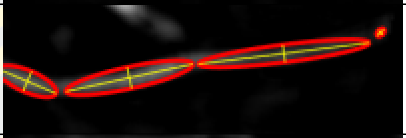
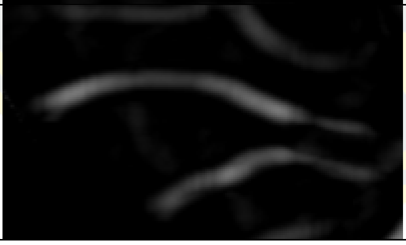
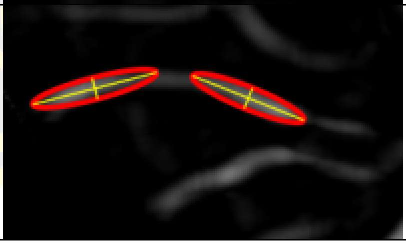
c28		
c29		

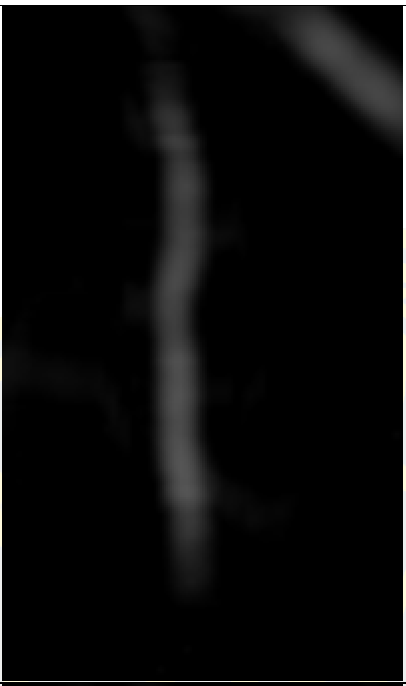
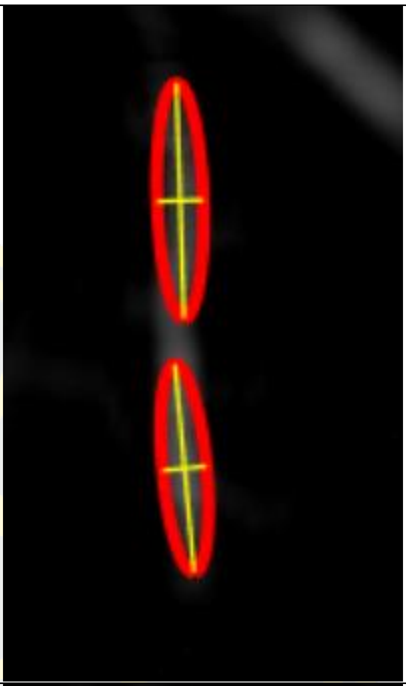
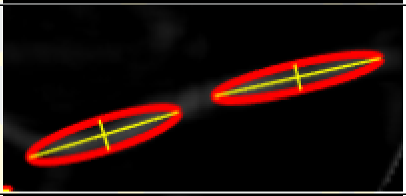
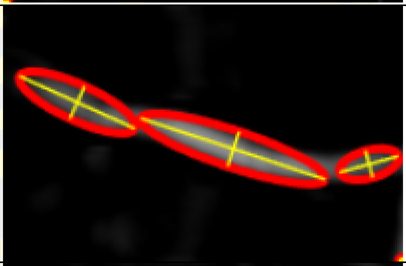
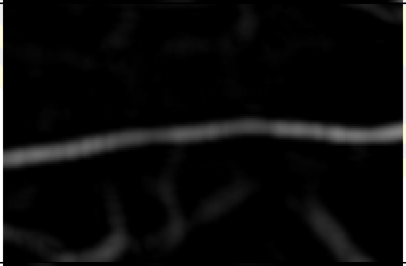
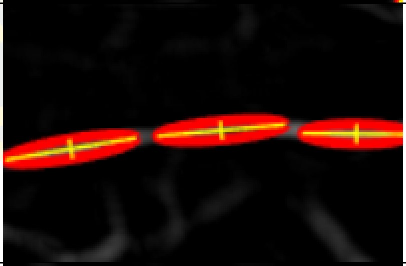
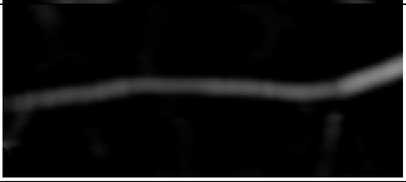
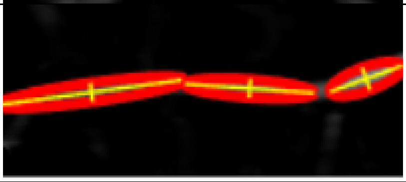
BURAPHA UNIVERSITY

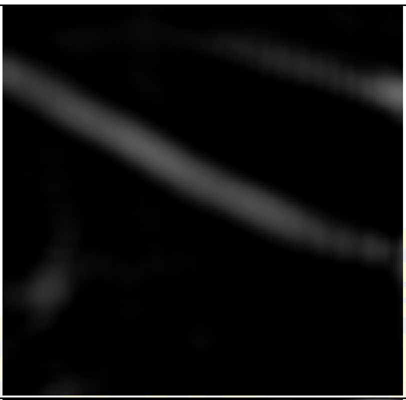
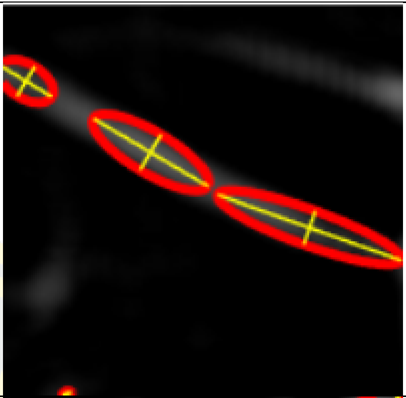
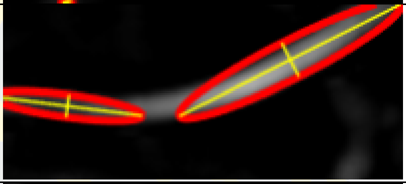
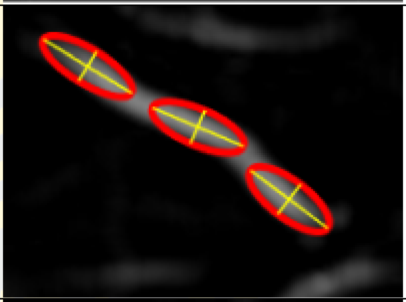
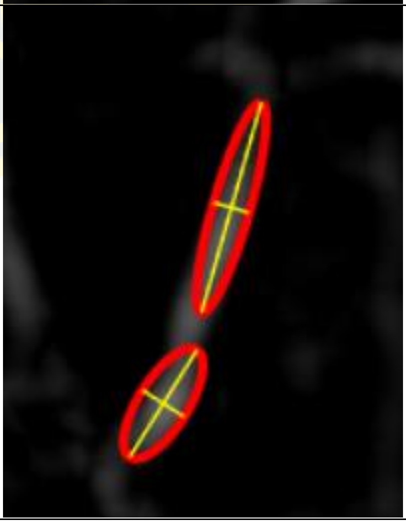
ภาคผนวก ข.

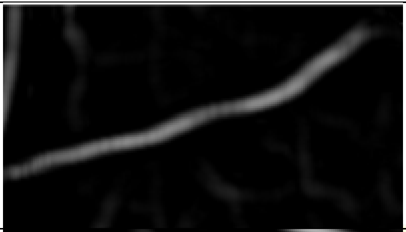
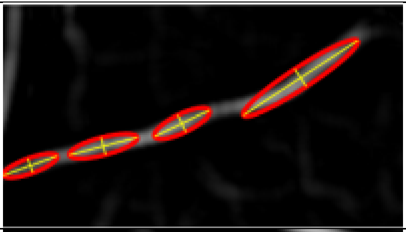
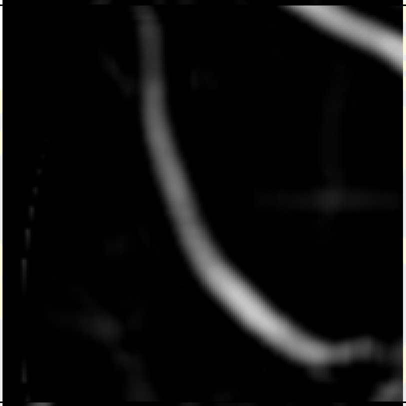
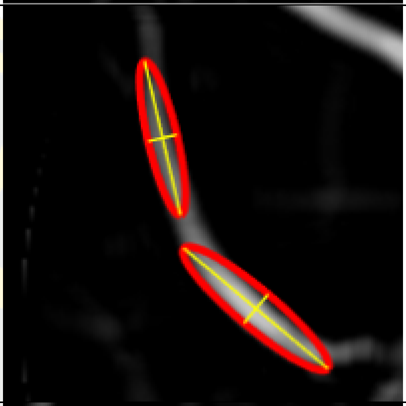
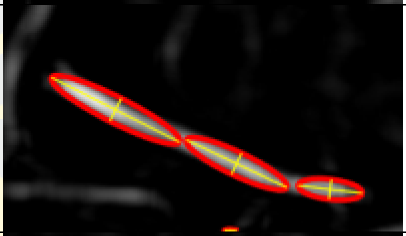
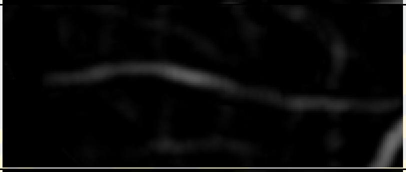
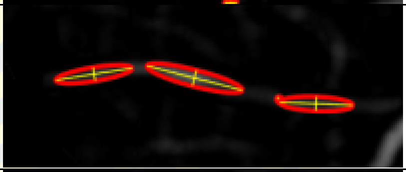
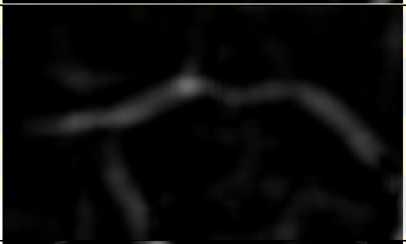
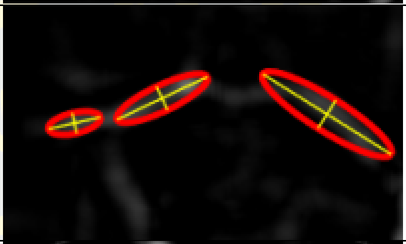
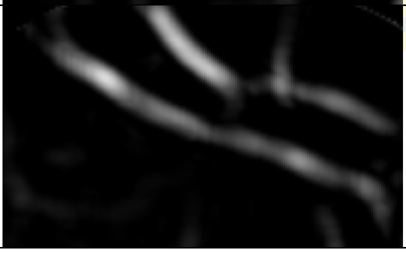
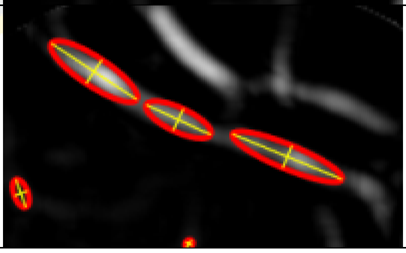
ตารางที่ 9 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์วงรีบนภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ

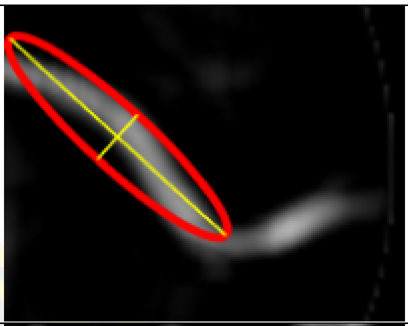
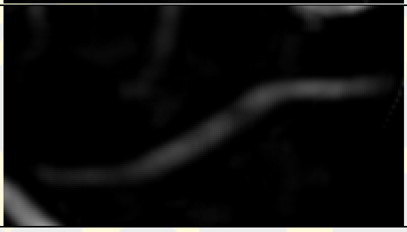
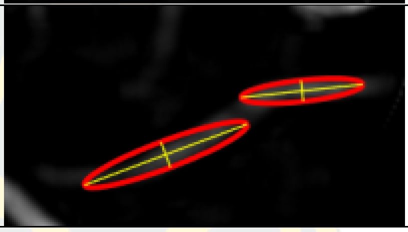
ลำดับ	ภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ	การวิเคราะห์วงรีบนภาพถ่ายเส้นเลือดที่มีสภาวะปกติ
c1		
c2		
c3		
c4		

c5		
c6		
c7		
c8		
c9		
c10		

c11		
c12		
c13		
c14		
c15		

c16		
c17		
c18		
c19		
c20		

c21		
c22		
c23		
c24		
c25		
c26		

c27		
c28		

งานวิจัยที่ได้ตีพิมพ์

มหาวิทยาลัยบูรพา BURAPHA UNIVERSITY

InCIT 2020
October 21 -22
@Bangsaen, Chonburi, Thailand
IEEE
IEEE THAILAND SECTION
Technical Co-Sponsor
ECTI Association
สคทส. CITT
Artificial Intelligence
Data Science and Analytics
Cloud Service and Computing
Communications and Networking
Computer Animation and Game
Digital Multimedia Technology
Database Technology
E-Commerce, E-Education, E-Government, E-Industry, E-Society
Geo-informatics
Human Computer Interaction
IT in Education
IT and Project Management
IT Security and Privacy
IT and Mobile Application
Image Processing
Intelligence Communications
Internet of Things
Network Security and Privacy
Augmented and Virtual Reality
Pattern Recognition
Platform Technologies
Quantum Computing
Signal Processing
Natural Language Processing
Bio-medical Informatics
Smart and Expert Systems
Web and Internet Technologies
Wireless and Mobile Networks
Other Related Topics
Call For Papers 1st Round
Important Date
Submission
July 15, 2020
Notification of Acceptance
Aug 25, 2020
Registration (Early birds) & Camera-Ready format Submission
Aug 31, - Sep 15, 2020
Conference Day
Oct 21-22, 2020
Please: note: Due to the Coronavirus (COVID19) situation in Thailand and around the world, the organizers of the conference understand there are safety concerns for both authors and participants. In response to this, we have two presentation channels: one for online presentations, and another for onsite presentations. Even if you cannot be present, do not let that dissuade you from submitting a paper, since you can still present it in the online channel. Presentation slots will be allocated and authors will be informed after final judgment of the submitted papers.
Line Official
The Association of Council of IT Deans
Submission Website
http://edas.info/N27427
DPU

Segmentation of Retinal Blood Vessels based on Adaptive Interval Top-Hat Filtering in Heterogeneous Environment Optic Disc Image

Nilrat Kanyunthong
Faculty of Informatics
Burapha University
Thailand
61910058@go.buu.ac.th

Apirak Jirayusakul
Department of Computer Science
Faculty of Science
Ramkhamheang University, Thailand
rapirak@hotmail.com

Annupan Rodtook
Department of Computer Science
Faculty of Science
Ramkhamheang University, Thailand
annupan@rumail.ru.ac.th

Benchaporn Jantarakongkul
Faculty of Informatics
Burapha University
Thailand
benchapo@go.buu.ac.th

Krisana Chinnasarn
Faculty of Informatics
Burapha University
Thailand
krisana@informatics.buu.ac.th

Abstract*— Blood vessel segmentation on a retinal image is one of the algorithms for identifying retinal diseases and one of the essential steps for various ocular imaging applications. This paper proposes methods for segmenting vessels on the optic disc area of a retinal image. The method consists of 3 main phases. First, vessel enhancement is performed on the green channel extracted from RGB fundus image. Second, the cartesian image is transformed to polar space for improvement of the segmentation process. Third, the vessels are obtained using a Multi-stage Adaptive Top-hat transformation. The algorithm is evaluated using confusion metrics, sensitivity, specificity, precision and accuracy. The performance reaches 96.11% of accuracy, 80.31% of precision, 66.12% of sensitivity and 97.89% of specificity.

***Keywords*— Fundus Images; Vessel Segmentation; Optic Disc; Polar Transform; Top-Hat Transform**

I. Introduction

Information on blood vessels in retinal images can be used as part of the process of automated diagnosis of diseases. It can also be used for grading disease severity. An example fundus image is shown in Figure 1.

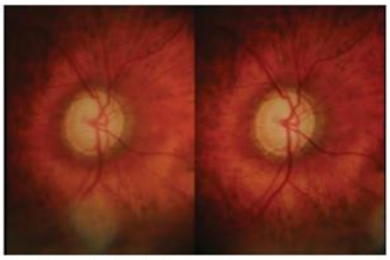


Figure 1. An Example of a retina image

The elimination of background information is an essential part of increasing the accuracy of such a vessel segmentation regimen alongside vessel' enhancement. All existing morphological detectors tend to fail on vessels of different sizes during the segmentation process due to changing orientation of vessels and reduced contrast, especially during the binarization phase.

Recently, many research works have been proposed. A. M. R. R. Bandara et al.[1]presented an assessment of the suitability of a recently invented spatially adaptive contrast enhancement technique that was integrated with a variant of the Tyler Coye algorithm which has been improved with Hough line transformation-based vessel reconstruction method. It is used for enhancing retinal fundus images for blood vessel segmentation. Sonali Dash et al.[2]presented a robust blood tree segmentation method using some advanced median filters such as improved median, hybrid median, and weighted median filters. B. Dinesh et al.[3]presented an automated tool to segment blood vessels constructed with a multi-scale matched filter and the bat algorithm (BA).

Retinal fundus images are often disturbed by noise due to illumination and contrast variation, low and high contrast. Low-resolution images make the process of segmenting blood vessels tough and time-consuming. Therefore, in this work, we represent a new method to segment blood vessels on the optic disc area automatically. This is useful for assisting a medical specialist in manually segmenting the shape of blood vessels in retinal fundus images. An automated assessment for the optic fundus' vessel anomalies so that suitable feature extraction and processing may be performed initially requires the segmentation of the vessels from the background. In this paper, we start with locating the optic disc in the retinal fundus image. We then apply the polar transform before blood vessel segmentation.

II. Background Knowledge

A. Top-Hat Filter

The morphological Top-Hat operation is beneficial when distinguishing spot targets in images with all kinds of backgrounds. The Top-Hat operation has some characteristics of high-pass filtering. It is an operation that extracts small elements and details from given images. Eq.1 is formula for the Top-Hat operation,

$$TH = I - f \circ M \tag{1}$$

$\circ$ denotes the opening operation, M is a structuring element and I is a grayscale.

978-1-7281-6694-0/20/$31.00 ©2020 IEEE

Authorized licensed use limited to: Burapha University provided by UniNet. Downloaded on September 17,2021 at 10:00:42 UTC from IEEE Xplore. Restrictions apply.

III. METHODOLOGY

This paper proposes a new method to segment vessels on an optic disc image using an adaptive Top-Hat filter. In our method, we have three main processes: pre-processing, image segmentation, and image reconstruction. The proposed method is described in the following steps.

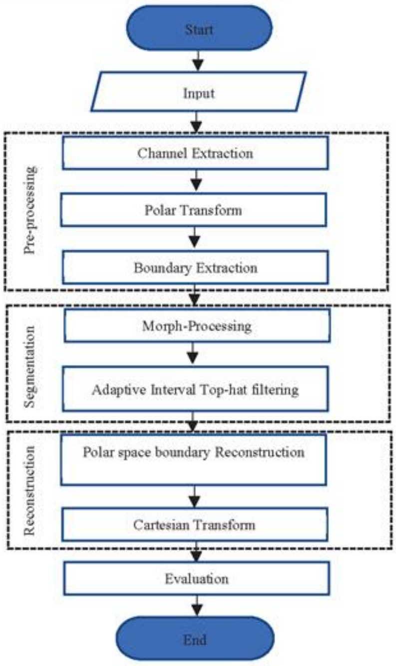


Figure 2. Diagram of the proposed method

A. *Optic Disc Localized Cartesian Image*

In this process, we used an OD extraction[4] algorithm by W. Luangruangrong et al. to extract the optic disc from the retinal image. This method provides reasonable accuracy for the extraction of the optic disc area from the retinal image. The proposed method was applied to 80 retina images.

B. *Channel Extraction*

After doing the optic disc extraction procedure, we improved the image's enhancement using each image's the green channel detect vessels better.

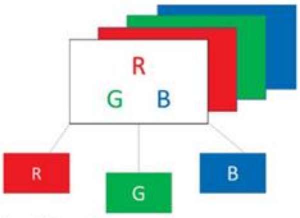


Figure 3. Channel Extraction

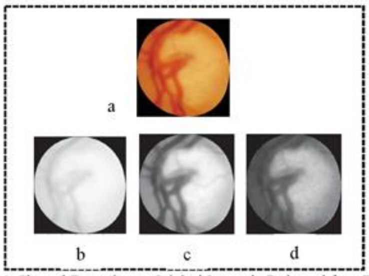


Figure 4. Channel Extraction, a. Original Image, b. R channel from RGB, b. G channel from RGB, d. B channel from RGB

C. *Polar Transform*

The original optic disc image is in the Cartesian space. Our method converted from Cartesian space to polar space with polar transforms. Cartesian coordinates x and y can be converted to polar coordinates with Eq.2.

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \tag{2}$$

The θ value is defined with Eq.3.

$$\theta = \begin{cases} 0 & if\ x = and\ y\ = 0 \\ arcsin\left(\frac{y}{r}\right) & if\ x \geq 0 \\ -arcsin\frac{y}{r} + \pi & if\ x < 0 \end{cases} \tag{3}$$

r is the distance of the point from the origin and θ is the angle. x and y are xy coordinates.

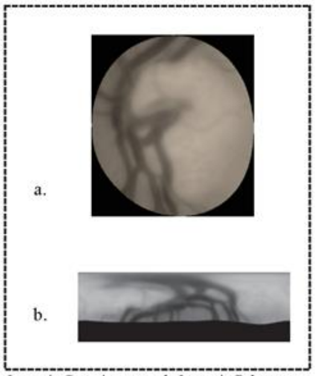


Figure 5. a. Image in Cartesian space, b. Image in Polar space.

D. *Boundary Extraction*

A horizontal projection profile is the histogram of the number of on pixels along every image row. We used this to segment the background from the image. To reduce the side effects form morphology processing, the projection $H[i]$ along the rows of binary image is given by Eq.4.

$$H_n = \sum_{i=0}^{h} Y_i, n \in [0, v] \tag{4}$$

h denotes the height of the image (vertical size) for H and v is size of the image.

Authorized licensed use limited to: Burapha University provided by UniNet. Downloaded on September 17,2021 at 10:00:42 UTC from IEEE Xplore. Restrictions apply.

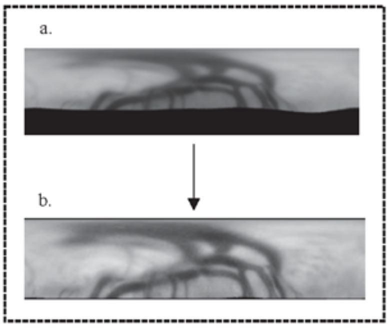


Figure 6. Boundary Extraction by HPP.

E. *Morph-Processing*

Morphological opening is a combination of erosion and dilation operations. Opening removes small objects in the image while conserving more substantial object shapes and sizes. Opening is defined with Eq.5.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \tag{5}$$

$\ominus$ = erosion and $\oplus$ = dilation.

Morphological closing is an operation that dilates an image and then erodes the dilated image. Closing is serviceable for filling small holes in an image and reducing small inward bumps. Closing is defined with Eq.6.

$$A \cdot B = (A \oplus B) \ominus B \tag{6}$$

$\ominus$ = erosion and $\oplus$ = dilation.

F. *Adaptive Interval Top-Hat Filtering*

In this step, we segmented the blood vessels on the optic disc using the Top-Hat filter method. In this method, we select a filter suitable for the vessel size to get the perfect vessels. The accuracy of the proposed method was measured using the Jaccard index[5]. A measure for the selection of filters is given in Eq.7.

$$JI(J_{result,} I_{gt}) = \frac{|I_{result} \cap I_{gt}|}{|I_{result} \cup I_{gt}|} \tag{7}$$

J and I are the two sets. J_{result} is the area of the resulting region. I_{gt} is the area of ground truth.

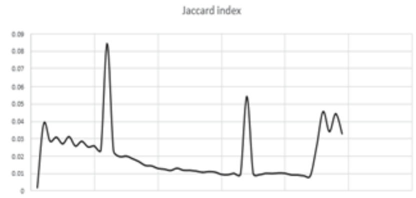


Figure 7. Result of jaccard index of filter size 3*3 to 51*51. This shows the optimal point in the graph is filter size 13*13.

The resulting best Jaccard index value of filter sized 13*13 is shown in Figure 7. In the filter with size 13*13, the value has the appropriate Jaccard index. We chose to use the filter size 13*13 for the filtering of the large vessels.

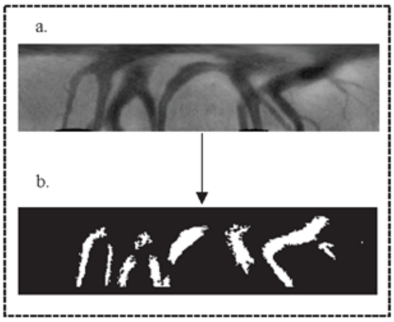


Figure 8. a. Image in Polar space, b. Result of Top-Hat image

The *MSE* is a measure of the quality of an estimator. When measuring the accuracy with this method, values closer to zero are better. *MSE* is computed using Eq.8.

$$MSE = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(Y_i - \hat{Y_i})^2 \tag{8}$$

MSE is the mean of the squares of the errors.

The result found the *MSE* value from filters sized 5*5 and 7*7 were good for filtering the smaller vessels as shown in Figure 9.

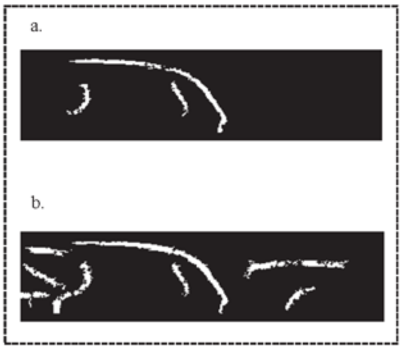


Figure 9. a. filter size 5*5, b. filter size 7*7

G. *Polar Space Boundary Reconstruction*

To transform the polar space images to Cartesian space, a reconstruction process was needed. The polar image was cropped to remove the outer region from the segmenting phase for reducing errors in the morphological processing step. The cropped region was re-concerted with the interested area. Then, the Cartesian transform was employed in the next process.

Authorized licensed use limited to: Burapha University provided by UniNet. Downloaded on September 17,2021 at 10:00:42 UTC from IEEE Xplore. Restrictions apply.

H. Cartesian Transform

The results of the vessel segmentation were in the polar space. In this step, we applied the technical inverse polar space transformation to Cartesian space. The values of polar coordinates r and θ can be converted to Cartesian coordinates x and y with trigonometric functions sine and cosine. The algorithm transforming from polar space to cartesian space is shown in Figure 10.

Algorithm I: Cartesian Transform

Input: Polar Space Image

Output: Cartesian Space Image

Begin

```
1: def get_coord(magnitude, degrees):
2:     angle = radians(degrees)
3:     x = magnitude * cos(angle)
4:     y = magnitude * sin(angle)
5:     return x, y
End
```

Figure 10: Cartesian Transform Algorithm

Equation (9) describes the workflow of the algorithm.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r\cos\theta \\ r\sin\theta \end{pmatrix} \quad (9)$$

r is the distance of the point from the origin and θ is the angle.

IV. EXPERIMENTAL RESULT

A. Dataset Description

Our method was evaluated on the RIM-ONE dataset. RIM ONE Release 3[8] is an open retinal fundus image database with objective standards of the optic nerve head (ONH). The fundus images have a resolution of 2144 x 1424 pixels and are in PNG format.

B. Performance Comparison

In this data set, the real shape or ground truth is an open retinal fundus image database with accurate gold standards of the optic nerve head (ONH) provided by different experts.

The accuracy of the proposed method was measured using sensitivity, specificity, precision, and accuracy. These were computed using Eq.10-13.

$$Specificity = \frac{TN}{TN+FP} \quad (10)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \quad (11)$$

$$Precision = \frac{TP}{TP+FP} \quad (12)$$

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

TP = True positive, TN = True negative, FN = False positive, and FN = False negative.

TABLE I. PERFORMANCE COMPARISON BETWEEN OUR APPROACH AND OTHERS

	Threshold	Original Top-Hat	Aswini S et al.[6]	S. V. Viraktamath et al.[7]	Proposed Method
Sensitivity	48.90	51.35	56.51	63.02	66.12
Specificity	57.58	58.90	97.21	98.59	97.89
Precision	48.72	58.09	59.23	78.55	80.31
Accuracy	90.12	87.90	94.38	95.86	96.11

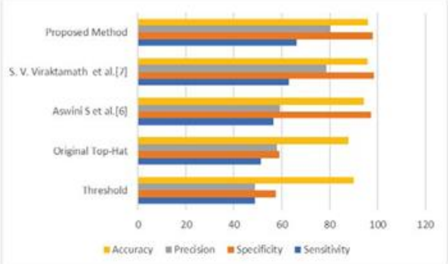


Figure 11. Performance comparison between our approach and others

Table I and Figure 11 show the performance for segmenting vessels in the retina image dataset. The proposed method yields sensitivity, specificity, precision, and accuracy values of 66.12, 97.89, 80.31, and 96.11.

V. CONCLUSION AND DISCUSSION

In this research, we presented a method to automatically segment blood vessels using an aadaptive interval Top-Hat filter. We achieved an accuracy of 96.11%. However, we found that there are still some. Problems that need to be addressed, such as image with low contrast and low resolution that may be due to incomplete information either from the image's quality or the patient's blood vessel structure's malformation. We plan to improve the performance accuracy in segmenting the blood vessels by solving these issues in our future work.

REFERENCES

[1] A. M. R. R. Bandara and P. W. G. R. M. P. B. Giragama, "A retinal image enhancement technique for blood vessel segmentation algorithm," 2017 IEEE International Conference on Industrial and Information Systems (ICIIS), Peradeniya,2017,pp.1-5,doi:10.1109/ICIINFS.2017.8300426.

[2] S. Dash and G. Sahu, "Retinal Blood Vessel Segmentation by Employing Various Upgraded Median Filters," 2019 IEEE International Conference on Intelligent Systems and Green Technology (ICISGT), Visakhapatnam, India, 2019, pp. 35-354, doi: 10.1109/ICISGT44072.2019.00023.

[3] B. Dinesh, S. A. Kaleem Shah, C. R. Aishwarya, R. A. Sujitha and A. G. Naveenya, "An Automated Tool to Segment Blood Vessel from RGB Retinal Images," 2017 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Jaccard indexpp. 1-4, doi: 10.1109/ICCIC.2017.8524357.

Authorized licensed use limited to: Burapha University provided by UniNet. Downloaded on September 17,2021 at 10:00:42 UTC from IEEE Xplore. Restrictions apply.

[4] W. Luangruangrong, K. Chinnasarn and A. Rodtook, "Polar Space Contour Detection for Automated Optic Cup Segmentation," 2018 10th International Conference on Knowledge and Smart Technology.

[5] "Jaccard Index / Similarity Coefficient." Statistics How To,18Mar.2018,www.statisticshowto.datasciencecentral.com /jaccardindex/.

[6] S. Aswini, A. Suresh, S. Priya and B. V. Santhosh Krishna, "Retinal Vessel Segmentation Using Morphological Top Hat Approach On Diabetic Retinopathy Images," 2018 Fourth International Conference on Advances in Electrical, Electronics, Information, Communication and Bio-Informatics (AEEICB), Chennai, 2018, pp. 1-5, doi: 10.1109/AEEICB.2018.8480970.

[7] Viraktamath, S. V., Koti, V., Ragi, S., & Pai, N. (2018). Blood Vessels Extraction of Retinal Image Using Morphological Operations. 2018 International Conference.

[8] F. Fumero, S. Alayon, J. L. Sanchez, J. Sigut and M. Gonzalez-Hernandez, "RIM-ONE: An open retinal image database for optic nerve evaluation," 2011 24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), Bristol, 2011, pp. 1-6, doi: 10.1109/CBMS.2011.5999143.

Authorized licensed use limited to: Burapha University provided by UniNet. Downloaded on September 17,2021 at 10:00:42 UTC from IEEE Xplore. Restrictions apply.

The 9th International Conference on Smart Media and Applications (SMA 2020)

Home | Committees | Call for Papers | Paper Submission | Registration | Accepted Papers | Program

Ramada Plaza Jeju, Jeju, Republic of Korea
September 17-19, 2020

Important Dates

- Paper Submission: **August 23, 2020 (Final Extension)**
- Acceptance Notification: **August 31, 2020**
- Early Registration: **September 4, 2020**
- Conference Dates: **September 17-19, 2020**

The notifications have been sent for all authors. Please, check your email box. In the case that you didn't yet receive the notification, please contact us by providing the corresponding author's email and paper title via email (kism1122 at kism.or.kr).

Due to the COVID-19 situation, SMA 2020 will be an on-off mix conference. For those who cannot attend the conference in-person due to travel restrictions, video/remote presentations will be arranged. An author who wants to do the video/remote presentation should contact us via email (kism1122 at kism.or.kr) until **September 4.**

Hosted by Smart Media KOREAN INSTITUTE OF SMART MEDIA

In-Cooperation with acm SIGAPP

Automated Glaucoma Lesion Detection using Ellipse Descent Analysis

Nilrat Kanyunthong
Faculty of Informatics, Burapha University
Thailand
61910058@go.buu.ac.th

Annupan Rodtook
Computer Science Department, Faculty of Science, Ramkhamheang University,Thailand
sittisak168@yahoo.com

Krisana Chinnasarn
Faculty of Informatics, Burapha University
Thailand
krisana@informatics.buu.ac.th

ABSTRACT

Glaucoma is one of the leading causes of blindness. Early detection and treatment should be performed to have the progression of vision loss. Glaucoma's characteristics occur on the optic disc area, e.g., Vessel's shape, color, optic cup. In this paper, the method of identifying glaucoma of the retinal image was proposed. The method consists of 3 main phases. First, Blood Vessel was segmented on the retinal image. Second, the segmented Vessel was transformed. Third, the Occlusion area was detected using Principal Component Analysis. The algorithm is evaluated using confusion metrics, and the performance reaches 94.18% of accuracy, 51.21% of precision, 92.12% of recall. [1]

KEYWORDS

Blood Vessel, Fundus Image, Optic Disc, Principal Component Analysis, Ellipse

Permission to make digital or hard copies of part or all of this work for personal or classroom use is granted without fee provided that copies are not made or distributed for profit or commercial advantage and that copies bear this notice and the full citation on the first page. Copyrights for third-party components of this work must be honored. For all other uses, contact the owner/author(s).

1 INTRODUCTION

Retinal images can be used to diagnose any disease of the eye. The complications of glaucoma can be caused by patients with eye disease and make a loss of vision. When patients have been glaucoma, the morphology of the retinal image has changed. An enlarged optic cup characterizes glaucoma, and The blood vessels are occlusion.

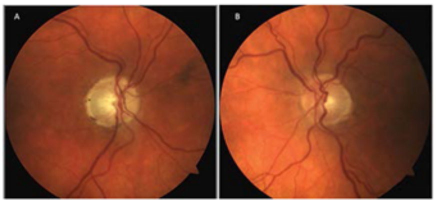


Figure 1: Fundus image with Glaucoma (Left), Normal Fundus image (Right)

Recently, vessel segmentation and disease identification in retinal images have been challenging. T.Intaramanee et al.[1]present identifies blood vessels used the Tyler Coye algorithm and improve the result used Morphological, and feature extraction. B.Sheng et al.[2]present low-contrast detection and narrow vessels using a superpixel as the basic unit of vessel segmentation. J.Dash et al.[3]proposed principal component analysis (PCA) and enhanced the retinal images used contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE). The blood vessels are extracted with the global Otsu thresholding method; morphological cleaned is applied to remove unwanted. In this paper is proposed, the method of detect occlusion of the vessel to identify glaucoma. G. D. Joshi.[4]proposed a method for the detection of an optic cup using r-bends detecting bends vessel. Vessel bends at cup boundary are evidence of glaucoma. The blood vessels are extracted with the global Otsu thresholding method; morphological cleaned is applied to remove unwanted. In

this paper is proposed, the method of detect occlusion of the vessel to identify glaucoma.

2 BACGROUND KNOWLEDGE

2.1 Glaucoma

Glaucoma has been caused due to an increase in intraocular pressure inside the eye. It is a severe chronic disease causing loss of vision. Therefore, early vision loss should be prevented with glaucoma detection. Glaucoma can be identified by segment the blood vessels. The standard cup to disc ratio range has 0.1 to 0.4. However, as neural rim tissue has lost, the optic cup has size increased continuously, vessels may disappear as they made a sharp angle into the area of the optic cup.

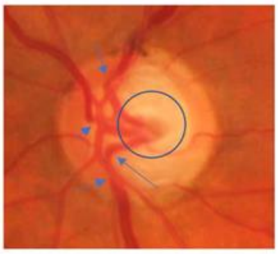


Figure 2: Characteristics of Glaucoma

2.2 Principal Component Analysis

PCA is a method in statistical. It converts a set of interest of possibly correlated variables into a linearly variable without correlation Principal Component by using an orthogonal transformation. Principal Component Analysis is used to transform data into a new system of coordinating and defined as linear orthogonal transformation. The most significant variance value of data is called the first component. The smaller variance value is called the second component. The first and second component can be computed as below equation.

1. PC1 is a linear combination of the original variables predictors in a data set.

$$Z^1 = \Phi^{11}X^1 + \Phi^{21}X^2 + \ldots + \Phi^{p1}X^{1p} \quad (1)$$

2. PC2 is chosen such that it lies vertically to the PC1.

$$Z^1 = \Phi^{12}X^1 + \Phi^{22}X^2 + \ldots + \Phi^{p2}X^{1p} \quad (2)$$

Where Z^p denotes PC1 and PC2,

Φ^{pp} denotes vector of first principal component,

$X^1 \ldots X^p$ denotes normalized predictors.

2.3 Skeletonization

Skeletonization is a process used to find the skeleton of an object by calculating the image's axis from all edges by presenting the skeleton of an object with a linear graph, diminishing the extent of the objects in the picture without losing the essential structure of the object. It also reduces the size of the data to reduce the image's composition to only the essentials for a better analysis of the image and make processing easier. Use the Thinning operation to identify the main construction of blood vessels.

```
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
```

Figure 3: Skeletonization

3 METHODOLOGY

In this paper, we propose a new method for identifying vessel occlusion on the optic disc image. The briefed methodology can be shown in Fig 4.

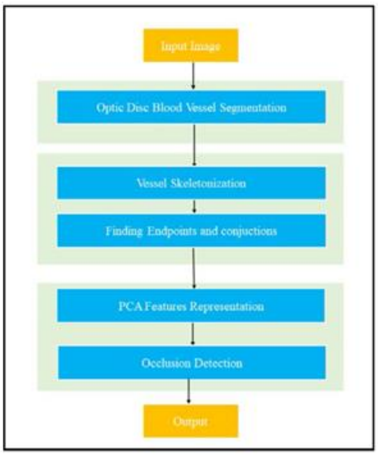


Figure 4: Proposed methodology's work flow

3.1 Optic Disc Blood Vessel Segmentation

In this step, retinal blood vessels were segmented using adaptive top-hat filtering segmentation. The result was demonstrated in Fig 5.

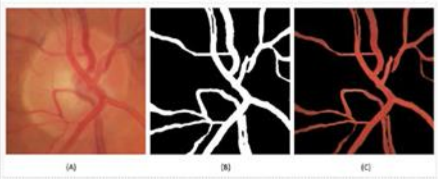


Figure 5: Original Optic Disc Image (A), Binary result from segmentation (B), Segmented Vessel image (C)

3.2 Vessel Skeletonization

The segmented vessels were transformed in to skeleton structures as shown in Fig 6.

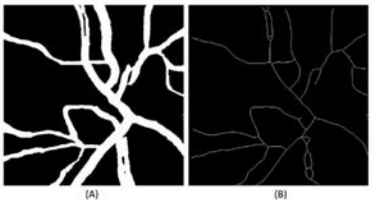


Figure 6: Binary segmented vessel image (A), Skeleton structure result (B)

3.3 Finding Endpoint and Conjunctions

The result from the skeletonization step was used to find the endpoints and conjunctions as shown in Fig 7.

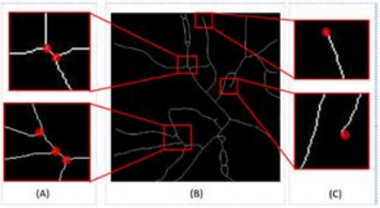


Figure 7: Conjunction detection (A), Skeleton image (B), Endpoint detection result (C)

3.4 PCA Ellipse Features Representation

In this step, the proposed method had used ellipse analysis to differentiate the different density in vessel structure. The first and second component were computed using equation (1), and (2)

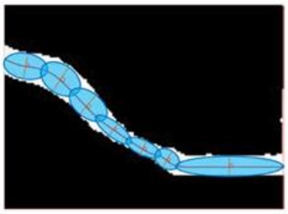


Figure 8: Principal component and Minor Component representation using ellipse shape

3.5 Occlusion Detection

In this process, each line of vessels was fit into Ellipse shapes. Then, the occlusion is identified using PCA-ellipse's properties along with vessel line.

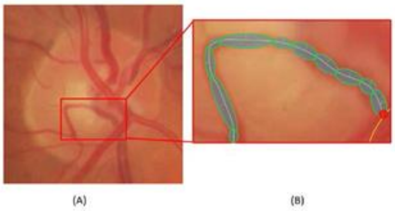


Figure 9: Original Optic Disc (A), Applying PCA to retinal vessel (B)

4 EXPERIMENTAL RESULT

The example of result from the proposed method was demonstrated in Fig 10.

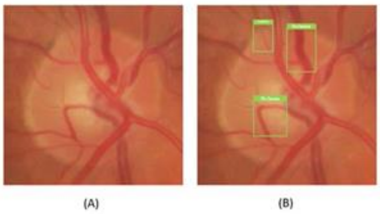


Figure 10: The input image (A), The detection output (B)

The accuracy of the proposed method was measured using is the Precision, Recall and Accuracy. The formulas are Equations (3), (4), and (5), respectively. Results will appear here.

$$Recall = \left(\frac{TP}{TP-FN}\right) \quad (3)$$

$$Accuracy = \left(\frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}\right) \quad (4)$$

$$Precision = \left(\frac{TP}{TP+FP}\right) \quad (5)$$

Table 1: **Performance comparison between our approach**

Measures	Proposed Method	ISOMAP [7]	Mahalanobis [8]
Precision	51.21	69.44	32.15
Recall	92.12	91.34	71.45
Accuracy	94.18	92.78	73.22

Table 1 shows the performance for detecting occlusion in the retina image dataset. the proposed method yields the Recall, Accuracy, and Precision. of 92.12, 94.18, and 51.21, respectively

5 CONCLUSION AND DISCUSSION

Early phase Glaucoma detection is challenging in medical image processing research filed. Because of its unclear characteristics and few lesions occurrence. In this paper, the detection of Early-phase Glaucoma was proposed. Five image processing techniques were used. First, Blood Vessel was segmented using adaptive top-hat filtering. Second, the segmented vessel was transformed into skeletonization structure. Third, endpoints and conjunctions were accounted. Forth, Principal Component Analysis was employed to define ellipse features. Last, Occlusion area was detected using previous features

REFERENCES

[1] P 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, doi: 10.1109/ICAICTA.2016.7803126.

[2] B. Sheng et al., "Retinal Vessel Segmentation Using Minimum Spanning Superpixel Tree Detector," in IEEE Transactions on Cybernetics, vol. 49, no. 7, pp. 2707-2719, July 2019, doi: 10.1109/TCYB.2018.2833963.

[3] J. Dash and N. Bhoi, "Retinal blood vessel segmentation using Otsu thresholding with principal component analysis," 2018 2nd International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC), Coimbatore, 2018, pp. 933-937, doi: 10.1109/ICISC.2018.8398938.

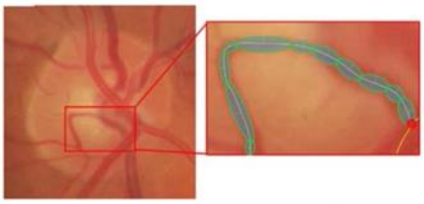
[4] G. D. Joshi, J. Sivaswamy, K. Karan, P. R. and S. R. Krishnadas, "Vessel Bend-Based Cup Segmentation in Retinal Images," 2010 20th International Conference on Pattern Recognition, Istanbul, 2010, pp. 2536-2539, doi: 10.1109/ICPR.2010.621.

[5] B. Turgut. "Pearls for Correct Assessment of Optic Disc at Glaucoma Diagnosis"

[6] Bartholomew, D. J. (2010). Principal Components Analysis. International Encyclopedia of Education, 374–377. doi:10.1016/b978-0-08-044894-7.01358-0 url to share this paper:sci-hub.tw/10.1016/b978-0-08-044894-7.01358-

[7] Balasubramanian, M. (2002). The Isomap Algorithm and Topological Stability. Science, 295(5552), 7a–7.

[8] De Maesschalck, R., Jouan-Rimbaud, D., & Massart, D. L. (2000). The Mahalanobis distance. Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems, 50(1), 1–18.

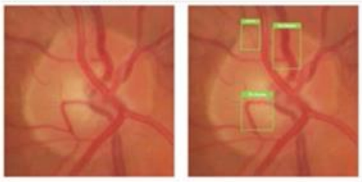


(A) (B)

รูปที่ 9 (A) Original Optic Disc, (B) Applying PCA to retinalVessel

4. ผลการทดลอง

บทความนี้ใช้ภาพถ่ายจอประสาทตาจากฐานข้อมูลสาธารณะจำนวน 80 รูป ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองแสดงในรูปที่ 10 ทำการระบุการคดงอของเส้นเลือดภายในจอประสาทตาซึ่งเป็นร่องรอยการเกิดโรคต้อหิน ความแม่นยำของวิธีการที่เสนอถูกวัดโดยใช้คือ Precision, Recall และ Accuracy ดังสมการ (3), (4) และ (5) ตามลำดับ



(A) (B)

รูปที่ 10 The input image (A), The detection output (B)

$$Recall = \left(\frac{TP}{TP-FN}\right) \tag{3}$$

$$Accuracy = \left(\frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}\right) \tag{4}$$

$$Precision = \left(\frac{TP}{TP+FP}\right) \tag{5}$$

ตารางที่ 1 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพผลกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ

Measures	Proposed Method	ISOMAP [7]	Mahalanobis [8]
Precision	51.21	69.44	32.15
Recall	92.12	91.34	71.45
Accuracy	94.18	92.78	73.22

ตารางที่ 1 แสดงผลเปรียบเทียบประสิทธิภาพกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ โดยถูกวัดโดยใช้ Accuracy, Precision และ Recall ได้ความแม่นยำ 92.12, 94.18 และ 51.21 ตามลำดับ

5. สรุปผล

การตรวจจับรอยโรคต้อหินระยะแรกเป็นสิ่งที่ท้าทายในด้านการวิจัยการประมวลผลภาพทางการแพทย์เนื่องจากรอยโรคต้อหินในระยะแรกนั้นมีพยาธิวิทยาปรากฏน้อยและไม่เด่นชัด ในบทความนี้ได้นำเสนอการระบุร่องรอยการเกิดโรคต้อหินระยะเริ่มต้นโดยใช้เทคนิคการประมาลผลภาพ 5 ขั้นตอน เริ่มต้นด้วยการแบ่งส่วนเส้นเลือดบริเวณจานประสาทตาด้วยเทคนิค adaptive top-hat filtering segmentation ขั้นตอนที่สองการหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูกของเส้นเลือด ขั้นตอนที่สาม Finding Endpoint and Conjunctions ขั้นตอนที่สี่ PCA Ellipse Features Representation ขั้นตอนที่ห้าการตรวจจับการคดงอของเส้นเลือด

กิตติกรรมประกาศ

บทความนี้ ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากคณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา ปีงบประมาณ 2564

เอกสารอ้างอิง

[1] PT. 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, doi: 10.1109/ICAICTA.2016.7803126.

[2] B. Sheng et al., "Retinal Vessel Segmentation Using Minimum Spanning Superpixel Tree Detector," in IEEE Transactions on Cybernetics, vol. 49, no. 7, pp. 2707-2719, July 2019, doi: 10.1109/TCYB.2018.2833963.

[3] J. Dash and N. Bhoi, "Retinal blood vessel segmentation using Otsu thresholding with principal component analysis," 2018 2nd International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC), Coimbatore, 2018, pp. 933-937, doi: 10.1109/ICISC.2018.8398938.

[4] G. D. Joshi, J. Sivaswamy, K. Karan, P. R. and S. R. Krishnadas, "Vessel BendBased Cup Segmentation in Retinal Images," 2010 20th International Conference on Pattern Recognition, Istanbul, 2010, pp. 2536-2539, doi: 10.1109/ICPR.2010.621.

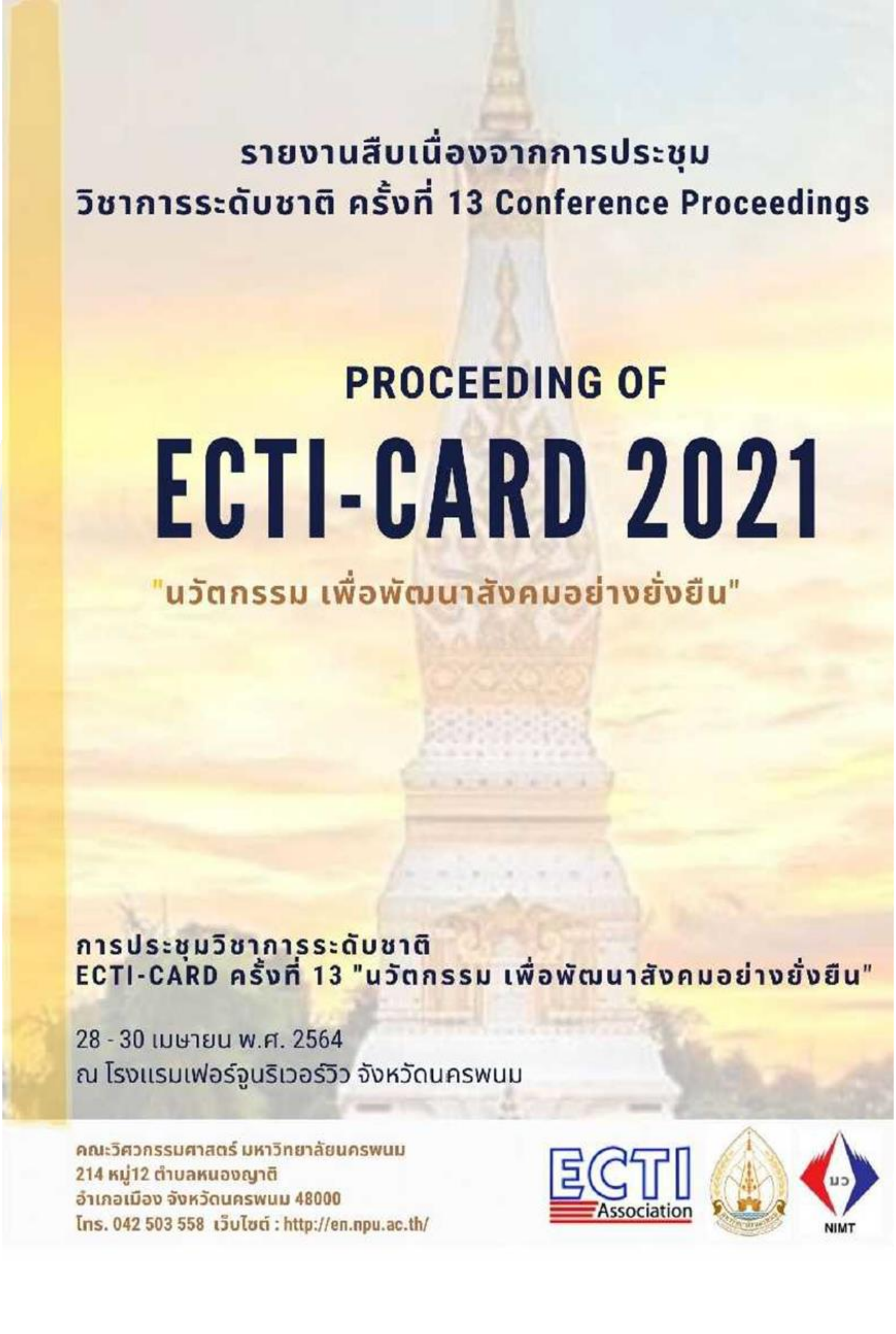
[5] N. Kanyunthong, A. Jirayusakul, A. Rodtook, B. Jantarakongkul and K. Chinnasarn, "Segmentation of Retinal Blood Vessels based on Adaptive Interval Top-Hat Filtering in Heterogeneous Environment Optic Disc Image," 2020 - 5th International Conference on Information Technology (InCIT), Chonburi, Thailand, 2020, pp. 162-166, doi: 10.1109/InCIT50588.2020.9310782.

[6] B. Turgut. "Pearls for Correct Assessment of Optic Disc at Glaucoma Diagnosis"

[7] Bartholomew, D. J. (2010). Principal Components Analysis. International Encyclopedia of Education, 374–377. Doi:10.1016/b978-0-08-044894-7.01358-0 url to share this paper:sci-hub.tw/10.1016/b978-0-08-044894-7.01358-

[8] Balasubramanian, M. (2002). The Isomap Algorithm and Topological Stability.Science, 295(5552), 7a–7.

[9] De Maesschalck, R., Jouan-Rimbaud, D., & Massart, D. L. (2000). The Mahalanobis distance. Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems, 50(1), 1–18.


รายงานสืบเนื่องจากการประชุม
วิชาการระดับชาติ ครั้งที่ 13 Conference Proceedings
PROCEEDING OF
ECTI-CARD 2021
"นวัตกรรม เพื่อพัฒนาสังคมอย่างยั่งยืน"
การประชุมวิชาการระดับชาติ
ECTI-CARD ครั้งที่ 13 "นวัตกรรม เพื่อพัฒนาสังคมอย่างยั่งยืน"
28 - 30 เมษายน พ.ศ. 2564
ณ โรงแรมเฟอร์จูนริเวอร์วิว จังหวัดนครพนม
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนครพนม
214 หมู่12 ตำบลหนองญาติ
อำเภอเมือง จังหวัดนครพนม 48000
โทร. 042 503 558 เว็บไซต์ : http://en.npu.ac.th/
ECTI
Association
มว
NIMT

การระบุร่องรอยการเกิดโรคต้อหินอย่างอัตโนมัติโดยใช้การวิเคราะห์แบบวงรี

นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง[1], อัณณ์นุพันธ์ รอดทุกข์[2], ศรชัย อุดมธนาพงศ์[3], สุภาวดี ศรีคำดี[1], กฤษณะ ชินสาร[1]

[1]คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา

[2]คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง

[3]คณะวิทยาศาสตร์และศิลปศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา

{61910058, sornchai.ud, srikamdee, krisana}@go.buu.ac.th, annupan@rumail.ru.ac.th

บทคัดย่อ

โรคต้อหินเป็นหนึ่งในสาเหตุสำคัญของการตาบอด ควรตรวจหาและรักษาตั้งแต่ระยะเริ่มต้น เพื่อลดโอกาสการสูญเสียการมองเห็น ลักษณะการเกิดของต้อหินเกิดขึ้นที่บริเวณจานประสาทตา ถ้วยประสาทตา เส้นเลือดและอื่น ๆ ในบทความนี้ได้เสนอวิธีการระบุร่องรอยการเกิดโรคต้อหินบนภาพจอประสาทตาในระยะแรก วิธีการประกอบด้วย 3 ขั้นตอนหลัก ขั้นตอนแรกการแบ่งส่วนเส้นเลือดบนภพถ่ายจอประสาทตาด้วยเทคนิค adaptive top-hat filtering segmentation จากนั้นทำการการแปลงสภาพเส้นเลือดด้วยเทคนิคหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูกของเส้นเลือด ขั้นสุดท้ายทำการตรวจจับและระบุเส้นเลือดโค้งงอโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก ในการทดลองจะมีการเปรียบเทียบประสิทธิภาพกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ โดยถูกวัดโดยใช้ Precision, Recall และ Accuracy ได้ความแม่นยำ 92.12, 94.18 และ 51.21 ตามลำดับ

คำสำคัญ: โรคต้อหิน การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก ภาพถ่ายจอประสาทตา

Abstract

Glaucoma is one of the leading causes of blindness. Early detection and treatment should be performed to have the progression of vision loss. Glaucoma's characteristics occur on the optic disc area, e.g., Vessel's shape, color, optic cup. In this paper, the method of identifying glaucoma of the retinal image was proposed. The method consists of 3 main phases. First, Blood Vessel was segmented on the retinal image. Second, the segmented Vessel was transformed. Third, the Occlusion area was detected using Principal Component Analysis. The algorithm is evaluated using confusion metrics, and the performance reaches 94.18% of accuracy, 51.21% of precision, 92.12% of recall.

Keywords: Blood Vessel, Fundus Image, Optic Disc, Principal Component Analysis, Ellipse

1. บทนำ

โรคต้อหินเป็นโรคทางตาที่ร้ายแรงมากชนิดหนึ่งในจำนวนของโรคทางตา ลักษณะการเกิดของโรคคือมีการทำลายเส้นประสาทในจอประสาทตาไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งขั้วประสาทตามีการเปลี่ยนแปลง เป็นลักษณะรอยหว้าผิดปกติ หรือ มีลักษณะที่กว้างขึ้น ทำให้ลานสายตาผิดปกติ เกิดจุดบอด จนกระทั่งทำให้เกิดการสูญเสียการมองเห็น อย่างไรก็ตามโรคต้อหินเป็นโรคของเส้นประสาทตาที่อยู่ภายใน ไม่สามารถมองเห็นอาการ หรือ ความผิดปกติของลูกตาเหมือนโรคทางตาชนิดอื่น เช่น ต้อลม ต้อเนื้อ และต้อกระจกที่มีอาการและความผิดปกติที่ผิวของลูกตาสามารถมองเห็นอาการได้ด้วยตาเปล่าหรือ ทำการใช้กล้องจุลทรรศน์ในการตรวจหาโรคได้ ในขณะที่โรคต้อหินนั้นมีขั้นตอนหลากหลายกระบวนการ และใช้เครื่องมือพิเศษเข้าร่วมในการตรวจวินิจฉัยโรค ซึ่งกระบวนการดังกล่าวค่อนข้างมีราคาสูงสำหรับใช้ในการประกอบการวินิจฉัยในการตรวจจับโรคต้อหินบนภาพถ่ายจอประสาทตา เพื่อทำการวิเคราะห์ความเสี่ยงที่อาจเกิดโรคต้อหินให้สะดวกและรวดเร็วยิ่งขึ้น

ภาพถ่ายจอประสาทตาสามารถใช้ในการวินิจฉัยโรคของดวงตาได้ ภาวะแทรกซ้อนของต้อหินอาจเกิดจากผู้ป่วยที่เป็นโรคตาและทำให้สูญเสียการมองเห็น เมื่อผู้ป่วยเป็นต้อหินสัณฐานของภาพจอประสาทตาเปลี่ยนไป ถ้วยแก้วนำแสงที่ขยายใหญ่แสดงลักษณะของโรคต้อหินและหลอดเลือดมีการอุดตัน

ปัจจุบันมีบทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ในงานประชุมวิชาการต่าง ๆ เช่น T.Intaramanee et al.[1] นำเสนอการระบุเส้นเลือดใช้อัลกอริทึม Tyler Coye และปรับปรุงผลลัพธ์โดยใช้สัณฐานวิทยาและการสกัดคุณลักษณะ B.Sheng et al.[2] นำเสนอการตรวจจับคอนทราสต์ต่ำและภาชนะที่แคบโดยใช้ superpixel เป็นหน่วยพื้นฐานของการแบ่งส่วนของเส้นเลือด J.Dash et al.[3] นำเสนอการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA) และปรับปรุงภาพจอประสาทตาโดยใช้ Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) ในบทความนี้เสนอวิธีการตรวจจับการ

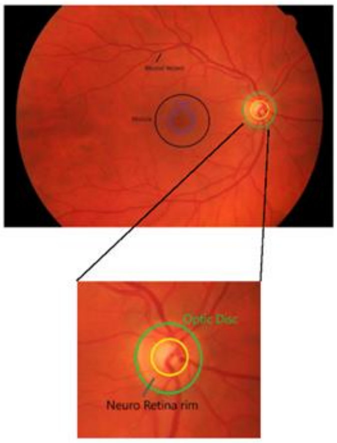
อุดตันของเรือไปยังระบุโรคต้อหิน G. D. Joshi.[4] นำเสนอวิธีการตรวจจับด้วยประสาทตาโดยใช้ r-bends ตรวจจับการโค้งงอของเส้นเลือดที่ขอบถ้วยเป็นหลักฐานของโรคต้อหิน

ในบทความนี้เสนอวิธีการระบุร่องรอยการเกิดโรคต้อหินอย่างอัตโนมัติโดยใช้การวิเคราะห์แบบวงรีบนภาพถ่ายจอประสาทตา

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา

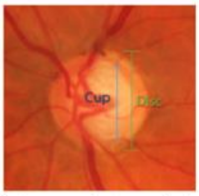
ภาพถ่ายจอประสาทตาเป็นภาพถ่ายที่ประกอบด้วยเส้นประสาทที่มีความละเอียดสูงเป็นการถ่ายรูปด้านหลังตาคือก้นตา หรือจอประสาทตา ซึ่งสามารถแบ่งองค์ประกอบพื้นฐานของภาพถ่ายจอประสาทตาได้ ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 กายวิภาคของภาพถ่ายจอประสาทตา

2.2 พยาธิวิทยาโรคต้อหิน

โรคต้อหินเป็นโรคที่พบได้บ่อยในผู้สูงอายุและถือว่าเป็นโรคตาที่ร้ายแรงมากชนิดหนึ่งที่เป็นสาเหตุทำให้ตาบอดได้ ต้อหินคือโรคที่มีการทำลายเซลล์ประสาทในจอตา/จอประสาทตา (Retina) ไปเรื่อย ๆ ทำให้สูญเสียการมองเห็น และทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของจานประสาทตา (ขั้วประสาทตา) ไป เป็นลักษณะที่เรียกว่า Glaucomatous Cupping Disc (รอยผิดปกติที่กว้างขึ้น ซึ่งเกิดที่จานประสาทตาหรือที่เรียกว่าขั้วประสาทตา) จนเป็นผลทำให้ลานสายตาผิดปกติ

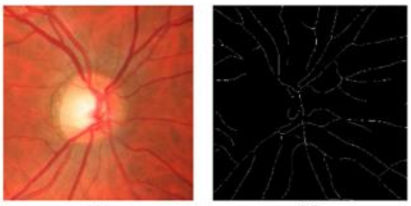


รูปที่ 2 อัตราส่วนของจานประสาทตาและถ้วยประสาทตา

ขั้วประสาทตา (Optic Cup/ Optic Disc) ของผู้ป่วยโรคต้อหินจะถูกทำลายอย่างต่อเนื่องจนมีปริมาณเซลล์ลดลง ทำให้ขนาดของ Optic Cup มีขนาดใหญ่ขึ้น ขนาดของ Optic Cup ที่มีขนาดใหญ่ขึ้นเปรียบเทียบกับขนาดของ Optic Disc คือ C/D ratio > 0.5 ซึ่งเป็นสัญญาณอย่างหนึ่งของโรคต้อหิน

2.3 การหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูก

การหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูกเป็นกระบวนการที่ใช้ในการค้นหาโครงกระดูกของวัตถุโดยการคำนวณแกนของภาพจากขอบทั้งหมด โดยการนำเสนอโครงกระดูกของวัตถุด้วยกราฟเชิงเส้นลดขอบเขตของวัตถุในภาพโดยไม่สูญเสียโครงสร้างที่สำคัญของวัตถุ นอกจากนี้ยังลดขนาดของข้อมูลเพื่อลดองค์ประกอบของภาพให้เหลือเพียงสิ่งที่จำเป็นสำหรับการวิเคราะห์ภาพที่ดีขึ้นและทำให้การประมวลผลง่ายขึ้น ใช้การทำให้ผอมบางเพื่อระบุโครงสร้างหลักของหลอดเลือด



(A) (B)

รูปที่ 3 การหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูก (A) ภาพต้นฉบับ, (B) ผลลัพธ์การหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูก

2.4 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักเป็นขั้นตอนทางคณิตศาสตร์ที่แปลงชุดของข้อมูลที่อาจมีความสัมพันธ์กันเป็นชุดค่าตัวแปรเชิงเส้นที่ไม่มีความสัมพันธ์กันเรียกว่าองค์ประกอบหลัก โดยมีการกำหนดองค์ประกอบหลักแรกมีค่าความแปรปรวนมากที่สุด ซึ่งจะอธิบายข้อมูลได้มากที่สุด และตัวถัดๆ ไปก็จะมีความแปรปรวนลดลงตามลำดับสามารถคำนวนได้ดังสมการดังนี้

1. PC1 เวกเตอร์เจาะจงที่สอดคล้องกับค่าเจาะจงที่มีขนาดใหญ่ที่สุดถูกพิจารณาเป็นส่วนประกอบหลักส่วนแรก

$$Z^1 = \phi^{11}+X^1 + \phi^{21}X^2 + \cdots + \phi^{p1}X^p \quad (1)$$

2. PC2 เวกเตอร์เจาะจงที่สอดคล้องกับค่าเจาะจงที่มีขนาดใหญ่รองลงมา

$$Z^2 = \phi^{12}+X^1 + \phi^{22}X^2 + \cdots + \phi^{p2}X^p \quad (2)$$

โดย Z^p คือ PC1, PC2

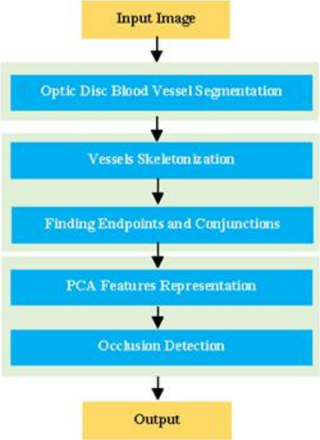
ϕ^{pp} คือ เวกเตอร์ขององค์ประกอบหลักแรก

$X^1 \ldots X^p$ คือ คุณสมบัติของผลรวมเชิงเส้น

3. ขั้นตอนวิธีดำเนินการวิจัย

ในบทความนี้ถูกแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนคือ ขั้นตอนแรกการแบ่งส่วนเส้นเลือดบนภาพถ่ายจอประสาทตา ด้วยเทคนิค adaptive top-hat

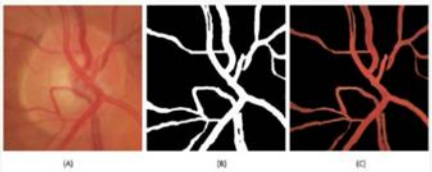
filtering segmentation ขั้นตอนที่สองการการแปลงสภาพเส้นเลือดด้วยเทคนิคหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูกของเส้นเลือด ขั้นตอนสุดท้ายทำการตรวจจับและระบุเส้นเลือดโค้งงอโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก



รูปที่ 4 ขั้นตอนวิธีดำเนินการวิจัย

3.1 การแบ่งส่วนเส้นเลือดบริเวณจานประสาทตา

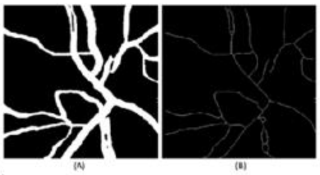
เส้นเลือดบนภาพถ่ายจอประสาทตาในบริเวณพื้นที่ที่สนใจ มีความแตกต่างกันของระดับสีในภาพน้อยกล่าวคือ ระดับสีของจานประสาทตาและระดับสีของถ้วยประสาทตามีความใกล้เคียงกันหรือ มีความแตกต่างกันของระดับสีน้อยทำให้รายละเอียดและความคมชัดของเส้นเลือดไม่เด่นชัด จึงต้องมีขั้นตอนในการแบ่งส่วนเส้นเลือด เพื่อให้ได้เส้นเลือดที่สมบูรณ์ โดยใช้เทคนิค adaptive top-hat filtering segmentation.[5]



รูปที่ 5 Original Optic Disc Image (A), Binary result from segmentation (B), Segmented Vessel image (C).

3.2 การหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูกของเส้นเลือด

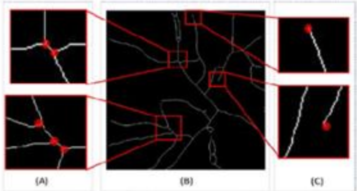
ขั้นตอนนี้จะทำการหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธี โครงกระดูกในการกำหนดลักษณะของหลอดเลือด และเป็นการกำหนดทิศทางในการทำ Vector Transform เพื่อที่จะนำเวกเตอร์ไปผ่านต้นแบบคณิตศาสตร์สำหรับใช้ในการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก



รูปที่ 6 Binary segmented vessel image (A), Skeleton structure result (B)

3.3 Finding Endpoint and Conjunctions

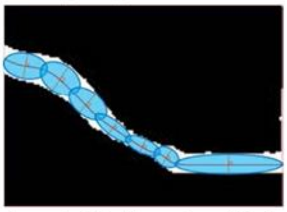
ผลลัพธ์จากขั้นตอนการสร้างโครงกระดูกถูกนำมาใช้เพื่อค้นหาจุดสิ้นสุดและ Conjunctions ดังแสดงในรูปที่ 7



รูปที่ 7 Conjunction detection (A), Skeleton image (B), Endpoint detection result (C)

3.4 PCA Ellipse Features Representation

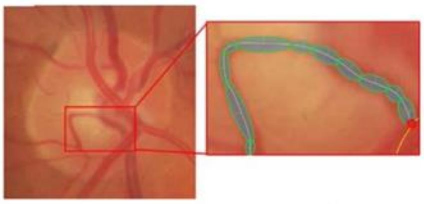
ในขั้นตอนนี้วิธีการที่เสนอได้ใช้การวิเคราะห์วงรีเพื่อแยกความแตกต่างของความหนาแน่นที่แตกต่างกันในโครงสร้างของเส้นเลือด โดยใช้วิธีการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักด้วยองค์ประกอบที่หนึ่งและสองคำนวณโดยใช้สมการ (1) และ (2)



รูปที่ 8 Principal component and Minor Component representation using ellipse shape

3.5 การตรวจจับการคดงอของเส้นเลือด

ในขั้นตอนนี้จะใช้วงรีที่ได้จากการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) เพื่ออธิบายพฤติกรรมของหลอดเลือดที่มีสภาวะคดงอและสภาวะปกติจากคุณสมบัติของวงรี โดยการระบุสภาวะคดงอของหลอดเลือดนั้นจะถูกอธิบายด้วยจำนวนของวงรีและองศาของแกนหลักร่วมกัน กล่าวคือ เมื่อเส้นเลือดมีสภาวะคดงอแกนหลักทำการเปลี่ยนทิศทางทำให้เกิดวงรีวงใหม่จำนวนของวงรีเพิ่มขึ้น ในทางกลับกันเส้นเลือดที่มีภาวะปกตินั้นวงรีจะมีลักษณะเรียวยาวเนื่องจากแกนหลักมีทิศทางการวางตัวที่คงที่และมีจำนวนวงรีน้อยเมื่อเทียบกับความยาวของเส้นเลือด

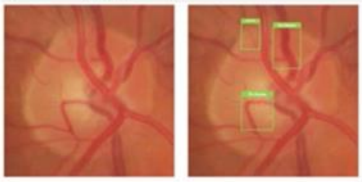


(A) (B)

รูปที่ 9 (A) Original Optic Disc, (B) Applying PCA to retinalVessel

4. ผลการทดลอง

บทความนี้ใช้ภาพถ่ายจอประสาทตาจากฐานข้อมูลสาธารณะจำนวน 80 รูป ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองแสดงในรูปที่ 10 ทำการระบุการคดงอของเส้นเลือดภายในจอประสาทตาซึ่งเป็นร่องรอยการเกิดโรคต้อหิน ความแม่นยำของวิธีการที่เสนอถูกวัดโดยใช้คือ Precision, Recall และ Accuracy ดังสมการ (3), (4) และ (5) ตามลำดับ



(A) (B)

รูปที่ 10 The input image (A), The detection output (B)

$$Recall = \left(\frac{TP}{TP-FN}\right) \quad (3)$$

$$Accuracy = \left(\frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}\right) \quad (4)$$

$$Precision = \left(\frac{TP}{TP+FP}\right) \quad (5)$$

ตารางที่ 1 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพผลกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ

Measures	Proposed Method	ISOMAP [7]	Mahalanobis [8]
Precision	51.21	69.44	32.15
Recall	92.12	91.34	71.45
Accuracy	94.18	92.78	73.22

ตารางที่ 1 แสดงผลเปรียบเทียบประสิทธิภาพกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ โดยถูกวัดโดยใช้ Accuracy, Precision และ Recall ได้ความแม่นยำ 92.12, 94.18 และ 51.21 ตามลำดับ

5. สรุปผล

การตรวจจับรอยโรคต้อหินระยะแรกเป็นสิ่งที่ท้าทายในด้านการวิจัยการประมวลผลภาพทางการแพทย์เนื่องจากรอยโรคต้อหินในระยะแรกนั้นมีพยาธิวิทยาปรากฏน้อยและไม่เด่นชัด ในบทความนี้ได้นำเสนอการระบุร่องรอยการเกิดโรคต้อหินระยะเริ่มต้นโดยใช้เทคนิคการประมาลผลภาพ 5 ขั้นตอน เริ่มต้นด้วยการแบ่งส่วนเส้นเลือดบริเวณจานประสาทตาด้วยเทคนิค adaptive top-hat filtering segmentation ขั้นตอนที่สองการหาโครงร่างวัตถุด้วยวิธีโครงกระดูกของเส้นเลือด ขั้นตอนที่สาม Finding Endpoint and Conjunctions ขั้นตอนที่สี่ PCA Ellipse Features Representation ขั้นตอนที่ห้าการตรวจจับการคดงอของเส้นเลือด

กิตติกรรมประกาศ

บทความนี้ ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากคณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา ปีงบประมาณ 2564

เอกสารอ้างอิง

[1] PT. 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, doi: 10.1109/ICAICTA.2016.7803126.

[2] B. Sheng et al., "Retinal Vessel Segmentation Using Minimum Spanning Superpixel Tree Detector," in IEEE Transactions on Cybernetics, vol. 49, no. 7, pp. 2707-2719, July 2019, doi: 10.1109/TCYB.2018.2833963.

[3] J. Dash and N. Bhoi, "Retinal blood vessel segmentation using Otsu thresholding with principal component analysis," 2018 2nd International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC), Coimbatore, 2018, pp. 933-937, doi: 10.1109/ICISC.2018.8398938.

[4] G. D. Joshi, J. Sivaswamy, K. Karan, P. R. and S. R. Krishnadas, "Vessel BendBased Cup Segmentation in Retinal Images," 2010 20th International Conference on Pattern Recognition, Istanbul, 2010, pp. 2536-2539, doi: 10.1109/ICPR.2010.621.

[5] N. Kanyunthong, A. Jirayusakul, A. Rodtook, B. Jantarakongkul and K. Chinnasarn, "Segmentation of Retinal Blood Vessels based on Adaptive Interval Top-Hat Filtering in Heterogeneous Environment Optic Disc Image," 2020 - 5th International Conference on Information Technology (InCIT), Chonburi, Thailand, 2020, pp. 162-166, doi: 10.1109/InCIT50588.2020.9310782.

[6] B. Turgut. "Pearls for Correct Assessment of Optic Disc at Glaucoma Diagnosis"

[7] Bartholomew, D. J. (2010). Principal Components Analysis. International Encyclopedia of Education, 374–377. Doi:10.1016/b978-0-08-044894-7.01358-0 url to share this paper:sci-hub.tw/10.1016/b978-0-08-044894-7.01358-

[8] Balasubramanian, M. (2002). The Isomap Algorithm and Topological Stability.Science, 295(5552), 7a–7.

จริยธรรม

มหาวิทยาลัยบูรพา
BURAPHA UNIVERSITY

ที่ ๐๒๖/๒๕๖๓

เอกสารรับรองผลการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยบูรพา

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยบูรพา ได้พิจารณาโครงการวิจัย

รหัสโครงการวิจัย : G-HS 048/2563
โครงการวิจัยเรื่อง : การตรวจจับโรคต้อหินบนภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีความซับซ้อนสูง
หัวหน้าโครงการวิจัย : นางสาวนิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง
หน่วยงานที่สังกัด : นิสิตระดับบัณฑิตศึกษา คณะวิทยาการสารสนเทศ

คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยบูรพา ได้พิจารณาแล้วเห็นว่า โครงการวิจัยดังกล่าวเป็นไปตามหลักการของจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โดยที่ผู้วิจัยเคารพสิทธิและศักดิ์ศรีในความเป็นมนุษย์ ไม่มีการล่วงละเมิดสิทธิ สวัสดิภาพ และไม่ก่อให้เกิดภยันตรายแก่ตัวอย่างการวิจัยและผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย

จึงเห็นสมควรให้ดำเนินการวิจัยในขอบข่ายของโครงการวิจัยที่เสนอได้ (ดูตามเอกสารตรวจสอบ)

๑. แบบเสนอเพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ฉบับที่ ๑ วันที่ ๑๐ เดือน มิถุนายน พ.ศ. ๒๕๖๓
๒. เอกสารโครงการวิจัยฉบับภาษาไทย ฉบับที่ ๑ วันที่ ๑๐ เดือน มิถุนายน พ.ศ. ๒๕๖๓
๓. เอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ฉบับที่ - วันที่ - เดือน - พ.ศ. -
๔. เอกสารแสดงความยินยอมของผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ฉบับที่ - วันที่ - เดือน - พ.ศ. -
๕. เอกสารแสดงรายละเอียดเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยซึ่งผ่านการพิจารณาจากผู้ทรงคุณวุฒิแล้ว หรือชุดที่ใช้เก็บข้อมูลจริงจากผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ฉบับที่ - วันที่ - เดือน - พ.ศ. -
๖. เอกสารอื่น ๆ (ถ้ามี) ฉบับที่ - วันที่ - เดือน - พ.ศ. -

วันที่รับรอง : วันที่ ๑๘ เดือน มิถุนายน พ.ศ. ๒๕๖๓
วันที่หมดอายุ : วันที่ ๑๗ เดือน มิถุนายน พ.ศ. ๒๕๖๔

ลงนาม

(รองศาสตราจารย์ ดร.วิทวัส แจ้งเอี่ยม)
ประธานคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยบูรพา
ชุดที่ ๑ (กลุ่มคลินิก/ วิทยาศาสตร์สุขภาพ/ วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี)

บรรณานุกรม

Almazroa, A., et al. (2015). "Optic Disc and Optic Cup Segmentation Methodologies for Glaucoma Image Detection: A Survey." J Ophthalmol 2015: 180972.

Elbalaoui, A., et al. (2014). Segmentation and detection of diabetic retinopathy exudates. 2014 International Conference on Multimedia Computing and Systems (ICMCS), IEEE.

Joshi, G. D., et al. (2010). Vessel Bend-Based Cup Segmentation in Retinal Images. 2010 20th International Conference on Pattern Recognition: 2536-2539.

Karssemeijer, N., et al. (2009). Automated detection of kinks from blood vessels for optic cup segmentation in retinal images. Medical Imaging 2009: Computer-Aided Diagnosis.

Patel, S. C. and M. I. Patel (2018). Analysis of CDR of fundus images for glaucoma detection. 2018 2nd International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI), IEEE.

Sengar, N., et al. (2017). Automated detection of suspected glaucoma in digital fundus images. 2017 40th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), IEEE.

Sumithra, S., et al. (2018). Automatic Optic Disc Localization and Optic Cup Segmentation from Monocular Color Retinal Images for Glaucoma Assessment. 2018 International Conference on Intelligent Computing and Communication for Smart World (I2C2SW), IEEE.

Yang, X., et al. (2011). Detect of optic disc center based on Gaussian vessel detector and tangent information transform. 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), IEEE.

มหาวิทยาลัยบูรพา
BURAPHA UNIVERSITY

ประวัติย่อของผู้วิจัย

ชื่อ-สกุล	นิลรัตน์ ก้านหยั่นทอง
วัน เดือน ปี เกิด	16 เมษายน 2538
สถานที่เกิด	ชลบุรี
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	138 หมู่1 ตำบลสุรศักดิ์ อำเภอศรีราชา จังหวัดชลบุรี 20110
ตำแหน่งและประวัติการทำงาน	-
ประวัติการศึกษา	มัธยมต้น - ปลาย โรงเรียนศรีราชา ปริญญาตรี สาขาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา
รางวัลหรือทุนการศึกษา	-

มหาวิทยาลัยบูรพา
BURAPHA UNIVERSITY