

การวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์
โดยการแบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตา



นางสาวนฤมล นวลฉวี

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2556

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR) are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

MEASURING VERTICAL CUP TO DISC RATIO
BY RETINAL FUNDUS IMAGE SEGMENTATION

Miss Narumol Nuanchawee



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Computer Science

Department of Computer Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2013

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ โดยการ
แบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตา

โดย

นางสาวนฤมล นวลฉวี

สาขาวิชา

วิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

รองศาสตราจารย์นงลักษณ์ โควาวีสารัช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(ศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.วิวัฒน์ วัฒนาวุฒิ)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(รองศาสตราจารย์นงลักษณ์ โควาวีสารัช)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ภฤศ หาญอุตสาหะ)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต ทิพากร)

นฤมล นวลฉวี : การวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ โดยการแบ่งส่วน
ภาพถ่ายจอประสาทตา. (MEASURING VERTICAL CUP TO DISC RATIO BY
RETINAL FUNDUS IMAGE SEGMENTATION) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ.นง
ลักษณ์ โควาวิสารัช, 90 หน้า.

งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการประมวลผลภาพดิจิทัลสำหรับการแบ่งส่วนภาพถ่ายจอ
ประสาทตาเพื่อวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (Vcdr) มีวัตถุประสงค์เพื่อช่วยจักษุ
แพทย์วัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์สำหรับการวินิจฉัยโรคต้อหิน (Glaucoma)
วิธีการวัดอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์แบบอัตโนมัติในงานวิจัยนี้เริ่มจากการปรับภาพให้
มีฮิสโทแกรมลักษณะเดียวกันตามที่กำหนดแล้วจึงประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัลต่าง ๆ
เพื่อแบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตาเพื่อวัดอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์

การทดสอบกับภาพถ่ายจอประสาทตาทดสอบจำนวน 120 ภาพที่มีลักษณะต่าง ๆ
ประเมินผลเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยที่อ่านโดยจักษุแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ 3 ท่าน วิธีการวัดอัตราส่วน
แนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ แบบอัตโนมัติที่นำเสนอสามารถวัดอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและ
ดิสก์ได้ถูกต้องคิดเป็นร้อยละ 91.96

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาควิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ปีการศึกษา 2556



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

5470954021 : MAJOR COMPUTER SCIENCE

KEYWORDS: RETINAL FUNDUS IMAGES / GLAUCOMA / VERTICAL CUP TO DISC RATIO

NARUMOL NUANCHAWEE: MEASURING VERTICAL CUP TO DISC RATIO BY RETINAL FUNDUS IMAGE SEGMENTATION. ADVISOR: ASSOC. PROF. NONGLUK COVAVISARUCH, 90 pp.

This research presents a digital image processing method to segment and measure vertical cup to disc ratio (Vcdr) from a Retinal Fundus Image. It is aimed to assist Ophthalmologists that use Vcdr as a factor in glaucoma disease diagnostic. The proposed algorithm starts with adjusting the input image to a specified histogram using histogram specification. Many digital image processing methods are applied afterwards in order to segment and measure the vertical cup and disc ratio.

The proposed tool was tested with 120 Retinal Fundus Images of various types of cups and discs. Compared with the average Vcdr values from 3 expert Ophthalmologists, the results show that the tool is 91.96% accuracy.



Department: Computer Engineering Student's Signature

Field of Study: Computer Science Advisor's Signature

Academic Year: 2013



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงเป็นอย่างดีเพราะความช่วยเหลือและสนับสนุนจากอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.นงลักษณ์ โควาวิสารัช ซึ่งได้สละเวลาให้คำแนะนำปรึกษา เสนอแนะแนวทางการวิจัย และได้ให้ความช่วยเหลือดูแลในด้านต่าง ๆ เป็นอย่างดี ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์เป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.วิวัฒน์ วัฒนาวุฒิ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.บัณฑิต ทิพากร และ รศ.นายแพทย์ ภฤศ หาญอุตสาหะที่ให้ความกรุณาเสนอคำแนะนำ ข้อคิดเห็น และแนะแนวทางในการพัฒนางานวิจัยนี้ ตลอดจนถึงตรวจสอบ และแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณผู้ที่มีส่วนช่วยเหลือและให้กำลังใจทุกท่านที่ทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	จ
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ช
กิตติกรรมประกาศ.....	ซ
สารบัญ.....	ฅ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูปภาพ.....	ค
บทที่ 1	1
บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
1.3 วัตถุประสงค์.....	5
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	5
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	6
1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ	6
1.7 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์	6
บทที่ 2	7
หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	7
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับโรคต้อหิน	7
2.1.1 ดวงตา (Eyeball).....	7
2.1.2 โรคต้อหิน (Glaucoma).....	9
2.2 การประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital Image Processing).....	12
2.2.1 การหาค่าขีดแบ่ง (Thresholding).....	13
2.2.2 การหาค่าขีดแบ่งด้วยวิธี Otsu (Otsu thresholding method).....	13
2.2.3 ระบบสี (Color model)	15
2.2.4 การประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน (Morphological Image Processing).....	17
2.2.5 การปรับความเข้มแสงของชุดภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน.....	19
2.2.6 การปิดป้ายส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกัน (Connected Component Labeling).....	20

บทที่ 3	22
การวัดอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) แบบอัตโนมัติ	22
3.1 ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ	24
3.2 การเก็บภาพ	24
3.3 การประมวลผลภาพเบื้องต้น	29
3.3.1 ขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น	29
3.3.2 การปรับรูปภาพให้เป็นลักษณะเดียวกัน	29
3.3.3 การปรับตั้งค่าระดับความเปรียบต่าง	30
3.3.4 การกำหนดบริเวณที่สนใจ	31
3.3.5 การหาค่าเฉลี่ยค่าความเข้มแสงจากบริเวณที่สนใจ (ROI).....	34
3.3.6 การแบ่งส่วนบริเวณดิสก์	35
3.3.7 การแบ่งส่วนบริเวณคัพ	37
บทที่ 4	40
การทดลองและผลการทดลอง	40
การทดลองและผลการทดลองวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}).....	40
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	43
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	43
5.2 ข้อเสนอแนะ	43
รายการอ้างอิง	44
ภาคผนวก.....	46
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	73

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1. 1 หลักเกณฑ์การวินิจฉัยโรคต่อหิน [5].....	3
ตารางที่ 2. 1 หลักเกณฑ์วินิจฉัยโรคต่อหิน [5].....	11
ตารางที่ 2. 2 ค่า Hue อยู่ในรูปขององศา.....	16
ตารางที่ ก. 1 ผลการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของจักษุแพทย์ คนที่ 1	47
ตารางที่ ก. 2 ผลการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของจักษุแพทย์ คนที่ 2	53
ตารางที่ ก. 3 ผลการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของจักษุแพทย์ คนที่ 3	59
ตารางที่ ก. 4 ตารางเปรียบเทียบผลการทดลองวัดค่า V_{CDR} ระหว่างค่าเฉลี่ยและโปรแกรม	65

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 1. 1 ลูกตาปกติและลูกตาที่เป็นโรคต้อหิน [2].....	1
รูปที่ 1. 2 ภาพถ่ายจอประสาทตา [4]	2
รูปที่ 2. 1 ส่วนประกอบหลักของดวงตา [10]	7
รูปที่ 2. 2 แสดงการถูกทำลายของเส้นประสาทตา [2]	9
รูปที่ 2. 3 แสดงภาพถ่ายจอประสาทตา [4]	10
รูปที่ 2. 4 การอ่านค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์(V_{CDR}) [12].....	11
รูปที่ 2. 5 กระบวนการประมวลผลภาพดิจิทัล [13] [14]	12
รูปที่ 2. 6 ฮิสโทแกรมที่มีลักษณะเป็นทิวฐานนิยม	13
รูปที่ 2. 7 โครงสร้างสีอาร์จีบี [18]	15
รูปที่ 2. 8 ระบบสี HSV [20].....	17
รูปที่ 2. 9 ภาพตัวอย่างการขยายขนาดภาพ	18
รูปที่ 2. 10 ภาพตัวอย่างการกร่อนภาพ	19
รูปที่ 2. 11 ภาพลักษณะฐานสองและส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกัน 5 ส่วนของค่า 1	21
รูปที่ 3. 1 แสดงภาพถ่ายจอประสาทตา	22
รูปที่ 3. 2 การอ่านค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}).....	23
รูปที่ 3. 3 ขั้นตอนวิธีในการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})	24
รูปที่ 3. 4 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก	25
รูปที่ 3. 5 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่.....	26
รูปที่ 3. 6 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่.....	27
รูปที่ 3. 7 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะมัว.....	28
รูปที่ 3. 8 ขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น.....	29
รูปที่ 3. 9 ภาพก่อนและหลังทำการปรับรูปภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน	30
รูปที่ 3. 10 ภาพก่อนและหลังทำการปรับค่าเปรียบเทียบ	31
รูปที่ 3. 11 วิธีการหาค่า Horizontal Value line profile จากค่ากึ่งกลางตามแนวนอน.....	32
รูปที่ 3. 12 กราฟค่า Horizontal Value line profile จากค่ากึ่งกลางตามแนวนอน.....	32
รูปที่ 3. 13 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าขีดแบ่ง	33
รูปที่ 3. 14 บริเวณที่สนใจ (ROI).....	33
รูปที่ 3. 15 แสดงค่า B (Blue) ในระบบสี RGB	34

รูปที่ 3. 16 Vertical Value line profile จากตำแหน่งกึ่งกลางตามแนวตั้ง (Column) บนภาพ ROI 35

รูปที่ 3. 17 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าขีดแบ่ง 35

รูปที่ 3. 18 การปรับภาพให้เรียบโดยใช้มอร์โฟโลยี..... 36

รูปที่ 3. 19 การวัดค่าส่วนสูงบริเวณของ Disc 36

รูปที่ 3. 20 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าขีดแบ่ง 37

รูปที่ 3. 21 การปรับภาพให้เรียบโดยใช้มอร์โฟโลยี..... 38

รูปที่ 3. 22 การวัดค่าส่วนสูงบริเวณของคัพ 38

รูปที่ 4. 1 แสดงการปรับค่าภาพให้มีลักษณะเดียวกันกับภาพมาตรฐาน 42

รูปที่ 4. 2 แสดงขั้นตอนมอร์โฟโลยี ในภาพที่มีลักษณะเส้นเลือดพาดผ่านแนวตั้ง 42



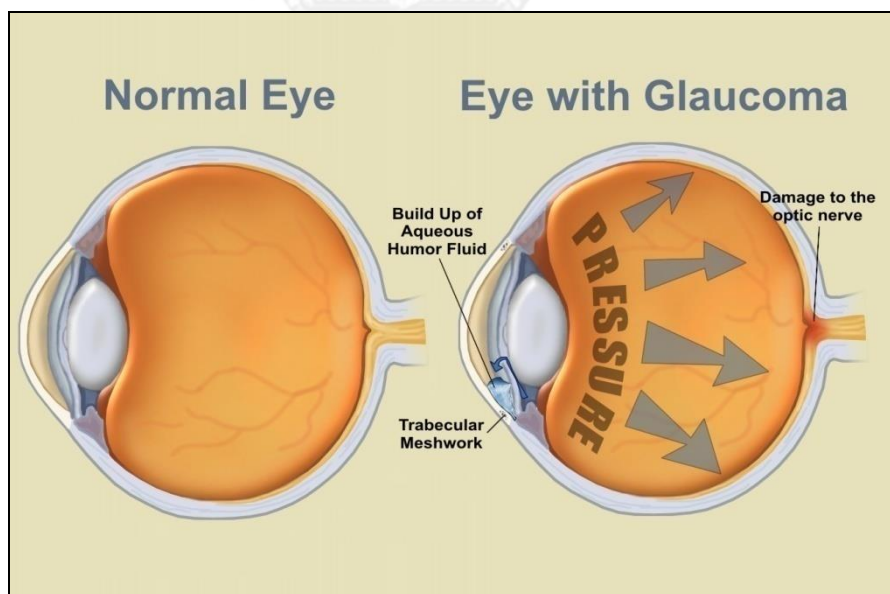
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การประมวลผลภาพดิจิทัลในปัจจุบัน (Image Processing) ได้มีส่วนสำคัญ ที่เป็นเครื่องมือในการวินิจฉัยโรค ในการวินิจฉัยโรคต้อหิน (Glaucoma) จากภาพถ่ายจอประสาทตา (Retinal fundus image) เป็นขั้นตอนการวินิจฉัยที่ใช้ภาพถ่าย มาช่วยจักษุแพทย์ พิจารณาวินิจฉัยโรคต้อหิน

โรคต้อหินเกิดจากระบบหมุนเวียนของของเหลวภายในลูกตามีความผิดปกติ ทำให้มีการเพิ่มขึ้นของของเหลว ส่งผลให้ความดันภายในลูกตาส่งขึ้น ทำให้เส้นประสาทตา (Optic nerve) ซึ่งเป็นเส้นประสาทที่มีความสำคัญต่อการมองเห็นถูกทำลายจากความดันภายในลูกตาที่เพิ่มขึ้นดังรูปที่ 1.1 โรคต้อหิน เป็นสาเหตุอันดับ 1 [1] ที่ทำให้ตาบอดถาวรและมีผู้ป่วยเพิ่มขึ้นทุกปี ในประเทศไทย ผู้ป่วยจะค่อยๆ สูญเสียการมองเห็น และเป็นสาเหตุสำคัญของตาบอดในกลุ่มผู้ที่มีอายุ 40 ปีขึ้นไป แต่อาจพบได้ในคนที่อายุต่ำกว่านี้หรือเป็นตั้งแต่เกิด มักเกิดพร้อมกันทั้งสองข้างและไม่แสดงอาการใดๆ และพบว่าผู้ป่วย 9 ใน 10 ราย ไม่ทราบว่าตนเองเป็นโรคต้อหิน



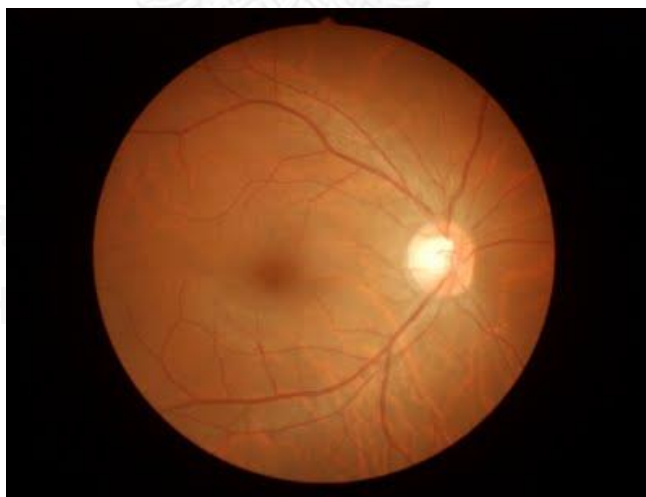
รูปที่ 1.1 ลูกตาดปกติและลูกตาที่เป็นโรคต้อหิน [2]

ขั้นตอน โดยทั่วไปในการวินิจฉัยโรคต้อหิน [3] คือ

- 1.1.1 การซักประวัติทางร่างกายและประวัติทางครอบครัว
- 1.1.2 การวัดสายตา เพื่อวัดการมองเห็นว่าอยู่ในเกณฑ์ปกติหรือไม่
- 1.1.3 วัดความดันภายในลูกตา เพราะความดันภายในลูกตาเป็นปัจจัยในการเกิดโรคต้อหิน
- 1.1.4 ตรวจดูขี้ประสาทตาและจอตา เป็นการตรวจรูปร่างลักษณะของขี้ประสาทตาจากภาพถ่ายจอประสาทตา ดังรูปที่ 1.2 เพื่อวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (Vertical to disc ratio V_{CDR})
- 1.1.5 การตรวจพิเศษโดยเฉพาะสำหรับโรคต้อหิน ด้วยเครื่องตรวจลานสายตาอัตโนมัติ เพื่อประเมินการสูญเสียการมองเห็น
- 1.1.6 การตรวจขี้ประสาทตาด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งเครื่องนี้สามารถถ่ายภาพและวิเคราะห์ขี้ประสาทตาและลานสายตาได้ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ โดยเครื่องมือนี้จักษุแพทย์สามารถจะวัดความกว้าง ยาวและลึก ของขี้ประสาทตา (เครื่องมือราคาแพง)

จากขั้นตอนการวินิจฉัยข้างต้น ขั้นตอนที่ 1 ถึง 4 เป็นการตรวจวินิจฉัยเบื้องต้น ซึ่งในขั้นตอนที่ 4 นั้น เป็นการตรวจวิเคราะห์ ลักษณะขี้ประสาทตาจากภาพถ่ายจอประสาทตา [4] ซึ่งได้จากกล้องถ่ายภาพจอประสาทตาเบื้องต้น เพื่อวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

ขั้นตอนที่ 5 ถึง 6 เป็นการใช้เครื่องมือพิเศษซึ่งเป็นเครื่องมือแพทย์ที่มีราคาสูง ส่วนใหญ่แล้วจะมีในโรงพยาบาลขนาดใหญ่



รูปที่ 1. 2 ภาพถ่ายจอประสาทตา [4]

การวินิจฉัยโรคต้อหินจำเป็นต้องอาศัยจักษุแพทย์ที่มีประสบการณ์และมีความเชี่ยวชาญเฉพาะด้านโรคต้อหิน พิจารณาค่าความดันลูกตา ร่วมกับค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) โดยมีหลักเกณฑ์วินิจฉัยดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1. 1 หลักเกณฑ์การวินิจฉัยโรคต้อหิน [5]

ตรวจร่างกาย	High Risk	Moderate Risk	Low Risk
ความดันลูกตา (mm Hg)	> 25.75	23.75 – 25.75	< 23.75
อัตราส่วนแนวตั้งระหว่าง คัพและ Disc (Vertical to disc ratio V_{CDR})	> 0.5	0.3 – 0.5	< 0.3

ในปัจจุบันการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จักษุแพทย์ใช้การประมาณด้วยตาเปล่า จากภาพถ่ายจอประสาทตา เพื่อการวินิจฉัยโรคต้อหิน งานวิจัยนี้จึงได้เสนอวิธีการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) แบบอัตโนมัติ

1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวกับการการแบ่งส่วนภาพถ่าย มีดังนี้

1.2.1 Automated segmentation of optic disc region on retinal fundus photographs: Comparison of contour modeling and pixel classification methods (ค.ศ.2011) ของ Chisako Muramatsu [6] ได้นำเสนอขั้นตอน ในการหาพื้นที่ของดิสก์ โดยใช้วิธีการหา Regions Of Interest (ROIs) บน red channel of RGB color images ทำการแบ่งบริเวณของดิสก์ โดยกำหนด ROI เท่ากับ 600×600 pixels นับจากจุดศูนย์กลางภาพ จากนั้นแล้วทำการลบเส้นเลือด ซึ่งเป็นบริเวณที่รบกวนในภาพ โดยวิธี Black Top-Hat transformation บน green channel images แล้วทำ Otsu thresholding technique เพื่อทำการแทนที่ค่าสีของเส้นเลือดนั้นด้วยค่าเฉลี่ยของค่าสีบริเวณรอบๆ เส้นเลือด

หลังจากได้ ROI นักวิจัยได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบการแบ่งพื้นที่ดิสก์ โดยใช้รูปแบบการหาขอบ Contour modeling 3 แบบ ได้แก่ Active Contour Model (ACM), Fuzzy C-Mean (FCM), Artificial Neural Network (ANN)

ผลการศึกษาเปรียบเทียบ 3 แบบ วิธี ACM และ ANN สามารถหาค่าขีดแบ่งพื้นที่ดิสก์ มีความถูกต้องใกล้เคียงกับการอ่านผลโดยจักษุแพทย์ มากกว่าวิธี FCM แต่ขั้นตอนในการหา ROI ก่อนนำมาทำการทดลองนั้นเป็นการเลือกระบุค่าเพื่อกำหนดตำแหน่ง ROI จึงทำให้มีการหาตำแหน่ง ROI ผิดพลาดได้ จากผลการศึกษา ผู้วิจัยมีแนวความคิดที่จะทำการปรับปรุงวิธีการและพัฒนาไปสู่วิธีการแบ่งส่วนของคัพ เพื่อวิเคราะห์ค่า Vertical Cup to Disc ratio (V_{CDR})

1.2.2 Early Detection of Glaucoma in Retinal Images Using Cup to Disc Ratio (ค.ศ.2010) ของ S.Kavitha และคณะ [7] ได้เสนอแนวทางในการแบ่งส่วนของดิสก์ ออกเป็น 3 แนวทางคือ

1.2.2.1 Manual Threshold Analysis คือ กำหนดค่าเพื่อแบ่งส่วนดิสก์ ออกจากพื้นหลัง

1.2.2.2 Color Component Analysis for Disc จากภาพ RGB ผู้วิจัยทำการเลือกชั้นสีแดง (red channel) มาวิเคราะห์ เนื่องจากเป็นชั้นสีที่ปรากฏดิสก์ ออกมาชัดเจน ซึ่งวิธีการนี้เหมาะสมกับภาพที่มีความคมชัดของดิสก์และภาพพื้นหลังที่ชัดเจน แต่ไม่ให้ผลลัพธ์ที่ดีกับภาพที่มีลักษณะมัว

1.2.2.3 ROI based segmentation ใช้เทคนิค Morphological operation เพื่อวิเคราะห์หาพื้นที่ของดิสก์ โดยใช้เทคนิคการ Component Labeling และทำการหาขอบของดิสก์

ต่อจากนั้นผู้วิจัยได้ทำการศึกษาวิธีการแบ่งพื้นที่ของคัพ ซึ่งผู้วิจัยกล่าวว่าการแบ่งส่วนของพื้นที่คัพออกจากพื้นที่ของดิสก์ นั้นมีความยากเนื่องจากความเข้มของสีมีลักษณะใกล้เคียงกันผู้วิจัยเลือกใช้ชั้นสีเขียว (green channel) มาแบ่งส่วนพื้นที่คัพออกจากพื้นที่ดิสก์ จากการสังเกตเห็นว่า ในชั้นสีเขียวเป็นชั้นสีที่ปรากฏ พื้นที่คัพออกมาชัดเจน ผู้วิจัยได้ใช้วิธีการ Morphological operation แล้วได้ใช้วิธีการ Component Labeling จากนั้นได้แปลงภาพไปเป็นภาพขาว-ดำ แล้วนับจำนวน pixel สีขาวเพื่อประมาณเป็นพื้นที่ของคัพ แล้วนำผลลัพธ์ที่ได้มาทำการวิเคราะห์ค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

ผลการวิจัยพบว่า การวิเคราะห์ค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์จากวิธีการแบ่งดิสก์ ทั้ง 3 วิธี นั้น วิธี Color Component Analysis for Disc และ ROI based segmentation นั้นมีผลการวิเคราะห์ค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) ใกล้เคียงกับผลที่จักษุแพทย์เป็นผู้วิเคราะห์ มากกว่า วิธี Manual Threshold Analysis

1.2.3 Automated Localisation of Optic Disc and fovea in retinal

fundusimage (ค.ศ.2008) ของ S.Sekhar และคณะ [8] ได้เสนอวิธีการวิเคราะห์ภาพโดยใช้วิธีการ Morphological operation แล้วทำการแปลงภาพเป็นขาว-ดำ ทำให้สังเกตเห็นได้ว่าบริเวณที่เป็นดิสก์ เป็นบริเวณที่สว่างที่สุดและใหญ่ที่สุดชัดเจนขึ้น หลังจากนั้นจึงทำการหาขอบของดิสก์ โดยใช้ Hough transform เพื่อกำหนดรูปร่างของดิสก์ ให้มีลักษณะกลม เพื่อหาตำแหน่งของดิสก์ ซึ่งเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการวิเคราะห์หาตำแหน่งของ Fovea

จากทฤษฎีกายวิภาคศาสตร์ของตาทางการแพทย์ กล่าวไว้ว่าตำแหน่งของ Fovea บนภาพถ่ายจอประสาทตานั้น จะอยู่ห่างจากตำแหน่ง ของดิสก์ ไป 2 disc diameter ประโยชน์ในการหาตำแหน่งของดิสก์ เพื่ออ้างอิงไปยังตำแหน่งของ Fovea ซึ่งตำแหน่งของ Fovea เป็นจุดที่สำคัญภายในจอประสาทตาจุดหนึ่ง ซึ่งเป็นจุดที่รับและทำให้เกิดการมองเห็น การหาจุด Fovea มีส่วนช่วยในการวินิจฉัยของจักษุแพทย์ เมื่อพบว่าผู้ป่วยมีความผิดปกติในการมองเห็น

ผลการวิจัยจากภาพถ่ายจอประสาทตาทั้งหมด 40 ภาพ จากวิธีการที่ใช้วิจัยสามารถหาตำแหน่งของดิสก์ และ Fovea ได้ถูกต้อง 34 ภาพ คิดเป็น 94.4 เปอร์เซ็นต์ ในการศึกษาขั้นต่อไป ผู้วิจัยต้องการพัฒนาขั้นตอนการแบ่งพื้นที่ดิสก์ จากพื้นหลัง โดยวิธีที่อัตโนมัติมากขึ้น

1.3 วัตถุประสงค์

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและพัฒนาเครื่องมือประมวลผลภาพดิจิทัลสำหรับช่วยในการการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา ประกอบการวินิจฉัยโรคต้อหินให้กับจักษุแพทย์

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ภาพที่ใช้ประมวลผลคือ ภาพถ่ายจอประสาทตา (Retinal Fundus image) มาจากกล้องถ่ายภาพจอประสาทตา (Retinal Fundus camera)

1.4.2 ภาพที่ใช้เป็นภาพสี RGB, ขนาด 2000 x 3008 pixel และ เพิ่มข้อมูลภาพเป็น JPEG

1.4.3 แบ่งส่วนของคัพและดิสก์เพื่อคำนวณหาค่าความสูงของคัพและดิสก์

1.4.4 คำนวณค่า Vertical Cup to Disc Ratio (V_{CDR}) และเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากระบบอัตโนมัติ กับ การอ่านค่าจากจักษุแพทย์

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1.5.1 ศึกษาทฤษฎีและเทคนิคที่เกี่ยวข้องในการวิเคราะห์และประมวลผลภาพดิจิทัล

1.5.2 ศึกษาและทำความเข้าใจวิธีการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์

(V_{CDR})

1.5.3 ทดลองนำทฤษฎีมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัย

1.5.4 สร้างเครื่องมือประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อวิธีการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

1.5.5 ประเมินผลการทดลอง

1.5.6 วิเคราะห์ผล

1.5.7 สรุปและวิจารณ์ผล

1.5.8 จัดทำรายงาน

1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ

สามารถสร้างเครื่องมือประมวลผลภาพดิจิทัลที่ช่วยในการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา ประกอบการวินิจฉัยโรคต้อหินให้กับจักษุแพทย์

1.7 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีทั้งหมด 5 บท แต่ละบทประกอบด้วยเนื้อหา ดังนี้ บทที่ 1 กล่าวถึงความ เป็นมาและความสำคัญของปัญหา งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง วัตถุประสงค์ ขอบเขตของงานวิจัย ขั้นตอน การวิจัย และประโยชน์ที่ได้รับ ดังที่กล่าวไว้แล้ว สำหรับบทที่ 2 กล่าวถึงหลักการและทฤษฎีที่ เกี่ยวข้องกับงานวิจัย บทที่ 3 กล่าวถึงกระบวนการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) บทที่ 4 เป็นการทดลอง การวิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง และบทสุดท้ายบทที่ 5 เป็นการสรุป ผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

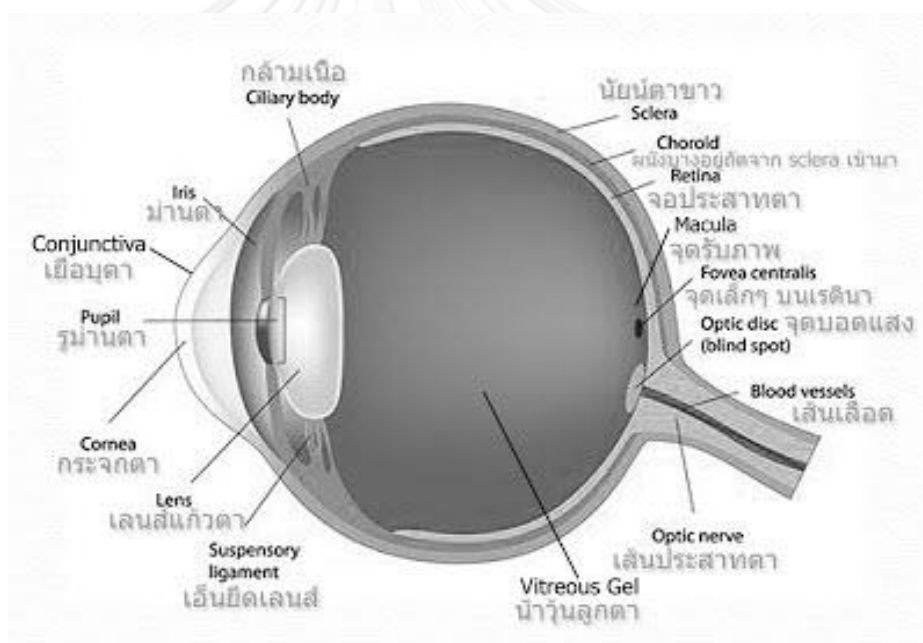
บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ความรู้เกี่ยวกับการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา เพื่อการวินิจฉัยโรคต้อหิน (Glaucoma) และการประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital image processing)

2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับโรคต้อหิน

2.1.1 ดวงตา (Eyeball) เป็นอวัยวะสำคัญในการมองเห็น (Vision) อาศัยการทำงานร่วมกันของตากับระบบประสาทที่เกี่ยวข้องรวมกัน เรียกรวมว่า ระบบการมองเห็น (visual system) และมีส่วนประกอบหลัก [9] ดังนี้



รูปที่ 2. 1 ส่วนประกอบหลักของดวงตา [10]

2.1.1.1 กระจกตา (Cornea) เป็นอวัยวะส่วนสำคัญ ที่มีหน้าที่ในการหักเหแสง มีลักษณะใส ไม่มีเส้นเลือด

2.1.1.2 ม่านตา (Iris) มีลักษณะเป็นแผ่นเนื้อเยื่อทึบแสง ประกอบด้วยเม็ดสี (Pigment) จำนวนมาก เป็นส่วนที่ทำให้ตามีสีต่าง ๆ เช่น น้ำตาล,ดำ,ฟ้า ซึ่งขึ้นอยู่กับเชื้อชาติและพันธุกรรม

2.1.1.3 รูม่านตา (Pupil) ลักษณะเป็นรูกลมขนาด 4 – 5 มม. อยู่กึ่งกลางม่านตา สามารถหดตัวให้เล็กลงเมื่ออยู่ในที่มีแสงสว่างมากและขยายใหญ่ขึ้นเมื่ออยู่ในที่มืด เป็นส่วนที่ยอมให้แสงผ่านเข้าไปในโครงสร้างตาภายใน ทำหน้าที่ควบคุมปริมาณแสงให้พอเหมาะ

2.1.1.4 เลนส์แก้วตา (Lens) เป็นส่วนที่มีหน้าที่หักเหแสงและโฟกัสภาพ มีลักษณะคล้ายเลนส์นูนทั้งด้านหน้าและด้านหลัง เป็นส่วนที่มีกระบวนการเพ่ง (Accommodation) เกิดขึ้น โดยการเปลี่ยนรูปร่างให้นูนมากขึ้นหรือแบนลงตามระยะของวัตถุที่มอง มีลักษณะใส, โปร่งแสง

2.1.1.5 น้ำวุ้นตา (Vitreous) มีลักษณะเป็นของเหลวใส มีความหนืดคล้ายเจล อยู่หลังเลนส์ตา ช่วยรักษารูปร่างของลูกตา (Eyeball) ให้อยู่ในสภาวะปกติ

2.1.1.6 จอประสาทตา (Retina) คืออวัยวะที่ทำหน้าที่รับภาพคล้ายกับฟิล์มในกล้องถ่ายรูป เป็นชั้นที่อยู่ภายในสุด มีลักษณะเป็นแผ่นบางและใส ประกอบด้วยชั้นต่าง ๆ ถึง 10 ชั้น ภายในเรตินาเราจะพบส่วนต่าง ๆ ดังนี้ รอดส์ (Rods) ทำหน้าที่รับภาพในตอนกลางคืนหรือในที่มืด โคนส์ (Cones) ทำหน้าที่รับภาพในช่วงกลางวัน มัคคิวลา (Macula) เป็นส่วนเล็ก ๆ ในเรตินา ขนาด 1 – 2 มม. ปราศจากเส้นเลือด โฟเวีย (Fovea) ศูนย์กลางของมัคคิวลา จุดที่ปรากฏภาพชัดเจนที่สุด

2.1.1.7 เส้นประสาทตา (Optic Nerve) เป็นเส้นประสาทที่มีหน้าที่นำภาพทั้งหมดที่ปรากฏขึ้นไปสู่สมอง (Brain) โดยสมองจะทำหน้าที่ แปลผลว่าภาพที่เห็นนั้นคือวัตถุอะไร

2.1.1.8 นัยน์ตาขาว (Sclera) มีลักษณะเป็นสีขาว เป็นชั้นที่มีความหนา, เหนียวและแข็งแรง มีหน้าที่รักษารูปร่างลูกตาและปกป้องโครงสร้างตาภายในทั้งหมด

2.1.1.9 เยื่อบุตา (Conjunctiva) มีประโยชน์คือ ทำให้ลูกตามีความเรียบและลื่นขณะกระพริบตา

การทำงานของตา [11] สรุปได้ดังนี้

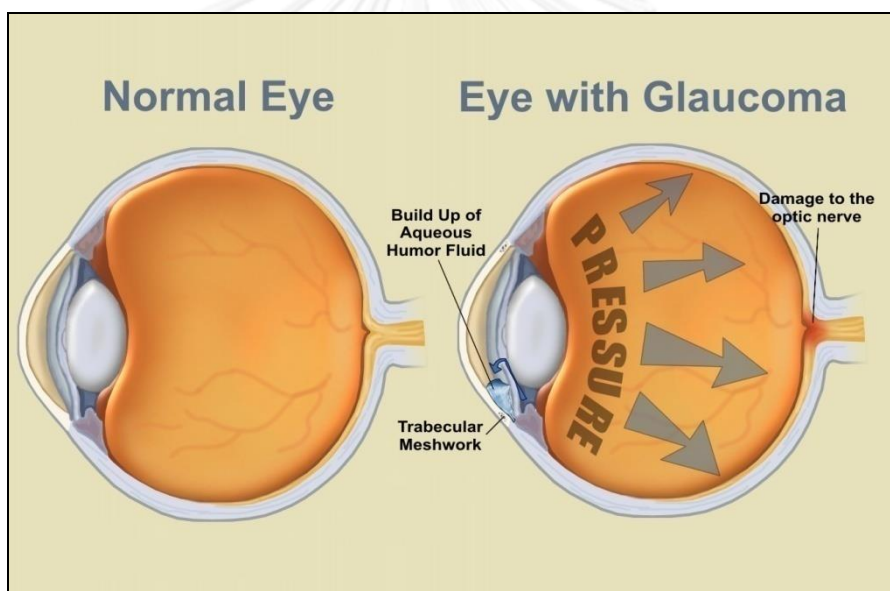
1. เลนส์แก้วตา อยู่ที่ส่วนหน้าของลูกตา ทำหน้าที่รวมแสงให้ตกลงบนตัวรับสัญญาณ (receptors) เลนส์แก้วตามีลักษณะโปร่งแสงไม่มีสี ความยืดหยุ่นสูง จึงสามารถเปลี่ยนรูปร่างได้ เลนส์ตาถูกยึดกับที่ด้วยเอ็นยึดเลนส์ ด้านหน้าเลนส์ตามีแผ่นบาง ๆ ของกล้ามเนื้อเรียบมาปิดคลุมเลนส์เอาไว้ เรียกว่า ม่านตา (iris) ซึ่งทึบแสงตรงกลางมีรูให้แสงผ่านเรียกว่า รูม่านตา (pupil)

2. ตัวรับ (receptors) อยู่ในลูกตาสำหรับสิ่งเร้าคือแสง เซลล์ประสาทในชั้น retina ที่สำคัญคือ เซลล์รับแสง

3. ระบบประสาท นำสัญญาณประสาทจากตัวรับ ส่งขึ้นสู่สมองเพื่อแปลภาพ เรตินาของลูกตาจะรับการกระตุ้นจากแสง สัญญาณจะส่งผ่าน Optic nerve จากเรตินาไปยัง lateral geniculate body ของ Thalamus และไปยังสมองส่วนที่ทำหน้าที่ในการแปลผลการมองเห็น (visual cortex) ในสมองส่วนท้ายทอย (occipital lobe)

2.1.2 โรคต้อหิน (Glaucoma) เกิดจากการทำลายขั้วประสาทตา ปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญที่สุดของ ต้อหิน ก็คือ ความดันในลูกตาที่เพิ่มสูงขึ้น ซึ่งอาจจะเพิ่มสูงขึ้นเองตามธรรมชาติ เนื่องจากความเสื่อมข้างในลูกตา หรือเพิ่มสูงขึ้นเนื่องจากยาที่ใช้ จากอุบัติเหตุ หรือจากการผ่าตัด น้ำหล่อเลี้ยงภายในลูกตา [3]

โดยปกติลูกตาจะมีการสร้างน้ำหล่อเลี้ยงภายใน ซึ่งสร้างจากบริเวณด้านหลังของม่านตา แล้วไหลออกมาทาง ช่องด้านหน้า ก่อนที่จะระบายออกไปทางท่อระบายบริเวณมุมตา ในภาวะปกติ ปริมาณของน้ำหล่อเลี้ยงที่สร้างขึ้นจะสมดุลกับปริมาณที่ไหลออกจากลูกตา ซึ่งจะไม่ทำให้เกิดการคั่งค้างของน้ำภายในลูกตา ความดันภายในก็ปกติ แต่ถ้าหากมีการอุดตันบริเวณที่ท่อระบาย จะทำให้ความดันตาเพิ่มสูงขึ้นได้ ทำให้เส้นประสาทตา (Optic nerve) ซึ่งเป็นเส้นประสาทที่มีความสำคัญต่อการมองเห็นถูกทำลาย



รูปที่ 2. 2 แสดงการถูกทำลายของเส้นประสาทตา [2]

การวินิจฉัยโรค

2.1.2.1 ชักประวัติ จักษุแพทย์จะทำการตรวจตาโดยละเอียดรวมทั้งการซักประวัติทางร่างกาย ประวัติทางครอบครัว

2.1.2.2 ทำการวัดสายตา ขั้นตอนการตรวจหาต้อหินเริ่มแรกจะต้องวัดการมองเห็นว่าอยู่ในเกณฑ์ปกติหรือไม่

2.1.2.3 วัดความดันภายในลูกตา สิ่งที่เน้นสำหรับการตรวจต้อหิน คือการวัดความดันลูกตา ซึ่งเป็นการตรวจที่สำคัญมากของการตรวจต้อหินเพราะเป็นปัจจัยเสี่ยงเพียง อย่างเดียวที่ควบคุมได้

2.1.2.4 ตรวจดูขั้วประสาทตา และจอตา เป็นการตรวจการทำงาน และรูปร่างลักษณะของขั้วประสาทตา ซึ่งเป็นอวัยวะที่กระทบกระเทือนโดยตรงจากต้อหิน

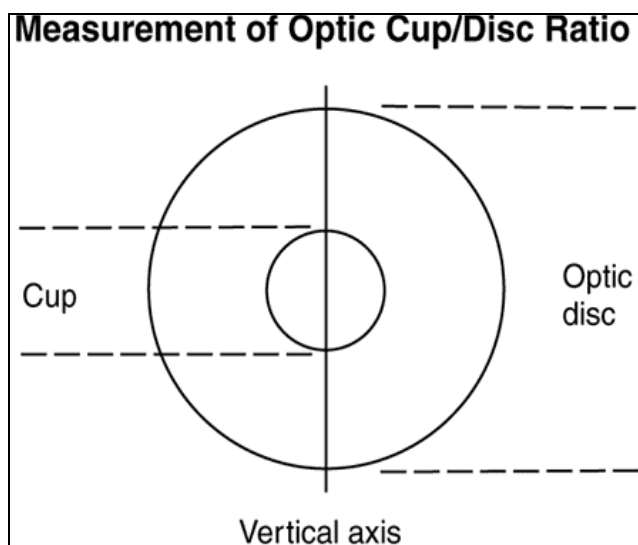
2.1.2.5 การตรวจพิเศษโดยเฉพาะสำหรับโรคต้อหิน คือการตรวจดูมดตาด้วยเครื่องตรวจลานสายตาอัตโนมัติ เพราะให้ข้อมูลละเอียดกว่าและการตรวจดูการกระจายของเส้นใยประสาท

2.1.2.6 การตรวจขั้วประสาทตาด้วยคอมพิวเตอร์ สามารถถ่ายภาพและวิเคราะห์ขั้วประสาทตาได้ด้วย คอมพิวเตอร์ โดยถ่ายรูปรูปขั้วประสาทตาได้มุมเฉพาะ แล้วส่งสัญญาณจากกล้องไปที่คอมพิวเตอร์ จากนั้นแสดงออกทางจอภาพได้ทันที ด้วยเครื่องมือนี้ จักษุแพทย์สามารถจะวัดความกว้าง ยาว และลึก ของขั้วประสาทตา ได้เป็นข้อมูลเชิงปริมาณ และใช้ในการติดตามผู้ป่วยโรคต้อหินได้อย่างใกล้ชิด และละเอียดละออ

จากขั้นตอนการวินิจฉัยข้างต้น ขั้นตอนที่ 2.1.2.1 ถึง 2.1.2.4 เป็นการตรวจวินิจฉัยเบื้องต้น ซึ่งในขั้นตอนที่ 2.1.2.4 นั้น เป็นการตรวจวิเคราะห์ ลักษณะขั้วประสาทตาจากภาพถ่ายจอประสาทตา (Retinal Fundus images) [3]



รูปที่ 2. 3 แสดงภาพถ่ายจอประสาทตา [4]



รูปที่ 2. 4 การอ่านค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์(V_{CDR}) [12]

จากรูปที่ 2.3 แสดงภาพถ่ายจอประสาทตา ที่จักษุแพทย์ที่มีประสบการณ์และความเชี่ยวชาญเฉพาะด้านโรคต้อหินเป็นผู้วิเคราะห์ถึงลักษณะการถูกกดทับหรือถูกทำลายของขั้วประสาทตาโดยวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา แสดงตามรูปที่ 2.4

ขั้นตอนที่ 2.1.2.5 ถึง 2.1.2.6 เป็นการใช้เครื่องมือพิเศษซึ่งเป็นเครื่องมือแพทย์ที่มีราคาสูงส่วนใหญ่แล้วจะมีในโรงพยาบาลขนาดใหญ่เท่านั้น เนื่องจากโรคต้อหินเป็นโรคทางตาที่มีความอันตรายถึงกับสูญเสียการมองเห็นได้ จากปัญหาของโรคต้อหินที่มีแนวโน้มผู้ป่วยเป็นโรคนี้น่าสูงขึ้นและในการวินิจฉัยโรคต้อหินจำเป็นต้องอาศัยจักษุแพทย์ที่มีประสบการณ์และมีความเชี่ยวชาญเฉพาะด้านโรคต้อหิน โดยมีหลักเกณฑ์วินิจฉัยดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2. 1 หลักเกณฑ์วินิจฉัยโรคต้อหิน [5]

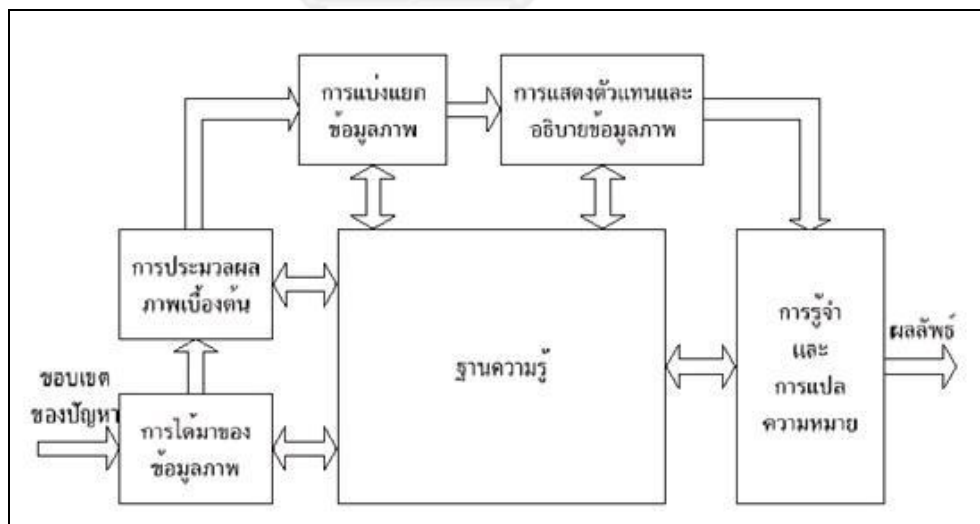
	ความเสี่ยงสูง	ความเสี่ยงปานกลาง	ความเสี่ยงน้อย
ความดันลูกตา (mm Hg)	> 25.75	23.75 -25.75	< 23.75
อัตราส่วนแนวตั้งของCupและDisc (vertical cup to disc ratio V_{CDR})	> 0.5	0.3 -0.5	< 0.3

จากตารางที่ 2.1 แสดงหลักการวินิจฉัยโรคต้อหิน โดยพิจารณาจากค่าความดันภายในลูกตา (Intra-Ocular Pressure: IOP) ซึ่งคนที่มีความเสี่ยงสูงว่าจะเป็นโรคต้อหิน จะมีค่าความดันภายในลูกตา >25.75 มิลลิเมตรปรอท และ อัตราส่วนแนวตั้งของคัพและดิสก์ (vertical cup to disc ratio V_{CDR}) ≥ 0.5

2.2 การประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital Image Processing)

งานวิจัยนี้ได้ปรับปรุงภาพหรือข้อมูลที่อยู่ในภาพให้มีความชัดเจน โดยนำหลักการประมวลผลภาพดิจิทัล มาใช้ในขั้นตอนต่าง ๆ และนำภาพไปใช้ในขั้นตอนต่างๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น การวิเคราะห์เพื่อศึกษาเนื้อหาของรายละเอียดของภาพ โดยทั่วไปของการประมวลผลภาพ ประกอบด้วยกระบวนการทำงานทั้งหมด 5 ขั้นตอน ดังนี้

1. การรับข้อมูลภาพเข้าสู่คอมพิวเตอร์ (Image Acquisition) เพื่อประมวลผลภาพโดยใช้อุปกรณ์ต่าง ๆ เช่น กล้องวิดีโอ กล้องดิจิทัล เครื่องสแกนเนอร์ เป็นต้น
2. การปรับปรุงรูปภาพ (Preprocessing) เพื่อให้ภาพที่นำไปใช้มีความชัดเจนและสมบูรณ์มาก เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการประมวลผลภาพในขั้นตอนต่อไป
3. การในการแยกวัตถุออกจากภาพ (Segmentation) เพื่อใช้ในการกำหนดสิ่งที่สนใจออกจากส่วนที่ไม่สนใจ เพื่อนำไปใช้ในการประมวลผลภาพในขั้นตอนต่อไป
4. การหาลักษณะเฉพาะ (Feature) ของบริเวณที่สนใจ (Region of interest) (Representation) เพื่อใช้อธิบายลักษณะเฉพาะของบริเวณที่สนใจเพื่อนำไปประมวลผลขั้นตอนต่อไป
5. การนำลักษณะเฉพาะมาใช้พิจารณาสิ่งที่สนใจ (Recognition and Interpretation) เพื่อรู้จำสิ่งต่าง ๆ



รูปที่ 2. 5 การประมวลผลภาพดิจิทัล [13] [14]

ทฤษฎีการประมวลผลภาพดิจิทัลที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้จะใช้วิธีดังนี้

2.2.1 การหาค่าขีดแบ่ง (Thresholding)

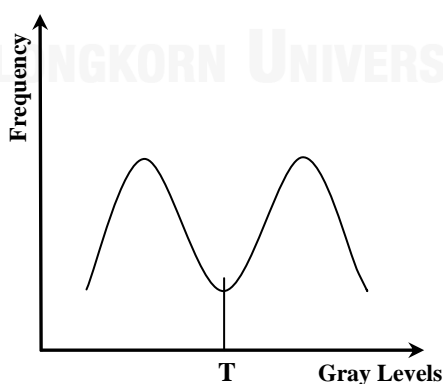
การแยกวัตถุหรือส่วนประกอบต่าง ๆ ออกจากภาพ (Segmentation) ที่นิยมใช้กันมาก คือ การหาค่าขีดแบ่ง เนื่องจากการหาค่าขีดแบ่งดังกล่าวจะเป็นการทำให้เข้าใจและแสดงในส่วนวัตถุที่สนใจได้ชัดเจน

เพื่อแบ่งรูปภาพออกเป็น 2 กลุ่มคือ กลุ่มจุดภาพที่มีสีดำจะเป็นส่วนพื้นหลังของภาพ และกลุ่มจุดภาพที่มีสีขาวจะเป็นส่วนวัตถุที่สนใจ โดยสมมติให้ $f(x, y)$ เป็นฟังก์ชัน แทนค่าระดับเทาของภาพ ณ จุดภาพที่ตำแหน่ง (x, y) กำหนดค่าขีดแบ่งเป็น โดยที่ $f(x, y)$ ใด ๆ ในกรณีที่ในภาพมีค่ามากกว่า T จะแทนค่าของจุดภาพนั้นให้มีค่าเท่ากับ 1 หรือมีสีขาว เป็นส่วนของวัตถุที่สนใจ แต่ถ้า $f(x, y)$ มีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ T แล้วจะแทนค่าของจุดภาพให้เท่ากับ 0 ซึ่งเป็นพื้นหลัง ซึ่ง เป็นพื้นหลัง การหาค่าขีดแบ่งตามนิยามดังสมการที่ 2.1 [15]

$$g(x, y) = \begin{cases} 1; & \text{if } f(x, y) > T \\ 0; & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots (2.1)$$

2.2.2 การหาค่าขีดแบ่งด้วยวิธี Otsu (Otsu thresholding method)

N.Otsu ได้คิดค้นวิธีการหาค่าขีดแบ่งแบบอัตโนมัติ Otsu [16] เนื่องจากภาพในแต่ละภาพนั้นจะมีความแตกต่างกัน ด้วยหลายปัจจัย เช่น สภาพแวดล้อม แหล่งกำเนิดแสงต่างกัน ค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมจึงไม่เท่ากันอัน ทำให้เกิดการเลือกค่าขีดแบ่งได้อย่างไม่เหมาะสมและเกิดความคลาดเคลื่อน การหาค่าขีดแบ่งด้วยวิธี Otsu จะเป็นการช่วยหาค่าขีดแบ่งอีกวิธีที่เหมาะสมในการคำนวณค่าขีดแบ่งแต่ละภาพโดยอัตโนมัติ ซึ่งในแต่ละภาพนั้นจะมีค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมไม่เท่ากัน เพื่อช่วยเพิ่มความสะดวกให้แก่ผู้ใช้ ไม่ต้องเลือกค่าขีดแบ่งด้วยตนเอง โดยผู้ใช้สามารถเลือกใช้เพื่อคำนวณค่าขีดแบ่งอย่างอัตโนมัติ [6]



รูปที่ 2. 6 ฮิสโทแกรมที่มีลักษณะเป็นทิวฐานนิยม

หลักการหาค่าขีดแบ่งโดยอัตโนมัติ โดยวิธีของ Otsu นั้น ใช้สมมติฐานว่าภาพที่จะนำมาใช้ คำนวณค่าขีดแบ่งโดยอัตโนมัติจะต้องมีลักษณะฮิสโทแกรม ที่มีลักษณะเป็นทวิฐานนิยม (Bimodal) ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.6 วิธีการนี้ใช้ความรู้ทางสถิติในการหาค่าขีดแบ่ง โดยสมมติให้ฮิสโทแกรมแทนด้วยฟังก์ชันความน่าจะเป็น P โดยที่ $P(0) \dots P(I)$ แทนความน่าจะเป็นของฮิสโทแกรมที่จะเกิดค่าระดับเทาตั้งแต่ค่า $0 \dots I$ ถ้าฮิสโทแกรมที่ได้จากภาพมีลักษณะเป็นทวิฐานนิยม ค่าขีดแบ่งที่ใช้แบ่งกลุ่มค่าระดับเทาของฮิสโทแกรมออกเป็น 2 กลุ่มคือค่า t โดยที่สามารถคำนวณค่าความแปรปรวนของทั้งสองกลุ่มได้จากค่าความแปรปรวนของกลุ่มที่มีค่าระดับเทาน้อยกว่าหรือเท่ากับ t กับค่าความแปรปรวนกลุ่มที่มีค่าระดับเทามากกว่า t ค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมที่สุดจะมีค่าอยู่ระหว่างฐานนิยมทั้งสองและมีความแปรปรวนภายในกลุ่มน้อยที่สุด

ในการหาค่าขีดแบ่งด้วยวิธี Otsu ค่าความแปรปรวนของภาพหาได้จากสมการที่ 2.2 ซึ่งเกิดจากค่าความแปรปรวนภายในกลุ่มและค่าความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม

$$\sigma^2 = \sigma_w^2(t) + \sigma_b^2(t) \quad \dots (2.2)$$

โดยที่ σ^2 เป็นค่าความแปรปรวนของภาพ
 $\sigma_w^2(t)$ เป็นค่าความแปรปรวนภายในกลุ่ม
 $\sigma_b^2(t)$ เป็นค่าความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม

จากสมการที่ 2.2 จะเห็นได้ว่าค่าความแปรปรวนของภาพเป็นค่าคงที่และไม่ได้ขึ้นอยู่กับค่าขีดแบ่ง t ในการหาค่าขีดแบ่งโดยอัตโนมัติ การคำนวณค่าความแปรปรวนระหว่างกลุ่มมีความซับซ้อนน้อยกว่าการคำนวณค่าความแปรปรวนภายในกลุ่ม ดังนั้นค่าขีดแบ่ง t ที่เหมาะสมสามารถหาได้จากค่าความแปรปรวนระหว่างกลุ่มที่มีค่ามากที่สุด โดยการคำนวณค่าความแปรปรวนระหว่างกลุ่มหาได้จากสมการที่ 2.3

$$\sigma_b^2(t) = q_1(t)[1 - q_1(t)][\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2 \quad \dots (2.3)$$

ในการคำนวณ $q_1(t)$ $\mu_1(t)$ และ $\mu_2(t)$ สามารถคำนวณหาเป็นฟังก์ชันเวียนเกิด (Recursive function) ได้ดังสมการที่ 2.4 ถึง 2.7

$$q_1(t+1) = q_1(t) + P(t+1) \quad \dots (2.4)$$

$$\mu_1(t+1) = \frac{q_1(t)\mu_1(t) + (t+1)P(t+1)}{q_1(t+1)} \quad \dots (2.5)$$

$$\mu_2(t+1) = \frac{\mu - q_1(t+1)\mu_1(t+1)}{1 - q_1(t+1)} \quad \dots (2.6)$$

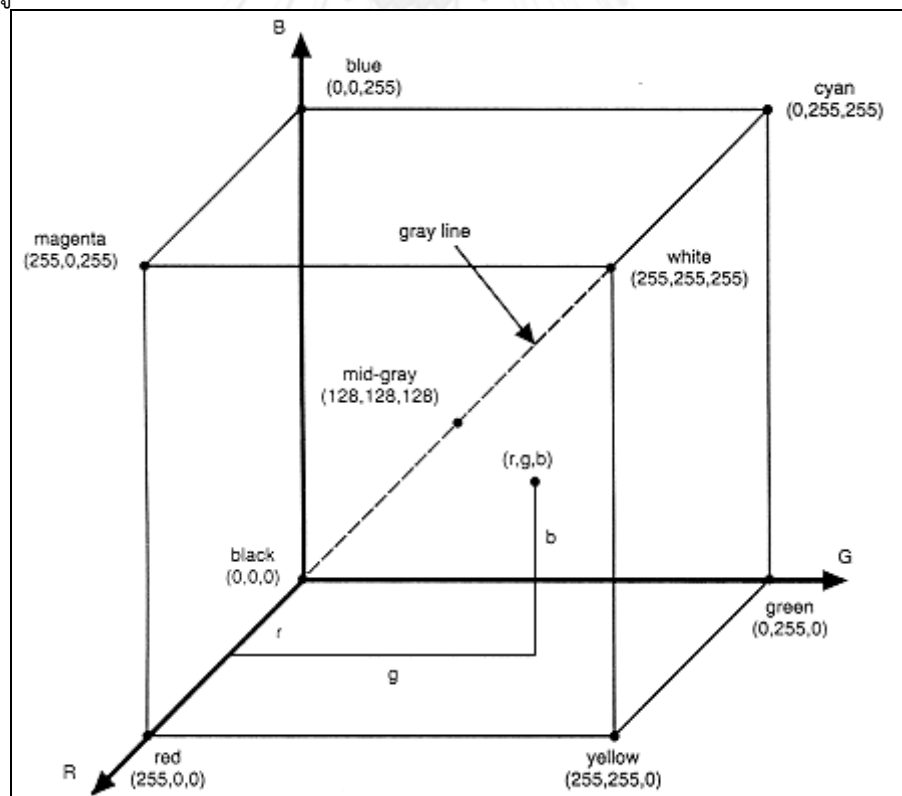
$$\mu = \sum_{i=1}^I iP(i) \quad \dots (2.7)$$

- โดยที่ $q_1(t)$ เป็นความน่าจะเป็นของกลุ่มที่มีค่าระดับเทาน้อยกว่าหรือเท่ากับค่าขีดแบ่ง t
 $\mu_1(t)$ เป็นค่าเฉลี่ยค่าระดับเทาของกลุ่มแรก
 $\mu_2(t)$ เป็นค่าเฉลี่ยค่าระดับเทาของกลุ่มที่สอง
 μ เป็นค่าเฉลี่ยของค่าระดับเทาของภาพต้นฉบับ
 $P(i)$ ความน่าจะเป็นของฮิสโทแกรมที่ค่าระดับเทาเท่ากับ i

2.2.3 ระบบสี (Color model)

2.2.3.1 ระบบโครงสร้างสีอาร์จีบี (RGB Color Model) [17]

สีแต่ละสีจะปรากฏในรูปแบบของแม่สี คือ สีแดง สีเขียว และ สีน้ำเงิน โครงสร้างสีนี้มีโครงสร้างเป็นลักษณะแกนคาร์ทีเซียนโคออดิเนต (Cartesian coordinate) โดยมีลักษณะเป็นทรงลูกบาศก์ มีค่าสีแดง สีเขียว และสีน้ำเงินอยู่ที่มุมสามที่เป็นแกน และมีสีฟ้าครามสีม่วง สีเหลือง อยู่ที่มุมอีก 3 มุม สีดำจะอยู่ที่จุดกำเนิดคือถ้าทุกสีมีค่าเป็น 0 คือเป็น สีดำ สีขาวก็คือ ตรงข้ามกับสีดำซึ่งอยู่ที่มุมไกลสุดจากจุดกำเนิดในลักษณะทะแยงมุม ในรูปแบบนี้ค่าระดับสีเทา (Gray scale) จะอยู่บนเส้นระหว่างสีดำและสีขาว และสีอื่นๆ ก็จะมีตำแหน่งอยู่ภายในลูกบาศก์นี้ ดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 โครงสร้างสีอาร์จีบี [18]

ระบบสีของคอมพิวเตอร์นั้น RGB มีค่าสีที่อัตราส่วนของสีทั้ง 3 สีอยู่ในช่วง 0 ถึง 255 ซึ่งค่า 0 คือ สีดำ และ 255 คือ สีขาว โดยแต่ละค่าสีมีค่าเท่ากับ 256 สี กล่าวคือ ทั้ง 3 สีมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 255 จะมองเห็นแต่ละสีเป็นภาพระดับสีเทาเมื่อเราจะใช้การผสมค่าสีของทั้ง 3 สีทำให้ได้สีที่ต้องการ ออกมาสีที่ได้นั้นสามารถแสดงสีได้มากถึง 16 ล้านสี เพราะ $(R \times G \times B) = 256 \times 256 \times 256 = 16,777,216$ แต่ในความเป็นจริงคอมพิวเตอร์สามารถแสดงค่าสีออกมาได้สูงสุด 256 สีเท่านั้น ดังนั้นจึงต้องมีการแปลงค่าสีเพื่อให้ได้อัตราส่วนของสีที่ไม่เกิน 256 สี เมื่อเป็นภาพระดับสีเทา การแปลง RGB ไปเป็นภาพระดับสีเทา ดังสมการ (2.8)

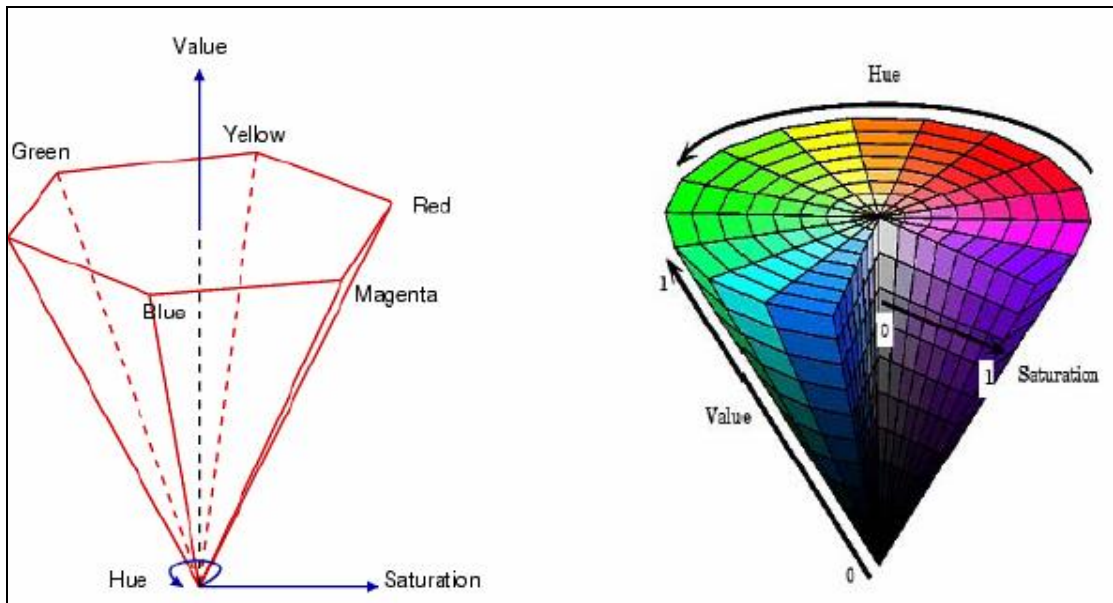
$$\text{Gray} = (0.3 \times R) + (0.59 \times G) + (0.11 \times B) \quad \dots (2.8)$$

2.2.3.2 ระบบโครงสร้างสี HSV (Hue, Saturation, Value) [19]

เป็นสีพื้นฐานสำหรับการมองเห็นสีตามสายตาของมนุษย์และเป็นแบบจำลองสีอีกแบบหนึ่งที่พิจารณาโดยใช้ Hue Saturation และ Value ดังรูปที่ 2.8 ซึ่ง H (Hue) คือค่าสีของสีหลัก (แดง เขียว และน้ำเงิน) สีเหล่านี้ถูกจัดระเบียบด้วยการสร้างเป็นวงล้อสีที่มีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 255 ซึ่งถ้าค่า Hue มีค่าเท่ากับ 0 จะแทนสีแดง และเมื่อ Hue มีค่าเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ สีก็จะเปลี่ยนแปลงไปจากสเปกตรัมของสีจนถึง 256 จึงจะกลับมาเป็นสีแดงอีกครั้ง โดยสามารถแทนให้อยู่ในรูปขององศาได้ดังตารางที่ 2.2 ส่วน S (Saturation) คือ ความเข้ม ความอ่อนของสีที่วัดเป็นระยะห่างจากจุดศูนย์กลางของวงล้อสี เมื่อสีที่มี S=0 จะได้เป็นสีขาว เมื่อสีที่มีค่า S=1 จะได้สีที่มีความเข้มมากของสีนั้นและ V (Value) คือปริมาณความสว่างของสี ถ้าค่าความสว่างสูงจะได้สีที่มีความสว่างมาก เมื่อ V=0 จะได้เป็นสีดำ V=1 จะได้สีที่สว่างมาก

ตารางที่ 2.2 ค่า Hue อยู่ในรูปขององศา

สี	องศา
แดง	0
เหลือง	60
เขียว	120
ฟ้า	180
น้ำเงิน	240
ม่วง	300



รูปที่ 2. 8 ระบบสี HSV [20]

2.2.4 การประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน (Morphological Image Processing)

การประมวลผลภาพดิจิทัลพื้นฐานที่นิยมใช้ ได้แก่ การประมวลผลภาพเชิงสัณฐานเป็น ซึ่งช่วยใช้ในการนำส่วนประกอบของภาพที่เป็นประโยชน์ในการแสดงผลและอธิบายส่วนประกอบต่าง ๆ ของวัตถุในภาพ [21] ได้แก่ บริเวณโครงร่าง (Skeleton) ส่วนเว้าและส่วนโค้ง เป็นต้น การคำนวณของภาพ 2 ชนิดที่สำคัญที่ใช้ในการประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน นั้นคือ Opening และ Closing โดย Opening นั้นจะเป็นการปรับปรุง โครงร่างของวัตถุ ทำส่วนที่เล็กแคบให้แตกออก และลบส่วนที่ยื่นยาวออกมา ส่วน Closing นั้นก็เป็น การปรับโครงร่างเช่นเดียวกัน แต่จะตรงกันข้ามกับ Opening โดยจะเชื่อมรอยแยกที่แคบและกว้างเข้ามาหากัน รวมทั้งลบหลุมเล็ก ๆ และเติมช่องว่างให้เต็ม ซึ่งทั้งการทำ Opening และ Closing ใช้หลักการของ Dilation และ Erosion มาช่วย ซึ่งจากนิยามข้างต้น จะสามารถสังเกตได้ว่า Dilation จะเป็นการ ขยายขอบเขตของรูป ส่วน Erosion จะเป็นการลดขอบเขตของรูปในการประมวลผลภาพเชิงสัณฐานจะใช้ พื้นฐานทางคณิตศาสตร์ในการประมวลผล ได้แก่ ทฤษฎีของเซต (Set theory) ในงานวิจัยนี้จะได้นำเสนอการประมวลผลภาพเชิงสัณฐานกับภาพลักษณะฐานสองเท่านั้น ตัวดำเนินการ (Operator) ที่ใช้ในการประมวลผลภาพเชิงสัณฐานมีดังต่อไปนี้

1) การขยายขนาด (Dilation)

การขยายขนาดเพื่อทำการเชื่อมวัตถุในภาพที่อยู่ใกล้ๆกันเข้าด้วยกันและยังเป็นการปิดช่องว่างระหว่างวัตถุในภาพ โดยใช้ตัวดำเนินการพื้นฐานของการประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน การขยายขนาดจะแสดงดังสมการที่ 2.8

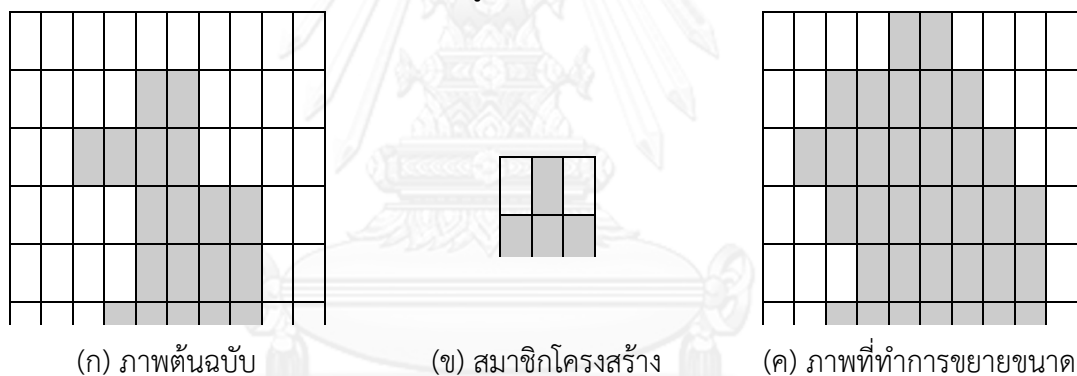
$$A \oplus B = \left\{ z \mid (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset \right\} \quad \dots (2.8)$$

- โดยที่ A เป็นภาพต้นฉบับ
 B เป็นสมาชิกโครงสร้างที่ใช้ดำเนินการกับภาพ
 z เป็นตำแหน่งที่ใช้ในการเลื่อนสมาชิกโครงสร้าง
 \hat{B} เป็นสมาชิกโครงสร้างที่ถูกพลิกกลับหัว

จากสมการที่ 2.8 พบว่าในการขยายขนาดจะมีสมาชิกโครงสร้าง (Structure element) มาดำเนินการกับภาพ ซึ่งจะทำให้การเลื่อน (Translation) สมาชิกโครงสร้างไปบนภาพโดยใช้จุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างเป็นจุดหลักแล้วทำการขยายขนาดตามสมการที่ 2.8 กระบวนการขยายขนาดมีขั้นตอนดังนี้

- 1) เมื่อจุดศูนย์กลางของสมาชิกในโครงสร้างอยู่ส่วนใด ๆ ในภาพซึ่งไม่อยู่ตรงบริเวณของวัตถุจะไม่ดำเนินการใด ๆ แล้วทำการเลื่อนสมาชิกโครงสร้างไปยังจุดภาพถัดไป
- 2) เมื่อจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างตรงกับบริเวณของวัตถุจะดำเนินการด้วยตัวดำเนินการทางตรรกะ (หรือ OR) ระหว่างวัตถุกับสมาชิกโครงสร้าง บริเวณตำแหน่งที่ตรงกับบริเวณของวัตถุ

ตัวอย่างการขยายขนาด ดังแสดงในรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ภาพตัวอย่างการขยายขนาดภาพ

- 2) การกร่อน (Erosion)

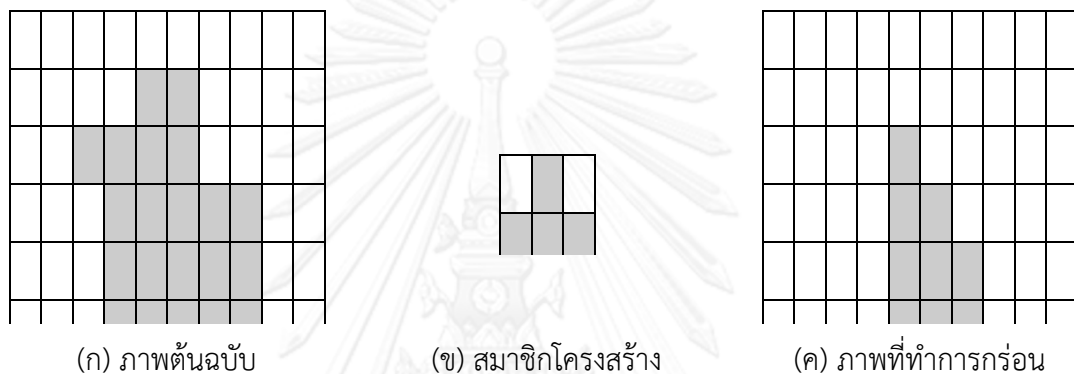
การกร่อนดเพื่อเป็นการลดขนาดของวัตถุให้เล็กลงหรือกำจัดสัญญาณรบกวนที่เป็นจุดขนาดเล็กๆ ในภาพ โดยใช้ตัวดำเนินการพื้นฐานของการประมวลผลภาพเชิงสัมพันธ์เช่นเดียวกับการขยายขนาด การกร่อนจะแสดงดังสมการที่ 2.9

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad \dots (2.9)$$

- โดยที่ A เป็นภาพต้นฉบับ
 B เป็นสมาชิกโครงสร้างที่ใช้ดำเนินการกับภาพ
 z เป็นตำแหน่งที่ใช้ในการเลื่อนสมาชิกโครงสร้าง

ขั้นตอนการกร่อนมีลักษณะกระบวนการเช่นเดียวกับการขยายขนาด ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

- 1) เมื่อจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างอยู่ส่วนใด ๆ ในภาพถ้าไม่อยู่ตรงบริเวณของวัตถุ จะไม่ดำเนินการใด ๆ และทำการเลื่อนสมาชิกโครงสร้างไปยังจุดภาพถัดไป
 - 2) เมื่อจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างตรงกับบริเวณของวัตถุ จะทำการพิจารณาว่า จุดภาพของสมาชิกโครงสร้างทุกจุดตรงกับจุดภาพของวัตถุหรือเป็นซับเซต (Subset) ของวัตถุหรือไม่ ถ้าจุดภาพตรงกันทุกจุดจะให้จุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างเป็น บริเวณของวัตถุ แต่ถ้าจุดภาพไม่ตรงกันทุกจุดจะให้เป็นบริเวณพื้นหลังของวัตถุ
- ตัวอย่างการกร่อน ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ภาพตัวอย่างการกร่อนภาพ

การปิด (Closing Filter)

การนำตัวดำเนินการพื้นฐานทางการประมวลผลภาพเชิงสัมพันธ์มารวมกันเช่นเดียวกับการเปิด ซึ่งใช้ในการปรับเรียบขอบที่มีลักษณะเป็นเนิน การปิดแสดงดังสมการที่ 2.10

$$A \circ B = (A \oplus B) \ominus B \quad \dots (2.10)$$

โดยที่ A เป็นภาพต้นฉบับ
 B เป็นสมาชิกโครงสร้างที่ใช้ดำเนินการกับภาพ

2.2.5 การปรับความเข้มแสงของชุดภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน

ในการประมวลผลภาพดิจิทัลที่นิยมใช้ในการปรับปรุงภาพถ่าย [22] ซึ่งภาพถ่ายที่นำมาใช้ในประมวลผลในแต่ละภาพอาจมีระดับความเข้มแสงแตกต่างกันเนื่องจากสภาพแวดล้อมของบริเวณที่ทำการเก็บภาพที่นำมาใช้ไม่เหมือนเดิมหรือเปลี่ยนไป ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อความถูกต้องในการประมวลผลภาพดิจิทัลเพราะใช้ค่าความเข้มแสงของภาพในการประมวลผล ดังนั้นควรมีการปรับความเข้มแสงของชุดภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกันก่อนนำภาพมาประมวลผล วิธีการปรับความเข้มแสงของชุดภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกันแสดงดังสมการที่ 2.11 และ 2.12 [7]

$$I'(x, y) = \begin{cases} \phi_d + \lambda & ; \text{ if } I(x, y) > \phi \\ \phi_d - \lambda & ; \text{ otherwise} \end{cases} \quad \dots (2.12)$$

$$\lambda = \sqrt{\frac{\rho_d(I(x, y) - \phi)^2}{\rho}} \quad \dots (2.13)$$

โดยที่ $I'(x, y)$ เป็นภาพที่ปรับความเข้มแสงแล้ว
 ϕ_d และ ρ_d เป็นค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนของภาพผลลัพธ์ที่ต้องการ
 ϕ และ ρ เป็นค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนของภาพต้นฉบับ
 $I(x, y)$ เป็นค่าความเข้มแสงของจุดภาพที่ตำแหน่ง (x, y)

2.2.6 การปิดป้ายส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกัน (Connected Component Labeling)

การปิดป้ายส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกันเป็นวิธีที่ทำให้สามารถแยกส่วนประกอบออกจากภาพทราบจำนวน, ขนาด และตำแหน่ง ของส่วนประกอบในภาพได้ โดยพิจารณาจากจุดภาพที่มีเชื่อมต่อกัน [23]

สมมติภาพ B เป็นภาพลักษณะฐานสอง นั่นคือ $B[r, c] = B[r', c'] = v$ เมื่อ v มีค่าเท่ากับ 0 หรือ 1 จุดภาพ $[r, c]$ จะเชื่อมต่อกับจุดภาพ $[r', c']$ ด้วยค่า v ถ้ามีลำดับของจุดภาพ $[r, c] = [r_0, c_0], [r_1, c_1], \dots, [r_n, c_n] = [r', c']$ ซึ่ง $B[r_i, c_i] = v$ โดยที่ $i = 0, \dots, n$ และ $[r_i, c_i]$ เป็นจุดภาพที่เชื่อมต่อกับจุดภาพของ $[r_{i-1}, c_{i-1}]$ สำหรับแต่ละ $i = 1, \dots, n$ ลำดับของจุดภาพ $[r_0, c_0], \dots, [r_n, c_n]$ สร้างเส้นทางเชื่อมต่อกันจาก $[r, c]$ ถึง $[r', c']$ ส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกันของค่า v คือเซตของจุดภาพ C ที่มีค่าเท่ากับ v และคู่ของจุดภาพทุกคู่ภายในเซตเชื่อมต่อกันด้วยค่า v รูปที่ 2.11 (ก) แสดงภาพลักษณะฐานสองที่มีส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกันของค่า 1

1	1	0	1	1	1	0	1
1	1	0	1	0	1	0	1
1	1	1	1	0	0	0	1
0	0	0	0	0	0	0	1
1	1	1	1	0	1	0	1
0	0	0	1	0	1	0	1
1	1	0	1	0	0	0	1
1	1	0	1	0	1	1	1

(ก) ภาพลักษณ์ฐานสอง

1	1	0	1	1	1	0	2
1	1	0	1	0	1	0	2
1	1	1	1	0	0	0	2
0	0	0	0	0	0	0	2
3	3	3	3	0	4	0	2
0	0	0	3	0	4	0	2
5	5	0	3	0	0	0	2
5	5	0	3	0	2	2	2

(ข) การปิดป้ายส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกัน

รูปที่ 2. 11 ภาพลักษณ์ฐานสองและส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกัน 5 ส่วนของค่า 1

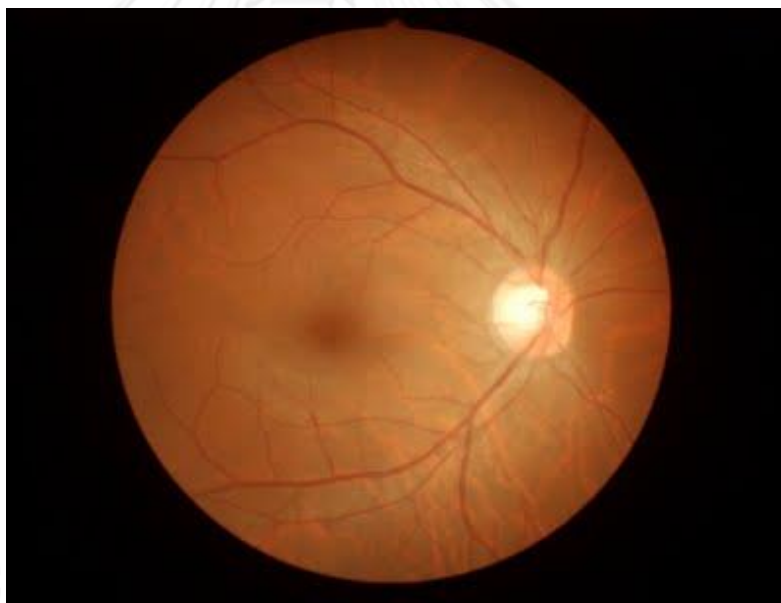
ส่วนการปิดป้ายส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกันของภาพลักษณ์ฐานสอง B คือภาพที่ถูกปิดป้าย LB ที่มีค่าในแต่ละจุดภาพเป็นป้ายของแต่ละส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกัน โดยที่ป้ายก็คือสัญลักษณ์ที่ตั้งชื่อให้กับแต่ละส่วนประกอบซึ่งอาจจะตั้งเป็นอักษรก็ได้ อย่างไรก็ตามการตั้งชื่อเป็นเลขจำนวนเต็มบวกจะสะดวกและนิยมใช้กันมากกว่า รูปที่ 2.11(ข) แสดงการปิดป้ายส่วนประกอบที่เชื่อมต่อกันของภาพลักษณ์ฐานสองในรูปที่ 2.11(ก)

บทที่ 3

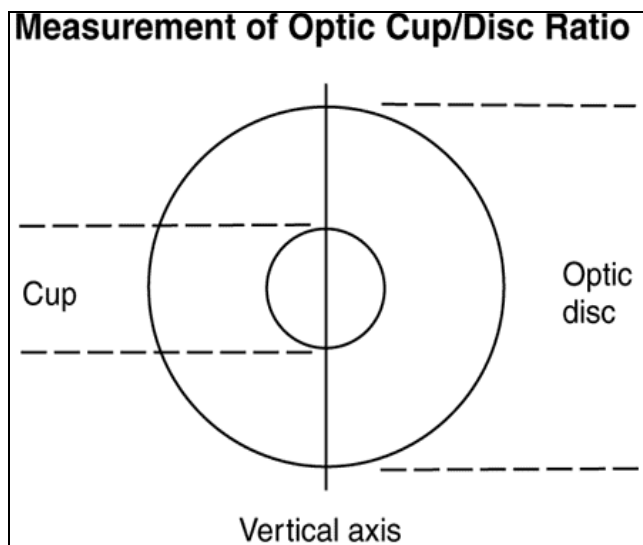
การวัดอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) แบบอัตโนมัติ

การวินิจฉัยโรคต้อหิน จักษุแพทย์เป็นผู้ตรวจดูขั้วประสาทตา และจอตา เป็นการตรวจการทำงาน และรูปร่างลักษณะของขั้วประสาทตา จากภาพถ่ายจอประสาทตา (Retinal Fundus image) ดังรูปที่ 3.1 เพื่อวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) ดังรูปที่ 3.2 เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้น ในการวินิจฉัยและวางแผนการรักษา

เนื่องจากภาพถ่ายจอประสาทตาเป็นภาพถ่ายของเนื้อเยื่อภายในลูกตา ซึ่งมีส่วนประกอบของเหลวภายในลูกตา เส้นเลือด เส้นประสาทตา และขั้วประสาทตา ประกอบด้วยคัพและดิสก์ มีลักษณะเป็นวงกลม ซ้อนกัน ขอบเขตไม่ชัดเจน งานวิจัยนี้ได้เสนอแนวคิดที่จะแบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตา เพื่อการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) แบบอัตโนมัติ เพื่อช่วยจักษุแพทย์ สามารถวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) ได้สะดวกและรวดเร็ว



รูปที่ 3. 1 แสดงภาพถ่ายจอประสาทตา



รูปที่ 3. 2 การอ่านค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

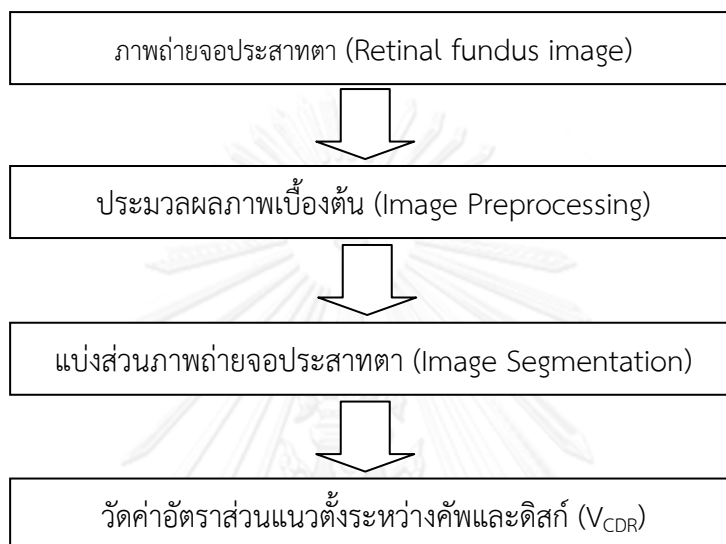
การวัดอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์แบบอัตโนมัติ

งานวิจัยนี้นำเสนอขั้นตอนวิธีการแบ่งส่วนคัพและดิสก์จากภาพถ่ายจอประสาทตาแบบอัตโนมัติ โดยนำวิธีการทางการประมวลผลทางภาพ (Image Processing) มาช่วยแก้ปัญหาจุดประสงค์หลักของงานวิจัย คือ เพื่อนำภาพถ่ายจอประสาทตา ที่มีลักษณะแตกต่างกันดังต่อไปนี้ คือ 1) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก 2) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่ 3) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่ และ 4) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะมัว มาประมวลผลภาพดิจิทัล จากนั้นวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) งานวิจัยนี้ได้นำเสนอขั้นตอนวิธีที่เป็นต้นแบบในการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) แบบอัตโนมัติ ในบทนี้จะแบ่งการอธิบายออกเป็นส่วนๆ ดังนี้

- 3.1 ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ (Proposed Algorithm)
- 3.2 การเก็บภาพ (Image acquisition)
- 3.3 การประมวลผลภาพเบื้องต้น (Image Preprocessing)
- 3.4 การวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (Cup to Disc ratio V_{CDR})

3.1 ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ขั้นตอนวิธีการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) นำเสนอเป็นผังแผนภาพในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3. 3 ขั้นตอนวิธีในการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

3.2 การเก็บภาพ

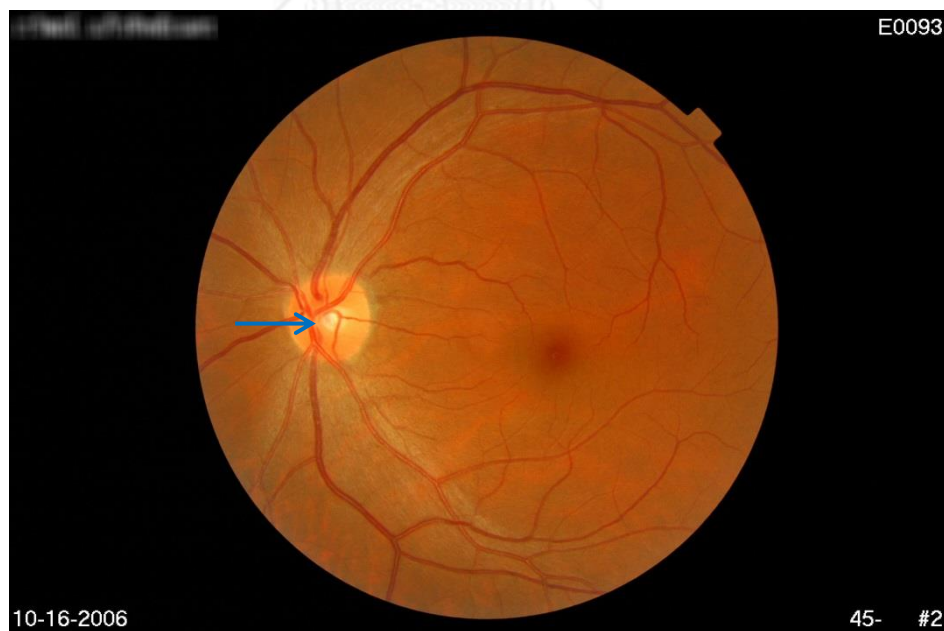
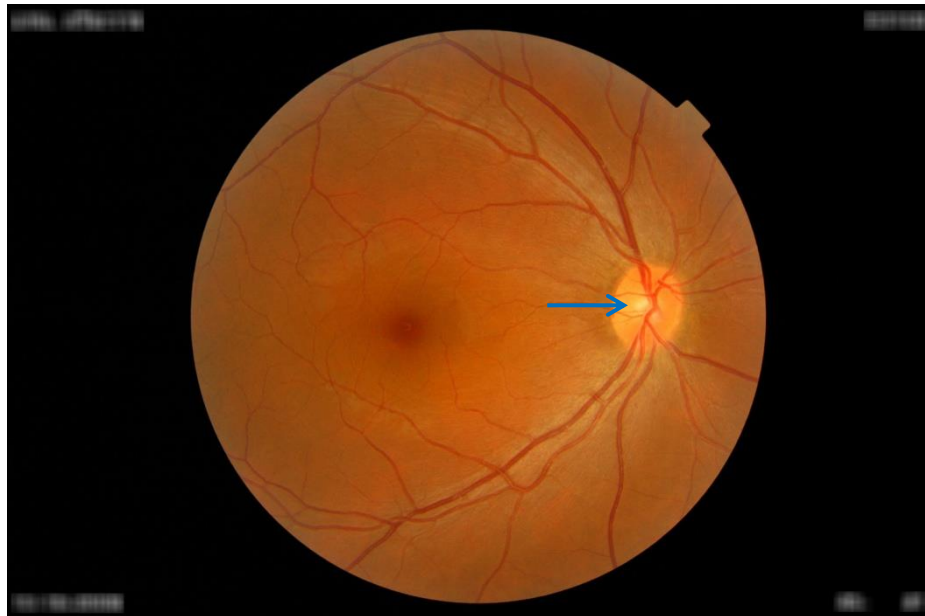
งานวิจัยนี้ทำการเก็บภาพถ่ายจอประสาทตา เพื่อทำการทดลองแบ่งเป็น 4 กลุ่ม คือ

- 3.2.1 กลุ่มที่ 1 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก
- 3.2.2 กลุ่มที่ 2 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่
- 3.2.3 กลุ่มที่ 3 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่
- 3.2.4 กลุ่มที่ 4 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะมัว

ความยากในการแบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตา คือ การแบ่งส่วนบริเวณคัพและสิ่งที่บดบังภาพในแนวตั้งของภาพได้แก่เส้นเลือดและความมัวของภาพที่เกิดจากตัวผู้ป่วย ได้แก่ ความมัวของเลนส์ตา รายละเอียดในการแบ่งกลุ่มภาพถ่าย โดยภาพที่นำมาทดลองทั้งหมด มีค่าอัตราส่วนแนวตั้งไม่เกิน 0.6 เนื่องจากต้องการคัดกรองผู้ป่วยโรคต้อหินที่เป็นโรคตั้งแต่ระยะเริ่มแรก โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.2.1 กลุ่มที่ 1 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก

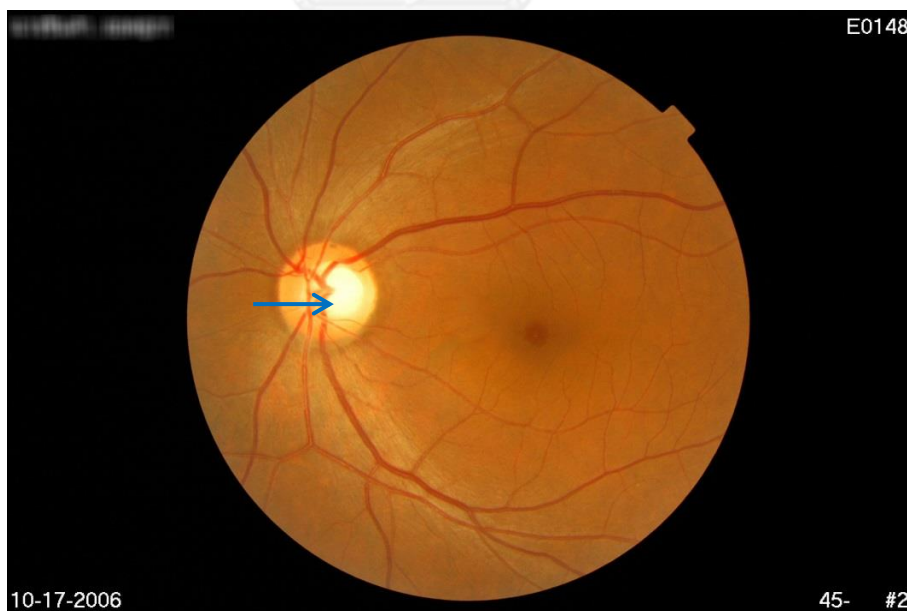
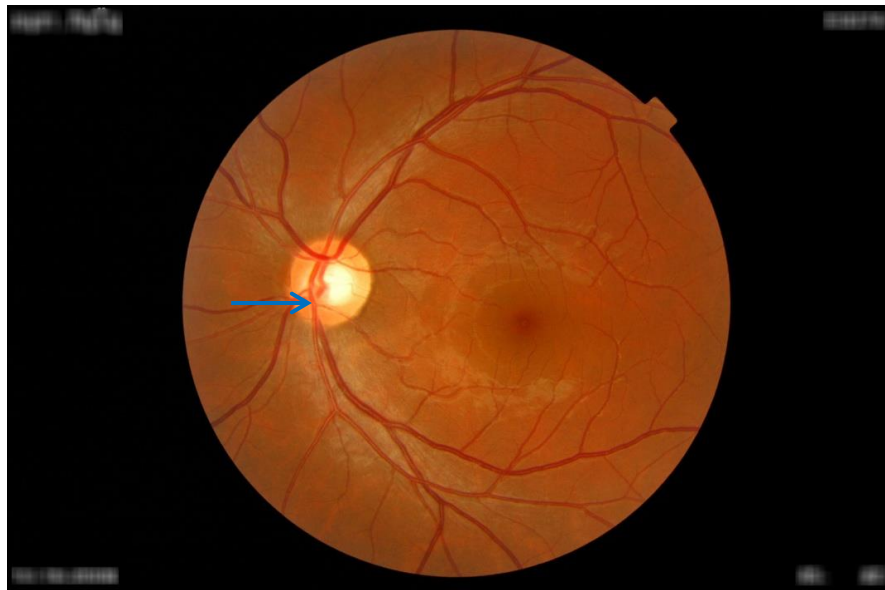
การเลือกภาพถ่ายที่มีขนาดคัพเล็ก มีเกณฑ์ในการเลือกภาพคือ ค่าอัตราส่วนแนวตั้ง ตั้งแต่ 0 – 0.2 เนื่องจากเป็นค่าอัตราส่วนแนวตั้งที่มักมีการอ่านค่าผิดพลาดเสมอ ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะ Cup ขนาดเล็ก มีลักษณะดังต่อไปนี้



รูปที่ 3. 4 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก

3.2.2 กลุ่มที่ 2 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่

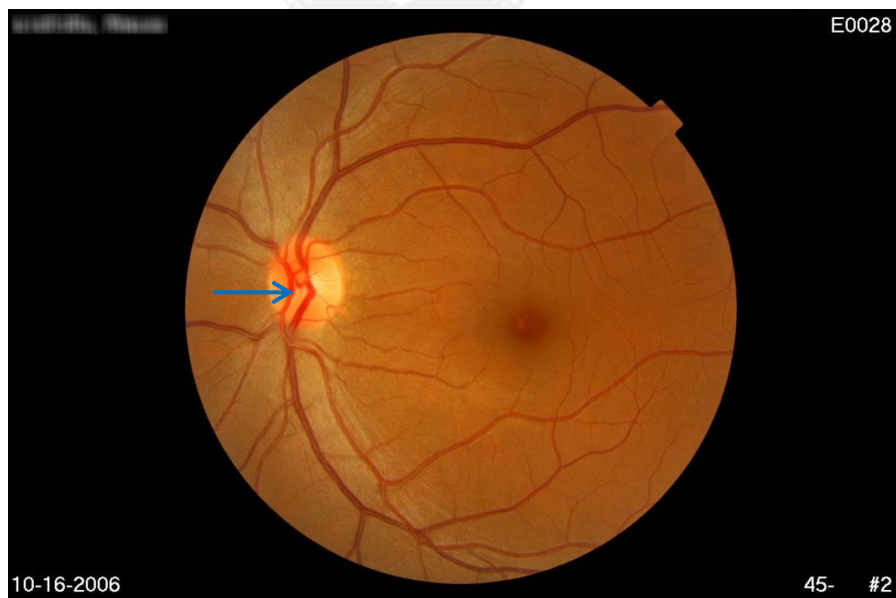
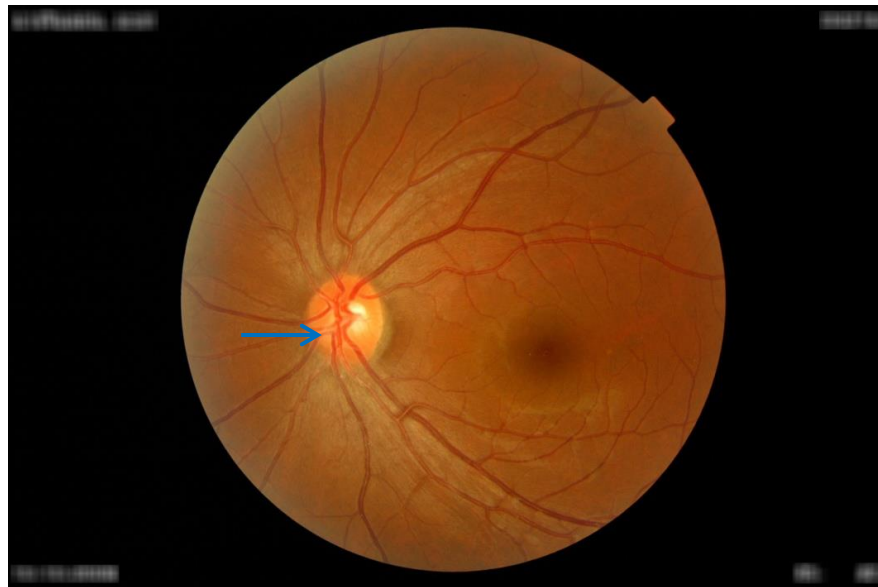
การเลือกภาพถ่ายที่มีขนาดคัพขนาดใหญ่ มีเกณฑ์ในการเลือกภาพคือ ค่าอัตราส่วนแนวตั้งตั้งแต่ 0.2 – 0.6 เนื่องจากภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพที่ใหญ่มีสี แยกออกจากดิสก์และพื้นหลังอย่างชัดเจน ควรเป็นภาพมาตรฐานเพื่อการปรับลักษณะภาพที่นำมาทดลองในการแบ่งส่วน มีลักษณะดังต่อไปนี้



รูปที่ 3. 5 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่

3.2.3 กลุ่มที่ 3 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่

การเลือกภาพถ่ายที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่ มีเกณฑ์ในการเลือกภาพคือ เลือกภาพที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่พาดผ่านแนวตั้งของภาพและมีบดบังบริเวณคัพ เนื่องจากภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่พาดผ่าน เป็นอุปสรรคต่อการแบ่งส่วนบริเวณคัพ มีลักษณะดังต่อไปนี้



รูปที่ 3. 6 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่

3.2.4 กลุ่มที่ 4 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะมัว

การเลือกภาพถ่ายที่มีลักษณะมัว เนื่องจากลักษณะผู้ป่วยที่แตกต่างกัน ทั้งจากโรคและร่างกายของผู้ป่วย เช่น ลักษณะเลนส์ตา อาจทำให้ภาพถ่ายมีลักษณะมัวทั้งภาพ เป็นอุปสรรคในการแบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตา มีลักษณะดังต่อไปนี้



รูปที่ 3. 7 ภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีลักษณะมัว

3.3 การประมวลผลภาพเบื้องต้น

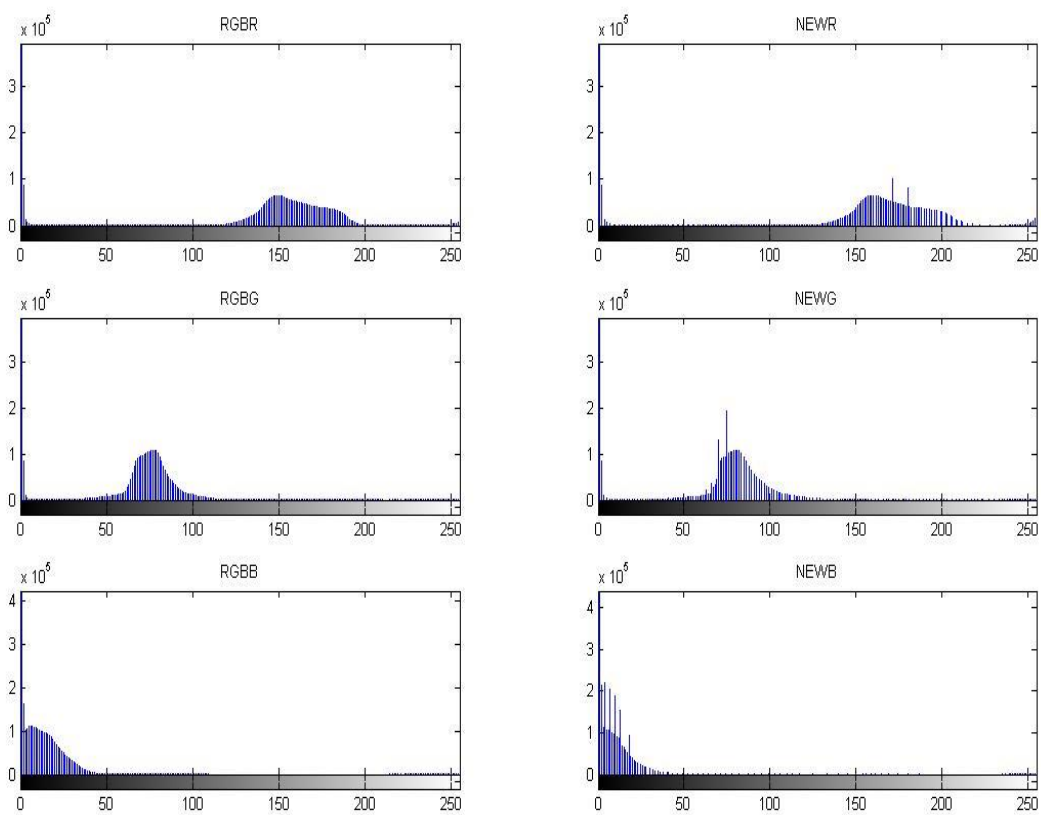
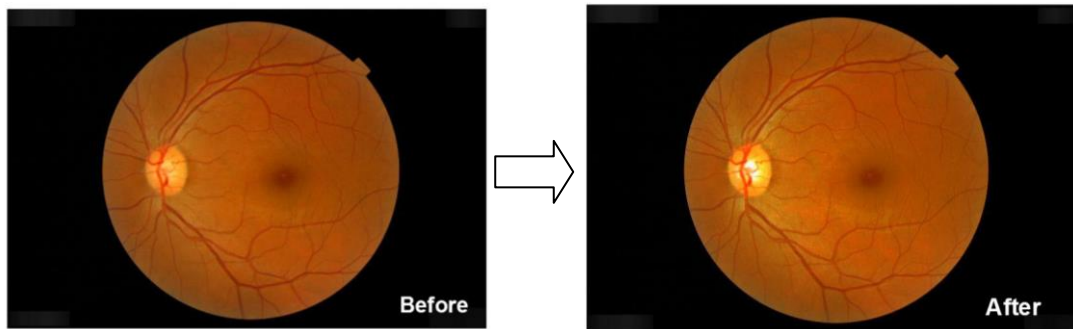
3.3.1 ขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น นำเสนอดังรูปที่ 3.5 ดังต่อไปนี้



รูปที่ 3. 8 ขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น

3.3.2 การปรับรูปภาพให้เป็นลักษณะเดียวกัน

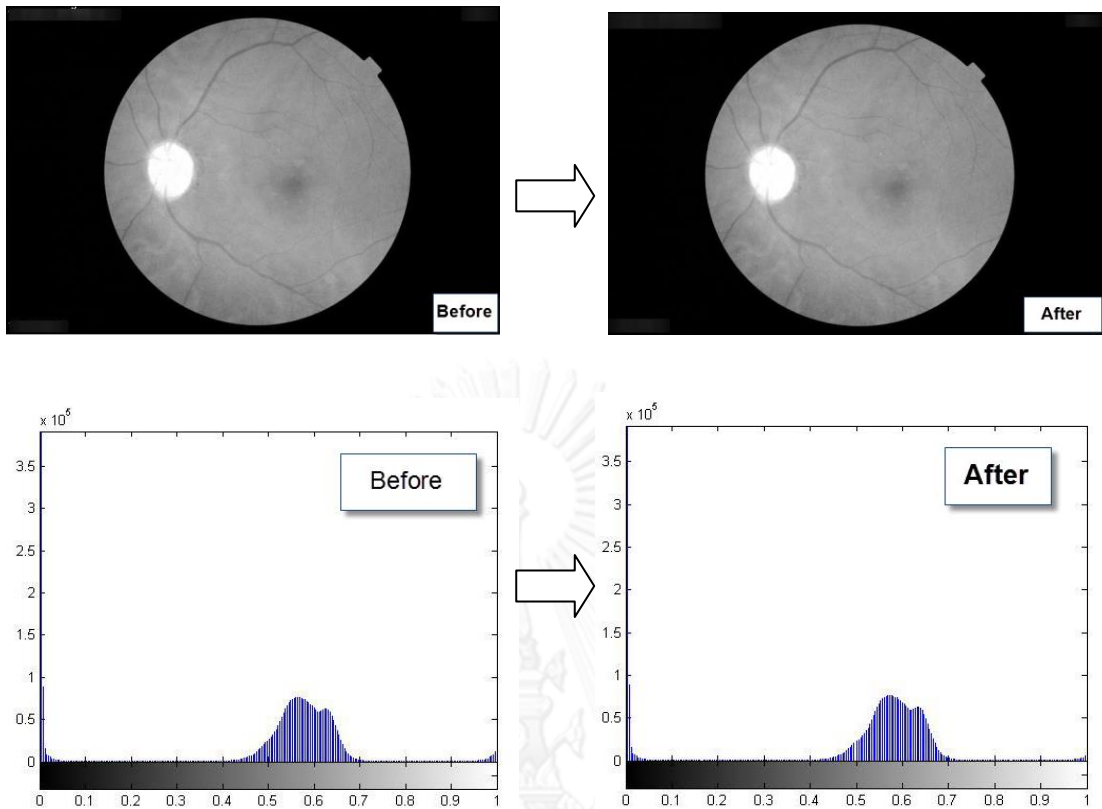
เนื่องด้วยภาพถ่ายจอประสาทตาที่ได้นำมาทำการทดลองมีระดับความเข้มแสงไม่เท่ากันและเพื่อให้การประมวลผลภาพมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น จึงได้ปรับความเข้มแสงของชุดภาพให้เป็นลักษณะเดียวกันก่อนนำมาประมวลผลต่อไป โดยการเลือกรูปภาพมาตรฐานที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่ มีการแบ่งส่วนบริเวณคัพ ออกจากบริเวณดิสก์และพื้นหลัง อย่างชัดเจน ตัวอย่างภาพก่อนและหลังทำการปรับรูปภาพให้เป็นลักษณะเดียวกัน แสดงในรูปที่ ในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3. 9 ภาพก่อนและหลังทำการปรับรูปภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน

3.3.3 การปรับตั้งค่าระดับความเปรียบต่าง

การปรับรูปภาพด้วยวิธีปรับค่าความเปรียบต่าง (Contrast Adjustment - Gray-level Slicing) การปรับรูปภาพให้มีค่าเปรียบต่างมากขึ้น ทำให้ภาพบริเวณดิสก์ มีความชัดเงนมากยิ่งขึ้น แสดงในรูปที่ 3.10



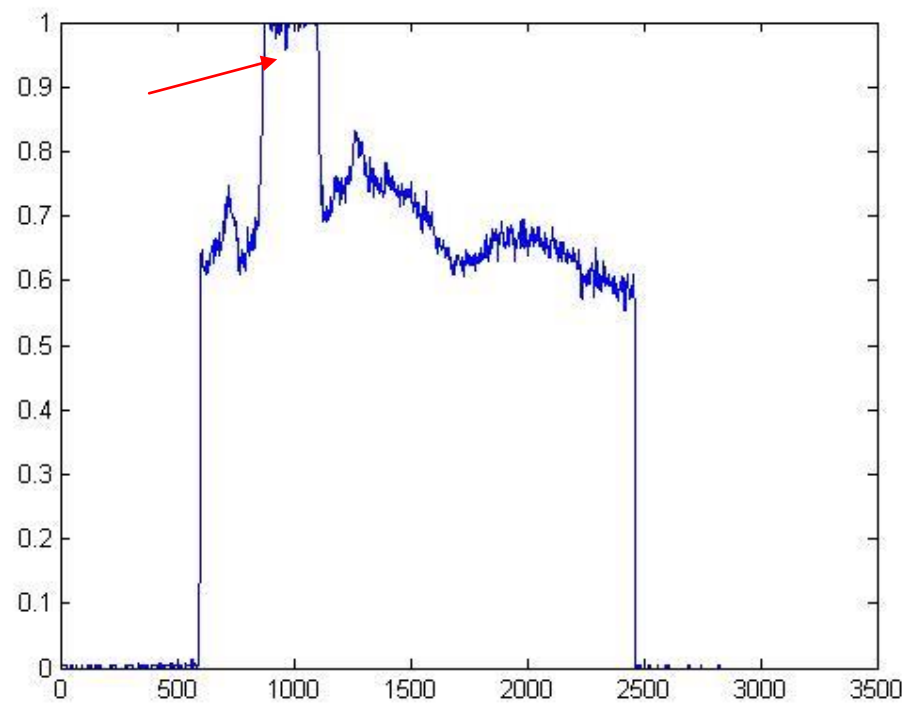
รูปที่ 3. 10 ภาพก่อนและหลังทำการปรับค่าเปรียบต่าง

3.3.4 การกำหนดบริเวณที่สนใจ

งานวิจัยนี้ใช้วิธีการหาค่า Horizontal Value line profile จากตำแหน่งกึ่งกลางตามแนวนอน (Row) เพื่อหาค่าขีดแบ่ง เป็นตัวแบ่งบริเวณที่สนใจออกจากพื้นหลัง โดยค่าขีดแบ่ง ได้จากค่าความเข้มแสงที่มีค่าน้อยที่สุด จากกลุ่มที่มีค่า Value สูงสุด บนเส้นกึ่งกลางแนวนอน เพื่อใช้อ้างอิงในการกำหนดบริเวณที่สนใจในแต่ละจุด แสดงในรูปที่ 3.11 และกราฟแสดงในรูปที่ 3.12

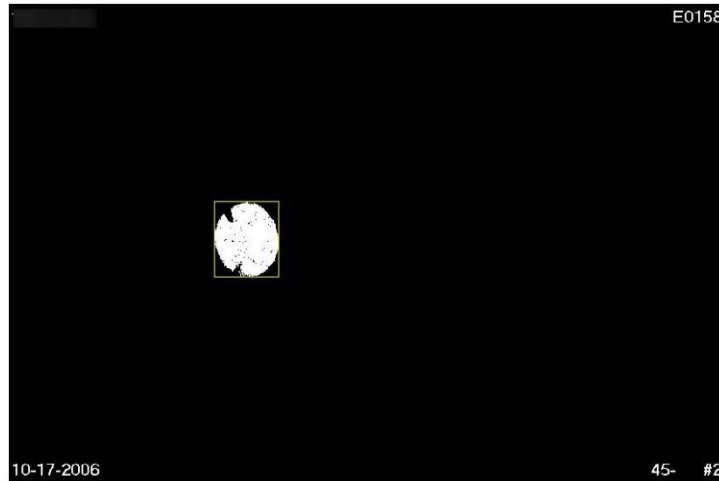


รูปที่ 3. 11 วิธีการหาค่า Horizontal Value line profile จากค่ากึ่งกลางตาม
แนวนอน



รูปที่ 3. 12 กราฟค่า Horizontal Value line profile จากค่ากึ่งกลางตาม
แนวนอน

ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าขีดแบ่งที่หาได้จากข้างต้น แยกส่วนประกอบที่มีขนาดใหญ่ที่สุดออกจากภาพ ด้วยวิธีการ Connected Component Labeling เพื่อหาวัตถุที่สนใจในภาพ แสดงในรูปที่ 3.13



รูปที่ 3. 13 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าขีดแบ่ง

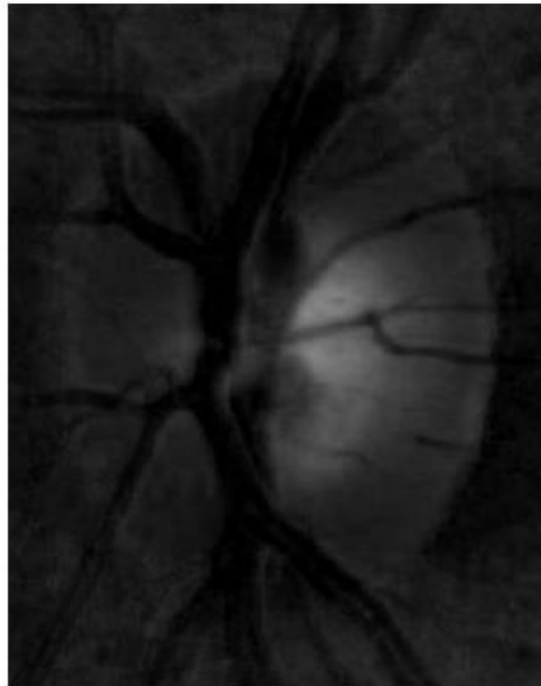
จากจุดที่พบวัตถุที่สนใจ ทำการกางพื้นที่ออกมาอีก 10 เพอร์เซ็นต์ เป็นบริเวณที่สนใจแสดงดังในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3. 14 บริเวณที่สนใจ (ROI)

3.3.5 การหาค่าเฉลี่ยค่าความเข้มแสงจากบริเวณที่สนใจ (ROI)

การแบ่งบริเวณของคัพเป็นส่วนที่ยากที่สุด เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีสีและแสงใกล้เคียงกับบริเวณของดิสก์มาก และอาจมีส่วนของเส้นเลือดมาบดบังได้ งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ระบบสี RGB โดยเลือกค่า B (Blue) แสดงในรูปที่ 3.12 ซึ่งเป็นระบบที่แสดงบริเวณของคัพออกมาชัดเจนที่สุด มาทำการหาค่าขีดแบ่ง โดยทำการหาค่าความเข้มแสงสูงสุดของทุกภาพแล้วทำการหาค่าเฉลี่ย เพื่อเป็นค่าขีดแบ่งส่วนของคัพออกจากส่วนของดิสก์ แสดงดังสมการที่ 3.1



รูปที่ 3. 15 แสดงค่า B (Blue) ในระบบสี RGB

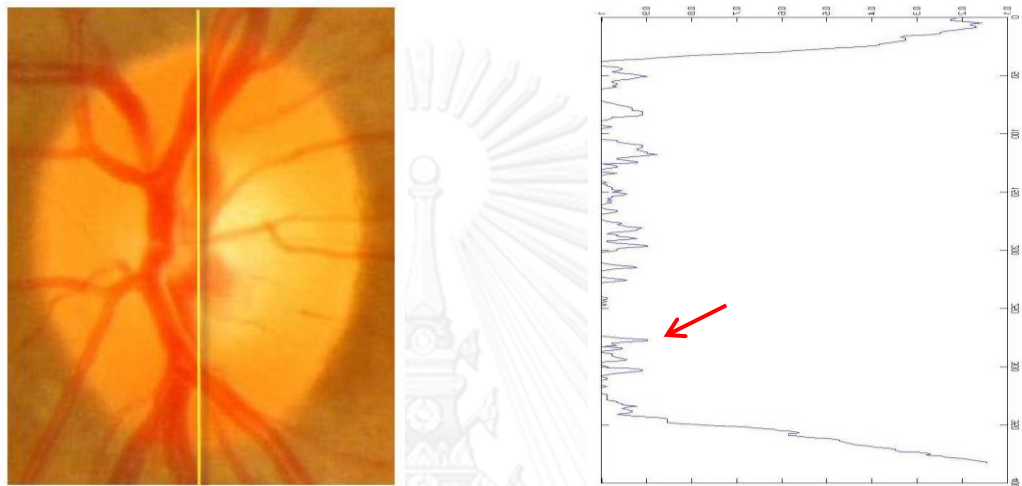
$$\bar{B}_{max} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\bar{B}_{max}) \quad \dots (3.1)$$

โดยที่

\bar{B}_{max} คือ ค่าความเข้มแสงสูงสุดของ Blue channel

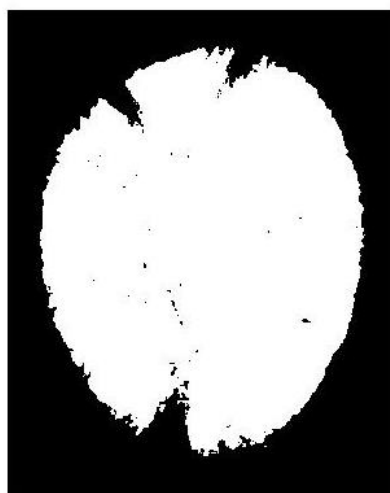
3.3.6 การแบ่งส่วนบริเวณดิสก์

ทำการหาค่า Vertical Value line profile จากตำแหน่งกึ่งกลางตามแนวตั้ง (Column) บนภาพ ROI เพื่อหาค่า ซีดแบ่งเป็นตัวแบ่งบริเวณดิสก์ ออกจากพื้นหลัง แสดงในรูปที่ 3.16 โดยค่าซีดแบ่ง ได้จากค่าความเข้มแสงที่มีค่าน้อยที่สุด จากกลุ่มที่มีค่า Value สูงสุด บนเส้นกึ่งกลางแนวตั้ง เพื่อใช้เป็นค่าซีดแบ่งบริเวณของดิสก์



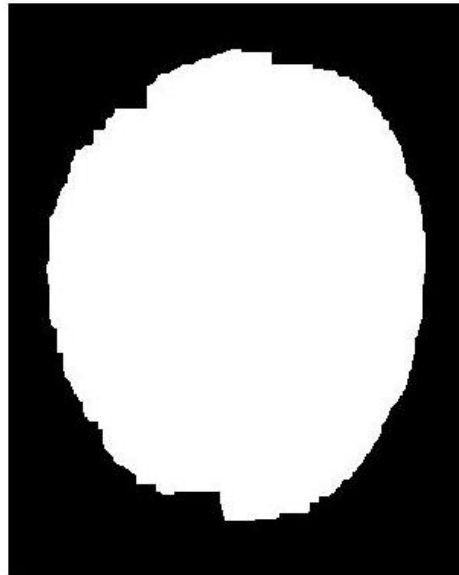
รูปที่ 3. 16 Vertical Value line profile จากตำแหน่งกึ่งกลางตามแนวตั้ง (Column) บนภาพ ROI

3.17 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าซีดแบ่งที่หาได้จากข้างต้น แสดงในรูปที่



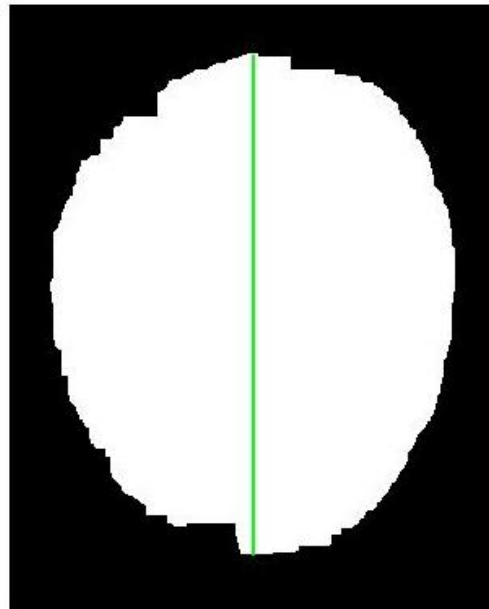
รูปที่ 3. 17 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าซีดแบ่ง

การปรับภาพที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพ เพื่อลดส่วนเกินและเชื่อมรอยต่อของภาพ โดยใช้มอร์โฟโลยี โดยทำ Opening operation ใช้ element ขนาด 5×5 และตามด้วย Closing operation ใช้ element ขนาด 30×30 แสดงในรูปที่ 3.16



รูปที่ 3. 18 การปรับภาพให้เรียบโดยใช้มอร์โฟโลยี

วัดค่าส่วนสูงบริเวณของดิสก์ (V_{Disc}) จากตำแหน่งบนสุดถึงตำแหน่งที่ต่ำสุด ของบริเวณของดิสก์แสดงในรูปที่ 3.19



รูปที่ 3. 19 การวัดค่าส่วนสูงบริเวณของ Disc

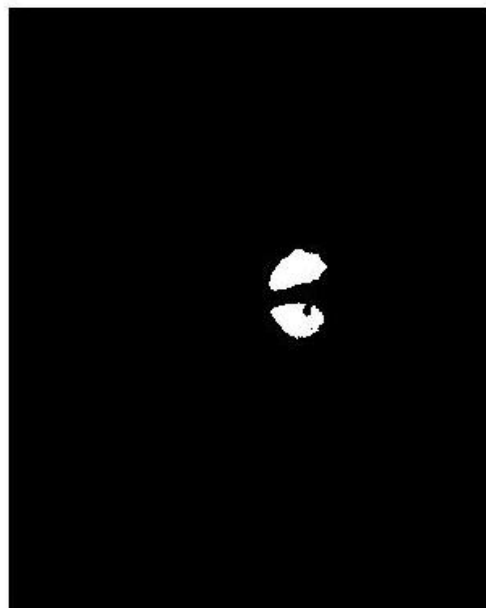
3.3.7 การแบ่งส่วนบริเวณคัพ

จากภาพ ROI ในระบบสี RGB โดยเลือกค่า B (Blue) หาค่าขีดแบ่งบริเวณคัพ ออกจากบริเวณ ดิสก์ โดยใช้ค่าขีดแบ่ง \bar{B}_{max} และค่าขีดแบ่งแบบ Otsu มาทำการหาค่าเฉลี่ย แสดงดังสมการที่ 3.2 แล้วปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง แสดงในรูปที่ 3.19

$$T = \frac{1}{2} (\bar{B}_{max} + T_{Otsu}) \quad \dots (3.1)$$

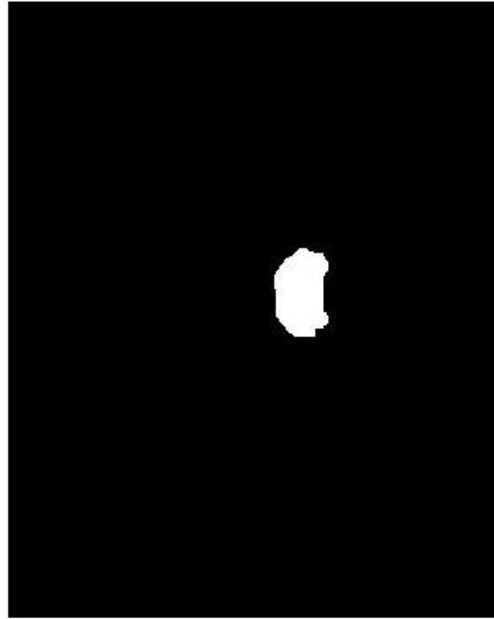
โดยที่

- T คือ ค่าขีดแบ่งของบริเวณคัพ
- \bar{B}_{max} คือ ค่าเฉลี่ยค่าความเข้มแสงสูงสุดของ Blue channel
- T_{Otsu} คือ ค่าขีดแบ่งแบบ Otsu ของภาพนั้น



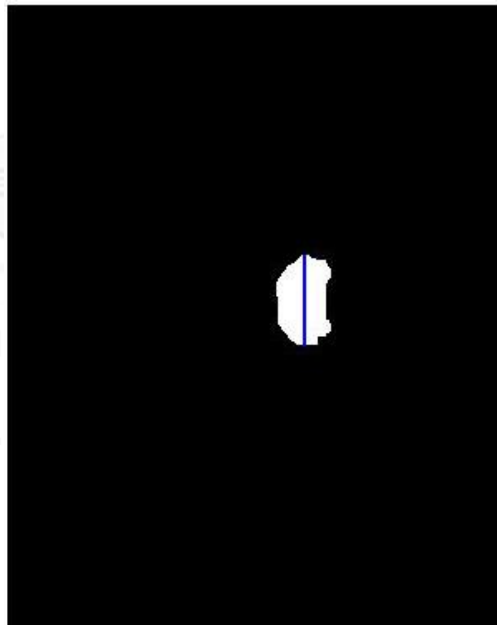
รูปที่ 3. 20 ปรับภาพให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ด้วยการหาค่าขีดแบ่ง

การปรับภาพที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพ เพื่อลดส่วนเกินและเชื่อมรอยต่อของภาพ โดยใช้มอร์โฟโลยี โดยทำ Opening operation ใช้ element ขนาด 5*5 และตามด้วย Closing operation ใช้ element ขนาด 20*20 แสดงในรูปที่ 3.20



รูปที่ 3. 21 การปรับภาพให้เรียบโดยใช้มอร์โฟโลยี

วัดค่าส่วนสูงบริเวณของคัพ (V_{cup}) จากตำแหน่งบนสุดถึงตำแหน่งที่ต่ำสุด ของบริเวณของคัพ แสดงในรูปที่ 3.21



รูปที่ 3. 22 การวัดค่าส่วนสูงบริเวณของคัพ

3.4 การวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

จากภาพที่แบ่งส่วนได้ ทั้งบริเวณดิสก์และบริเวณคัพ แล้ววัดค่าส่วนสูงที่สุดของภาพ ทั้งบริเวณดิสก์และบริเวณคัพ มาทำการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์แสดงดังสมการที่ 3.1

$$V_{CDR} = \frac{V_{Cup}}{V_{Disc}} \quad \dots (3.3)$$

โดยที่

V_{CDR} คือ อัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์

V_{Cup} คือ ค่าความสูงของบริเวณคัพ

V_{Disc} คือ ค่าความสูงของบริเวณดิสก์

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

งานวิจัยนี้นำเสนอเครื่องมือประมวลผลภาพดิจิทัลสำหรับช่วยในการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา ประกอบการวินิจฉัยโรคต้อหิน ให้กับจักษุแพทย์ โดยมีกระบวนการค้นหาบริเวณดิสก์เพื่อจำกัดบริเวณที่สนใจในการค้นหาแบ่งส่วน บริเวณดิสก์และคัพ เพื่อใช้ในการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา ประกอบการวินิจฉัยโรคต้อหิน วิธีการแบ่งส่วนดิสก์และคัพแบบอัตโนมัติ เริ่มจากการปรับภาพให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกันแล้วจึงประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัลต่าง ๆ วิธีการแบ่งส่วนดิสก์และคัพแบบอัตโนมัติ ในแต่ละส่วนได้ทำการอธิบายถึงข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง วิธีการทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผลการทดลอง ตามลำดับ

โปรแกรมต้นแบบที่ใช้ในการทดลอง พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม Matlab (Matrix Laboratory) version 2011a ซึ่งใช้ภาษาซีในการเขียนโปรแกรม และได้ใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ Intel(R) Centrino2 ความเร็ว 2.00 GHz หน่วยความจำ 4 GB ในการประมวลผล

การทดลองและผลการทดลองวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR})

การทดลองได้เตรียมภาพถ่ายจอประสาทตา ความละเอียด 2000 x 3008 pixel เป็น แพ้มข้อมูลภาพเป็น JPEG

โดยแบ่งกลุ่มภาพออกเป็น 4 กลุ่ม คือ

- 1) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก จำนวน 30 ภาพ
- 2) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่ จำนวน 30 ภาพ
- 3) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่ จำนวน 30 ภาพ
- 4) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะมัว จำนวน 30 ภาพ

รวมทั้งหมด จำนวน 120 ภาพ ให้จักษุแพทย์ทำการ วัดค่า V_{CDR} โดยการตัดสินใจของแพทย์ ซึ่งเป็นการใช้วิธีการวัดแบบกะประมาณค่า และวัดผลการทดลองด้วยเปรียบเทียบค่า V_{CDR} ระหว่างการวัดค่าโดยจักษุแพทย์กับกระบวนการแบ่งส่วนคัพและดิสก์แบบอัตโนมัติ โดยวัดแบบหาจุดสูงสุดและจุดต่ำสุดของภาพ แบ่งเป็น 3 ขั้นตอน ดังนี้

- 1) จักษุแพทย์ 3 ท่าน ทำการวัดค่า V_{CDR} โดยการกะประมาณค่า V_{CDR} จากภาพถ่ายจอประสาทตา 120 ภาพ ภาพละ 2 ครั้ง ใช้เวลาห่างกัน 1 สัปดาห์ ชุดภาพที่นำมาทดลองมีสลับลำดับภาพ

- 2) การคำนวณหาค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดค่า V_{CDR} โดยจักษุแพทย์ โดยคำนวณแบบ Relative Standard Deviation (RSD) ดังสมการที่ 4.1 ซึ่งผู้ใช้ทำการวัดค่า V_{CDR} จำนวนภาพถ่ายจอประสาทตา 120 ภาพ ในเวลาที่ต่างกันมากกว่า 1 ครั้ง และคำนวณหาค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดค่า โดยค่าคลาดเคลื่อนต้องมีความคลาดเคลื่อนของการวัดไม่เกิน 40 เปอร์เซ็นต์ เพื่อนำไปใช้วัดผลกับเครื่องมือ

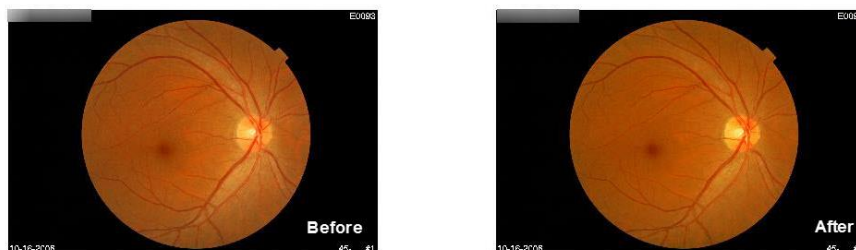
$$\%RSD = \frac{SD}{\bar{X}} \times 100 \quad \dots (4.1)$$

โดย $\%RSD$ = ค่า Relative Standard Deviation
 SD = ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
 (ค่าที่บอกถึงค่าที่วัดได้อยู่ห่างไกลจากค่าเฉลี่ยมากเท่าใด)
 \bar{X} = ค่าเฉลี่ยของผลการอ่านค่า

- 3) การคำนวณหาค่าความผิดพลาดของการวัดค่า V_{CDR} โดยจักษุแพทย์กับโปรแกรมเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยของการวัดค่า V_{CDR} โดยจักษุแพทย์กับโปรแกรม และคำนวณหาค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดค่า V_{CDR} โดยจักษุแพทย์กับเครื่องมือ

ผลการทดลองวัดค่า V_{CDR} โดยแบ่งกลุ่มภาพออกเป็น 4 กลุ่ม ประเมินด้วยเกณฑ์ความถูกต้องของโปรแกรมการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) แบบอัตโนมัติ ที่เป็นที่ยอมรับ คือมีค่า V_{CDR} แตกต่างไม่เกิน ± 0.1 จากค่า V_{CDR} เฉลี่ย ที่กำหนดโดยจักษุแพทย์ ผลการทดลอง มีดังนี้คือ

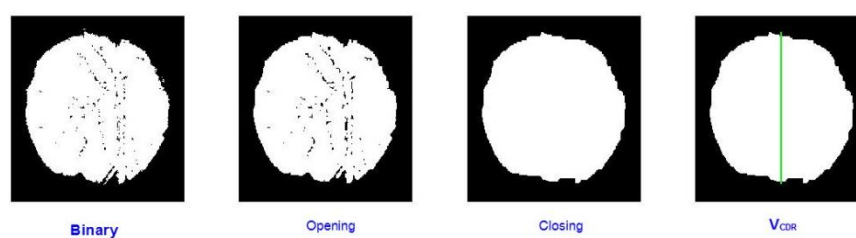
- 1) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะคัพขนาดเล็ก จำนวน 30 ภาพ หลังจากการคำนวณค่าความผิดพลาดแล้ว เหลือรูปภาพที่สามารถนำมาทดลองได้ จำนวน 27 ภาพ เนื่องจากภาพถ่ายในกลุ่มนี้เป็นกลุ่มที่มีค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์อยู่ในช่วง 0 – 0.2 เป็นกลุ่มที่มีการอ่านผลคลาดเคลื่อนเสมอ จึงมีการตัดภาพที่มีค่าความคลาดเคลื่อนสูง เมื่อนำมาภาพมาทำการทดลองหลังการปรับเปรียบเทียบผลการอ่านค่ากับเครื่องมือแล้ว สามารถอ่านผลได้ถูกต้องจำนวน 25 ภาพ คิดเป็นร้อยละ 92.59 ซึ่งขั้นตอนในการปรับภาพให้มีลักษณะเดียวกันกับภาพมาตรฐาน แสดงดังรูปที่ 4.1 สามารถทำคัพมีลักษณะที่ชัดเจน สามารถแบ่งส่วนภาพได้ถูกต้อง



รูปที่ 4. 1 แสดงการปรับค่าภาพให้มีลักษณะเดียวกันกับภาพมาตรฐาน

2) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะคัพขนาดใหญ่ จำนวน 30 ภาพ หลังจากการคำนวณค่าความผิดพลาดแล้ว เหลือรูปภาพที่สามารถนำมาทดลองได้ จำนวน 29 ภาพ เนื่องจากภาพถ่ายในกลุ่มนี้เป็นกลุ่มที่มีค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์อยู่ในช่วง 0.2 – 0.6 เป็นกลุ่มที่มีค่าความคลาดเคลื่อนของการวัดโดยจักษุแพทย์น้อยที่สุด ภาพที่ใช้ทดลองมีลักษณะคัพแยกออกจากดิสก์และพื้นหลังอย่างชัดเจน เมื่อนำมาภาพมาทำการทดลองหลังการปรับเปรียบเทียบผลการอ่านค่ากับเครื่องมือแล้ว ผลการอ่านค่ากับเครื่องมือแล้ว สามารถอ่านผลได้ถูกต้องจำนวน 28 ภาพ คิดเป็นร้อยละ 96.55

3) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะเส้นเลือดขนาดใหญ่ จำนวน 30 ภาพ หลังจากการคำนวณค่าความผิดพลาดแล้ว เหลือรูปภาพที่สามารถนำมาทดลองได้ จำนวน 27 ภาพ เนื่องจากภาพถ่ายในกลุ่มนี้เป็นกลุ่มที่มีเส้นเลือดพาดผ่านแนวตั้งของภาพอาจเป็นอุปสรรคต่อการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งได้ เปรียบเทียบผลการอ่านค่ากับเครื่องมือแล้ว สามารถอ่านผลได้ถูกต้องจำนวน 26 ภาพ คิดเป็นร้อยละ 96.29 เมื่อนำภาพมาทำการทดลองแล้วพบว่าแม้ภาพที่มีลักษณะเส้นเลือดพาดผ่านแนวตั้ง ในขั้นตอนมอร์โฟโลยี สามารถปรับภาพที่มีเส้นเลือดบดบังให้วัดค่าได้ถูกต้อง



รูปที่ 4. 2 แสดงขั้นตอนมอร์โฟโลยี ในภาพที่มีลักษณะเส้นเลือดพาดผ่านแนวตั้ง

4) กลุ่มภาพถ่ายที่มีลักษณะมัว จำนวน 30 ภาพ หลังจากการคำนวณค่าความผิดพลาดแล้ว เหลือรูปภาพที่สามารถนำมาทดลองได้ จำนวน 29 ภาพ เนื่องจากภาพถ่ายในกลุ่มนี้เป็นกลุ่มที่มีลักษณะมัว มีสาเหตุมาจากหลายสาเหตุ เช่น สภาวะแวดล้อมของกล้องถ่ายภาพ, ลักษณะดวงตาของผู้ป่วย เช่น เลนส์ หรือตัวโรค ทำให้ภาพถ่ายที่นำมาทดลองมีหลากหลายแต่ไม่สามารถระบุสาเหตุได้ว่าลักษณะมัวนั้นมีสาเหตุมาจากอะไร เปรียบเทียบผลการอ่านค่ากับเครื่องมือแล้ว สามารถอ่านผลได้ถูกต้องจำนวน 24 ภาพ คิดเป็นร้อยละ 82.75

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

บทนี้กล่าวถึงการสรุปผลการวิจัยการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา แบบอัตโนมัติ เพื่อการช่วยในการวินิจฉัยโรคต้อหิน รวมถึงข้อเสนอแนะเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนางานวิจัยต่อไปในอนาคต ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอขั้นตอนวิธีการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตา แบบอัตโนมัติ งานวิจัยที่ได้นำเสนอในนี้พบว่ามีข้อจำกัด ดังนี้

1) สิ่งแวดล้อมในการเก็บภาพ ได้แก่ ลักษณะของผู้ป่วย ที่มีลักษณะของร่างกายหรืออวัยวะแตกต่างกันไป มีผลทำให้ภาพที่นำมาทดลองมีความแตกต่างกันในเรื่องของแสง ซึ่งภาพที่นำมาทดลองไม่สามารถระบุได้ว่าภาพที่นำมาทดลองมาจากผู้ป่วยที่มีลักษณะแบบใด ในกลุ่มการทดลองที่เป็นภาพมัว ผลการทดลอง จากภาพถ่ายจอประสาทตาที่นำมาทดลองทั้งหมด 30 ภาพ มีภาพที่สามารถนำมาเปรียบเทียบผลการวัดค่าได้ 29 ภาพ เปรียบเทียบการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของโปรแกรมกับจักขุแพทย์ วัดผลถูกต้อง 24 ภาพ และไม่ถูกต้องถึง 5 ภาพ

2) ลักษณะกล้องถ่ายภาพ ที่มีการเก็บแฟ้มข้อมูลภาพเป็นแบบ JPEG ซึ่งไม่สามารถระบุได้ว่าเกิดการสูญเสียข้อมูลภาพไปมากเพียงใด วิธีที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ จึงเป็นวิธีที่เหมาะสมกับข้อมูลแฟ้มภาพแบบ JPEG

3) งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) จากภาพถ่ายจอประสาทตาที่มีค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ (V_{CDR}) ไม่เกิน 0.6 แบบอัตโนมัติ เพื่อช่วยในการวินิจฉัยและคัดกรองผู้ป่วย ที่มีอาการเริ่มเป็นโรคต้อหินในระยะเริ่มแรก

5.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ยังมีงานบางส่วนที่ควรปรับปรุง คือ การเก็บและจำแนกชนิดของภาพภาพที่มีลักษณะสิ่งแวดล้อมที่แตกต่างหลากหลายของลักษณะผู้ป่วย เพื่อที่จะเลือกใช้วิธีการประมวลผลทางภาพดิจิทัล ให้เหมาะสมกับภาพแต่ละชนิดเพื่อเพิ่มความถูกต้อง ในการแบ่งส่วนภาพถ่ายจอประสาทตาเพื่อวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์

รายการอ้างอิง

1. ราชวิทยาลัยจักษุแพทย์แห่งประเทศไทย. การรักษาโรคต้อหิน. 2556; Available from: <http://www.rcopt.org/news-public-80.html>.
2. ศูนย์รักษาตาที่อปเจริณู. รู้จักต้อหินไหม? 2557; Available from: <http://www.tcec.co.th/2013/?p=4353>.
3. BangkokHealth.com. การวินิจฉัยโรคต้อหิน. 2556; Available from: <http://www.bangkokhealth.com/index.php/health/health-system/eye/1473-การวินิจฉัยโรคต้อหิน.html>.
4. Phimaimedicine. *High cup-to-disc ratio* 2552; Available from: <http://www.phimaimedicine.org/2009/11/164-37.html>.
5. ReviewofOptometry. *Optometric Study Center*. 2556; Available from: <http://cms.revoptom.com/index.asp?ArticleType=SiteSpec&Page=osc/3146/lesson.htm>.
6. Muramatsu, C., et al., *Automated segmentation of optic disc region on retinal fundus photographs: Comparison of contour modeling and pixel classification methods*. Computer methods and programs in biomedicine, 2011. 101(1): p. 23-32.
7. Kavitha, S., S. Karthikeyan, and K. Duraiswamy. *Early detection of glaucoma in retinal images using cup to disc ratio*. in *Computing Communication and Networking Technologies (ICCCNT), 2010 International Conference on*. 2010: IEEE.
8. Sekhar, S., W. Al-Nuaimy, and A. Nandi. *Automated localization of optic disc and fovea in retinal fundus images*. in *16th European Signal Processing Conference, Lausanne, Switzerland*. 2008.
9. ทาหมอ.com. กายวิภาคและสรีรวิทยาของตา (*Anatomy and physiology of the eye*). 2556; Available from: <http://haamor.com/th/กายวิภาคและสรีรวิทยาของตา>.
10. LaserVisionThailand, L. ดวงตา. 2557; Available from: <http://lasiktip.blogspot.com/2012/11/eyes-lasik-laservisionthailand.html#.UzpX4KJvpGw>.
11. il.mahidol.ac.th. การมองเห็น. 2555; Available from: <http://www.il.mahidol.ac.th/e-media/nervous/chapter3.htm>.
12. MIM. *Optic Cup/Disc Ratio*. 2556; Available from: <https://www.mims.com/USA/diagnoses/info/Optic%20Cup/Disc%20Ratio?iType=10002>.
13. DigitalImageProcessingBasedOnOPENCV. ขั้นตอนพื้นฐานของการประมวลผลภาพดิจิทัล (*Basic of Digital Image processing*) 2555; Available from:

<http://digitaltoimageprocessing.blogspot.com/2010/04/basic-of-digital-image-processing.html>.

14. Rafael C. Gonzalez, R.E.W., *Digital Image Processing*. 3 ed. 2010: PEARSON.
15. P. K. SAHOO, S.S., AND A. K. C. WONG, *A Survey of Thresholding Techniques**. COMPUTER VISION, GRAPHICS, AND IMAGE PROCESSING, 1988: p. 233-260.
16. Otsu, N., *A Threshold Selection Method From Gray-scale Histogram*. IEEE Transaction System 8 1978: p. 62-66.
17. Wen, C., Y.Q. Shi, and X. Guorong. *Identifying Computer Graphics using HSV Color Model and Statistical Moments of Characteristic Functions*. in *Multimedia and Expo, 2007 IEEE International Conference on*. 2007.
18. UWA. *Colour Image Processing*. 2555; Available from: http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/OWENS/LECT14/lecture12.html.
19. Terrillon, J.C., M. David, and S. Akamatsu. *Automatic detection of human faces in natural scene images by use of a skin color model and of invariant moments*. in *Automatic Face and Gesture Recognition, 1998. Proceedings. Third IEEE International Conference on*. 1998.
20. software.intel. *Color Models*. 2556; Available from: http://software.intel.com/sites/products/documentation/hpc/ipp/ippi/ippi_ch6/ch6_color_models.html.
21. Marques, O., *Morphological Image Processing*, in *Practical Image and Video Processing Using MATLAB®*. 2011, John Wiley & Sons, Inc. p. 299-334.
22. Coltuc, D., P. Bolon, and J.M. Chassery, *Exact histogram specification*. Image Processing, IEEE Transactions on, 2006. 15(5): p. 1143-1152.
23. Kong, T.Y. and A. Rosenfeld, *Topological algorithms for digital image processing*. 1996: Elsevier.



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ ก. 1 ผลการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของจักษุแพทย์ คนที่ 1

ภาพถ่าย กลุ่มที่ 1	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.3	0.3	0.3	0.00
2	0.2	0.2	0.2	0.00
3	0.2	0.2	0.2	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00
5	0.2	0.2	0.2	0.00
6	0.3	0.3	0.3	0.00
7	0.3	0.3	0.3	0.00
8	0.1	0.1	0.1	0.00
9	0.3	0.3	0.3	0.00
10	0.1	0.1	0.1	0.00
11	0.2	0.2	0.2	0.00
12	0.3	0.2	0.25	23.57
13	0.3	0.2	0.25	23.57
14	0.2	0.2	0.2	0.00
15	0.1	0.1	0.1	0.00
16	0.3	0.3	0.3	0.00
17	0.2	0.2	0.2	0.00

18	0.2	0.2	0.2	0.00
19	0.3	0.3	0.3	0.00
20	0.3	0.3	0.3	0.00
21	0.2	0.2	0.2	0.00
22	0.4	0.5	0.45	14.14
23	0.5	0.5	0.5	0.00
24	0.3	0.3	0.3	0.00
25	0.3	0.3	0.3	0.00
26	0.1	0.1	0.1	0.00
27	0.3	0.3	0.3	0.00
28	0.3	0.3	0.3	0.00
29	0.3	0.3	0.3	0.00
30	0.3	0.3	0.3	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 2	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.5	0.5	0.5	0.00
2	0.5	0.5	0.5	0.00
3	0.4	0.5	0.45	14.14
4	0.5	0.5	0.5	0.00
5	0.3	0.4	0.35	17.68
6	0.3	0.3	0.3	0.00

7	0.5	0.5	0.5	0.00
8	0.4	0.4	0.4	0.00
9	0.4	0.5	0.45	14.14
10	0.5	0.5	0.5	0.00
11	0.6	0.6	0.6	0.00
12	0.5	0.5	0.5	0.00
13	0.4	0.5	0.45	14.14
14	0.2	0.2	0.2	0.00
15	0.2	0.2	0.2	0.00
16	0.2	0.2	0.2	0.00
17	0.3	0.3	0.3	0.00
18	0.3	0.3	0.3	0.00
19	0.1	0.1	0.1	0.00
20	0.5	0.5	0.5	0.00
21	0.4	0.4	0.4	0.00
22	0.5	0.5	0.5	0.00
23	0.3	0.3	0.3	0.00
24	0.2	0.2	0.2	0.00
25	0.3	0.3	0.3	0.00
26	0.3	0.3	0.3	0.00
27	0.5	0.5	0.5	0.00

28	0.6	0.6	0.6	0.00
29	0.5	0.4	0.45	14.14
30	0.5	0.5	0.5	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 3	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.2	0.2	0.2	0.00
2	0.3	0.3	0.3	0.00
3	0.3	0.3	0.3	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00
5	0.2	0.2	0.2	0.00
6	0.5	0.5	0.5	0.00
7	0.2	0.2	0.2	0.00
8	0.5	0.5	0.5	0.00
9	0.4	0.4	0.4	0.00
10	0.2	0.3	0.25	23.57
11	0.3	0.3	0.3	0.00
12	0.4	0.5	0.45	14.14
13	0.4	0.4	0.4	0.00
14	0.5	0.5	0.5	0.00
15	0.4	0.5	0.45	14.14
16	0.5	0.5	0.5	0.00

17	0.3	0.3	0.3	0.00
18	0.3	0.2	0.25	23.57
19	0.1	0.1	0.1	0.00
20	0.3	0.3	0.3	0.00
21	0.5	0.5	0.5	0.00
22	0.2	0.2	0.2	0.00
23	0.3	0.3	0.3	0.00
24	0.2	0.3	0.25	23.57
25	0.3	0.3	0.3	0.00
26	0.3	0.2	0.25	23.57
27	0.4	0.4	0.4	0.00
28	0.2	0.2	0.2	0.00
29	0.2	0.2	0.2	0.00
30	0.3	0.3	0.3	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 4	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.4	0.4	0.4	0.00
2	0.2	0.2	0.2	0.00
3	0.3	0.3	0.3	0.00
4	0.2	0.2	0.2	0.00
5	0.6	0.6	0.6	0.00

6	0.6	0.6	0.6	0.00
7	0.3	0.3	0.3	0.00
8	0.4	0.4	0.4	0.00
9	0.2	0.2	0.2	0.00
10	0.5	0.4	0.45	14.14
11	0.4	0.4	0.4	0.00
12	0.1	0.1	0.1	0.00
13	0.3	0.3	0.3	0.00
14	0.5	0.5	0.5	0.00
15	0.4	0.5	0.45	14.14
16	0.3	0.3	0.3	0.00
17	0.3	0.3	0.3	0.00
18	0.1	0.1	0.1	0.00
19	0.3	0.3	0.3	0.00
20	0.4	0.3	0.35	17.68
21	0.4	0.4	0.4	0.00
22	0.3	0.3	0.3	0.00
23	0.2	0.3	0.25	23.57
24	0.3	0.3	0.3	0.00
25	0.7	0.6	0.7	10.10
26	0.5	0.5	0.5	0.00

27	0.2	0.3	0.25	23.57
28	0.2	0.2	0.2	0.00
29	0.3	0.3	0.3	0.00
30	0.1	0.1	0.1	0.00

ตารางที่ ก. 2 ผลการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของจักษุแพทย์ คนที่ 2

ภาพถ่าย กลุ่มที่ 1	การวัดค่า V _{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.3	0.3	0.3	0.00
2	0.2	0.2	0.2	0.00
3	0.2	0.2	0.2	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00
5	0.1	0.1	0.1	0.00
6	0.2	0.3	0.25	23.57
7	0.3	0.3	0.3	0.00
8	0.1	0.1	0.1	0.00
9	0.4	0.4	0.4	0.00
10	0.1	0.1	0.1	0.00
11	0.2	0.2	0.2	0.00
12	0.3	0.2	0.25	23.57
13	0.3	0.3	0.3	0.00

14	0.2	0.1	0.15	35.36
15	0.1	0.1	0.1	0.00
16	0.3	0.3	0.3	0.00
17	0.2	0.2	0.2	0.00
18	0.1	0.1	0.1	0.00
19	0.4	0.4	0.4	0.00
20	0.3	0.3	0.3	0.00
21	0.3	0.3	0.3	0.00
22	0.5	0.4	0.45	14.14
23	0.4	0.5	0.45	14.14
24	0.4	0.4	0.4	0.00
25	0.2	0.4	0.35	23.57
26	0.2	0.1	0.15	35.36
27	0.4	0.4	0.4	0.00
28	0.3	0.4	0.3	0.00
29	0.2	0.2	0.2	0.00
30	0.3	0.3	0.3	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 2	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.5	0.4	0.45	14.14
2	0.5	0.5	0.5	0.00

3	0.4	0.5	0.45	14.14
4	0.5	0.5	0.5	0.00
5	0.4	0.4	0.4	0.00
6	0.3	0.3	0.3	0.00
7	0.5	0.5	0.5	0.00
8	0.4	0.4	0.4	0.00
9	0.5	0.5	0.5	0.00
10	0.5	0.5	0.5	0.00
11	0.5	0.5	0.5	0.00
12	0.6	0.6	0.6	0.00
13	0.5	0.5	0.5	0.00
14	0.2	0.2	0.2	0.00
15	0.3	0.3	0.3	0.00
16	0.1	0.1	0.1	0.00
17	0.3	0.3	0.3	0.00
18	0.3	0.3	0.3	0.00
19	0.0	0.0	0.1	0.00
20	0.5	0.5	0.5	0.00
21	0.4	0.4	0.4	0.00
22	0.5	0.5	0.5	0.00
23	0.2	0.2	0.2	0.00

24	0.2	0.2	0.2	0.00
25	0.4	0.4	0.4	0.00
26	0.2	0.2	0.2	0.00
27	0.4	0.4	0.4	0.00
28	0.6	0.6	0.6	0.00
29	0.4	0.4	0.4	0.00
30	0.4	0.4	0.4	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 3	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.2	0.2	0.2	0.00
2	0.2	0.2	0.2	0.00
3	0.3	0.3	0.3	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00
5	0.2	0.2	0.2	0.00
6	0.4	0.5	0.45	14.14
7	0.2	0.2	0.2	0.00
8	0.5	0.5	0.5	0.00
9	0.5	0.4	0.45	14.14
10	0.3	0.2	0.25	23.57
11	0.2	0.2	0.2	0.00
12	0.5	0.5	0.5	0.00

13	0.4	0.4	0.4	0.00
14	0.4	0.4	0.4	0.00
15	0.5	0.5	0.5	0.00
16	0.5	0.5	0.5	0.00
17	0.4	0.3	0.35	17.68
18	0.3	0.3	0.3	0.00
19	0.2	0.1	0.15	35.36
20	0.3	0.3	0.3	0.00
21	0.4	0.5	0.45	14.14
22	0.3	0.3	0.3	0.00
23	0.3	0.2	0.25	23.57
24	0.3	0.3	0.3	0.00
25	0.2	0.3	0.25	23.57
26	0.3	0.4	0.35	17.68
27	0.3	0.3	0.3	0.00
28	0.2	0.2	0.2	0.00
29	0.3	0.3	0.3	0.00
30	0.3	0.3	0.3	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 4	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.4	0.4	0.4	0.00

2	0.3	0.3	0.3	0.00
3	0.3	0.3	0.3	0.00
4	0.2	0.2	0.2	0.00
5	0.6	0.6	0.6	0.00
6	0.6	0.6	0.6	0.00
7	0.3	0.4	0.35	17.68
8	0.4	0.4	0.4	0.00
9	0.1	0.3	0.2	70.71
10	0.4	0.4	0.4	0.00
11	0.4	0.4	0.4	0.00
12	0.1	0.1	0.1	0.00
13	0.3	0.3	0.3	0.00
14	0.4	0.4	0.4	0.00
15	0.4	0.5	0.45	14.14
16	0.2	0.2	0.2	0.00
17	0.3	0.4	0.35	17.68
18	0.1	0.1	0.1	0.00
19	0.2	0.3	0.25	23.57
20	0.4	0.4	0.4	0.00
21	0.4	0.3	0.35	17.68
22	0.3	0.3	0.3	0.00

23	0.3	0.2	0.2	0.00
24	0.2	0.2	0.2	0.00
25	0.6	0.7	0.65	10.10
26	0.5	0.6	0.55	11.79
27	0.3	0.3	0.3	0.00
28	0.2	0.1	0.15	35.36
29	0.3	0.3	0.3	0.00
30	0.1	0.1	0.1	0.00

ตารางที่ ก. 3 ผลการวัดค่าอัตราส่วนแนวตั้งระหว่างคัพและดิสก์ของจักษุแพทย์ คนที่ 3

ภาพถ่าย กลุ่มที่ 1	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.3	0.3	0.3	0.00
2	0.2	0.2	0.2	0.00
3	0.2	0.2	0.2	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00
5	0.1	0.2	0.15	35.36
6	0.2	0.3	0.25	23.57
7	0.2	0.2	0.2	0.00
8	0.1	0.1	0.1	0.00
9	0.3	0.2	0.25	23.57
10	0.2	0.2	0.2	0.00

11	0.2	0.2	0.2	0.00
12	0.2	0.2	0.2	0.00
13	0.2	0.2	0.2	0.00
14	0.1	0.2	0.15	35.36
15	0.1	0.1	0.1	0.00
16	0.3	0.3	0.3	0.00
17	0.2	0.2	0.2	0.00
18	0.2	0.2	0.2	0.00
19	0.3	0.3	0.3	0.00
20	0.2	0.2	0.2	0.00
21	0.2	0.2	0.2	0.00
22	0.3	0.4	0.4	0.00
23	0.5	0.5	0.5	0.00
24	0.4	0.4	0.4	0.00
25	0.2	0.2	0.2	0.00
26	0.1	0.1	0.1	0.00
27	0.3	0.3	0.3	0.00
28	0.3	0.3	0.3	0.00
29	0.3	0.2	0.25	23.57
30	0.3	0.3	0.3	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 2	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน

	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	(%)
1	0.4	0.4	0.4	0.00
2	0.5	0.5	0.5	0.00
3	0.4	0.4	0.4	0.00
4	0.5	0.5	0.5	0.00
5	0.3	0.3	0.3	0.00
6	0.3	0.3	0.3	0.00
7	0.5	0.5	0.5	0.00
8	0.4	0.4	0.4	0.00
9	0.5	0.4	0.45	14.14
10	0.5	0.5	0.5	0.00
11	0.6	0.5	0.55	11.79
12	0.5	0.5	0.5	0.00
13	0.4	0.4	0.4	0.00
14	0.2	0.2	0.2	0.00
15	0.3	0.3	0.3	0.00
16	0.2	0.2	0.2	0.00
17	0.3	0.3	0.3	0.00
18	0.3	0.3	0.3	0.00
19	0.1	0.1	0.1	0.00
20	0.5	0.5	0.5	0.00

21	0.4	0.4	0.4	0.00
22	0.5	0.4	0.45	14.14
23	0.3	0.3	0.3	0.00
24	0.2	0.2	0.2	0.00
25	0.4	0.4	0.4	0.00
26	0.3	0.3	0.3	0.00
27	0.5	0.5	0.5	0.00
28	0.6	0.6	0.6	0.00
29	0.4	0.4	0.4	0.00
30	0.5	0.5	0.5	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 3	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.2	0.3	0.25	23.57
2	0.3	0.3	0.3	0.00
3	0.3	0.3	0.3	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00
5	0.2	0.2	0.2	0.00
6	0.5	0.5	0.5	0.00
7	0.3	0.3	0.3	0.00
8	0.5	0.4	0.45	14.14
9	0.5	0.5	0.5	0.00

10	0.4	0.3	0.35	17.68
11	0.3	0.3	0.3	0.00
12	0.4	0.5	0.45	14.14
13	0.4	0.4	0.4	0.00
14	0.5	0.4	0.45	14.14
15	0.5	0.5	0.5	0.00
16	0.5	0.5	0.5	0.00
17	0.3	0.4	0.35	17.68
18	0.2	0.2	0.2	0.00
19	0.1	0.2	0.15	35.36
20	0.3	0.3	0.3	0.00
21	0.5	0.5	0.5	0.00
22	0.2	0.2	0.2	0.00
23	0.3	0.3	0.3	0.00
24	0.2	0.3	0.25	23.57
25	0.3	0.3	0.3	0.00
26	0.4	0.3	0.35	17.68
27	0.4	0.3	0.35	17.68
28	0.2	0.1	0.15	35.36
29	0.2	0.2	0.2	0.00
30	0.3	0.3	0.3	0.00

ภาพถ่าย กลุ่มที่ 4	การวัดค่า V_{CDR}			ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ย	
1	0.4	0.4	0.4	0.00
2	0.3	0.3	0.3	0.00
3	0.3	0.3	0.3	0.00
4	0.2	0.2	0.2	0.00
5	0.6	0.6	0.6	0.00
6	0.6	0.6	0.6	0.00
7	0.4	0.4	0.4	0.00
8	0.4	0.4	0.4	0.00
9	0.3	0.3	0.3	0.00
10	0.5	0.5	0.5	0.00
11	0.3	0.3	0.3	0.00
12	0.1	0.1	0.1	0.00
13	0.4	0.4	0.4	0.00
14	0.5	0.5	0.5	0.00
15	0.4	0.5	0.45	14.14
16	0.3	0.2	0.25	23.57
17	0.4	0.4	0.4	0.00
18	0.1	0.1	0.1	0.00
19	0.2	0.2	0.2	0.00

20	0.4	0.4	0.4	0.00
21	0.4	0.3	0.35	17.68
22	0.3	0.4	0.35	17.68
23	0.3	0.3	0.3	0.00
24	0.3	0.3	0.3	0.00
25	0.6	0.7	0.65	10.10
26	0.6	0.6	0.6	0.00
27	0.3	0.3	0.3	0.00
28	0.2	0.1	0.15	35.36
29	0.4	0.4	0.4	0.00
30	0.1	0.1	0.1	0.00

ตารางที่ ก. 4 ตารางเปรียบเทียบผลการทดลองวัดค่า V_{CDR} ระหว่างค่าเฉลี่ยและโปรแกรม

ภาพถ่าย กลุ่มที่ 1	ค่า V_{CDR} ของแพทย์			\pm SD	ค่า V_{CDR} ของ โปรแกรม	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	น้อยที่สุด	มากที่สุด	ค่าเฉลี่ย			
1	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	0.00
2	0.2	0.2	0.2	0.00	0.1	0.00

3	0.2	0.2	0.2	0.00	0.2	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00	0.1	0.00
5	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	35.36
6	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
7	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
8	0.1	0.1	0.1	0.00	0.1	0.00
9	0.2	0.4	0.3	0.14	0.2	47.14
10	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	70.71
11	0.2	0.2	0.2	0.00	0.2	0.00
12	0.2	0.2	0.2	0.00	0.3	35.36
13	0.2	0.3	0.25	0.07	0.1	23.57
14	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	35.36
15	0.1	0.1	0.1	0.00	0.1	0.00
16	0.3	0.3	0.3	0.00	0.2	0.00
17	0.2	0.2	0.2	0.00	0.1	0.00
18	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	35.36
19	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	23.57
20	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
21	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	35.36
22	0.3	0.5	0.4	0.14	0.3	35.36
23	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14

24	0.3	0.4	0.35	0.07	0.3	17.68
25	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
26	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	70.71
27	0.3	0.4	0.35	0.07	0.4	23.57
28	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	0.00
29	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
30	0.3	0.3	0.3	0.00	0.2	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 2	ค่า V_{CDR} ของแพทย์			\pm SD	ค่า V_{CDR} ของ โปรแกรม	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	น้อยที่สุด	มากที่สุด	ค่าเฉลี่ย			
1	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
2	0.5	0.5	0.5	0.00	0.5	0.00
3	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	17.68
4	0.5	0.5	0.5	0.00	0.5	0.00
5	0.3	0.4	0.35	0.07	0.3	17.68
6	0.3	0.3	0.3	0.00	0.2	0.00
7	0.5	0.5	0.5	0.00	0.5	0.00
8	0.4	0.4	0.4	0.00	0.5	0.00
9	0.4	0.5	0.45	0.07	0.5	14.14
10	0.5	0.5	0.5	0.00	0.5	0.00

11	0.5	0.6	0.55	0.07	0.5	11.79
12	0.5	0.6	0.55	0.07	0.5	14.14
13	0.4	0.5	0.45	0.07	0.5	14.14
14	0.2	0.2	0.2	0.00	0.2	0.00
15	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
16	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	35.36
17	0.3	0.3	0.3	0.00	0.2	0.00
18	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	0.00
19	0.0	0.1	0.05	0.07	0.0	70.71
20	0.5	0.5	0.5	0.00	0.2	0.00
21	0.4	0.4	0.4	0.00	0.3	0.00
22	0.4	0.5	0.45	0.07	0.5	14.14
23	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
24	0.2	0.2	0.2	0.00	0.2	0.00
25	0.3	0.4	0.35	0.07	0.3	17.68
26	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
27	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
28	0.6	0.6	0.6	0.00	0.6	0.00
29	0.4	0.5	0.45	0.07	0.3	17.68
30	0.4	0.3	0.35	0.07	0.5	14.14

ภาพถ่าย กลุ่มที่ 3	ค่า V _{CDR} ของแพทย์			± SD	ค่า V _{CDR} ของ โปรแกรม	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	น้อยที่สุด	มากที่สุด	ค่าเฉลี่ย			
1	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	35.36
2	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
3	0.3	0.3	0.3	0.00	0.2	0.00
4	0.3	0.3	0.3	0.00	0.4	0.00
5	0.2	0.2	0.2	0.00	0.1	0.00
6	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
7	0.2	0.3	0.25	0.07	0.4	35.36
8	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
9	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
10	0.2	0.4	0.3	0.14	0.3	47.14
11	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
12	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
13	0.4	0.4	0.4	0.00	0.3	0.00
14	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
15	0.4	0.5	0.45	0.07	0.5	14.14
16	0.5	0.5	0.5	0.00	0.5	0.00
17	0.3	0.4	0.35	0.07	0.3	23.57

18	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
19	0.1	0.2	0.1	0.07	0.1	70.71
20	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	0.00
21	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
22	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	35.36
23	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	23.57
24	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
25	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
26	0.2	0.4	0.3	0.14	0.3	47.14
27	0.3	0.4	0.35	0.07	0.3	17.68
28	0.1	0.2	0.15	0.07	0.1	35.36
29	0.2	0.3	0.25	0.07	0.2	35.36
30	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	0.00
ภาพถ่าย กลุ่มที่ 4	ค่า V _{CDR} ของแพทย์			± SD	ค่า V _{CDR} ของ โปรแกรม	ค่าความคลาดเคลื่อน (%)
	น้อยที่สุด	มากที่สุด	ค่าเฉลี่ย			
1	0.4	0.4	0.4	0.00	0.5	0.00

2	0.2	0.3	0.3	0.07	0.5	23.57
3	0.3	0.3	0.3	0.00	0.3	0.00
4	0.2	0.2	0.2	0.00	0.3	0.00
5	0.6	0.6	0.6	0.00	0.5	0.00
6	0.6	0.6	0.6	0.00	0.3	0.00
7	0.3	0.4	0.35	0.07	0.4	17.68
8	0.4	0.4	0.4	0.00	0.5	0.00
9	0.1	0.3	0.15	0.14	0.5	70.71
10	0.4	0.5	0.45	0.07	0.5	14.14
11	0.3	0.4	0.35	0.07	0.5	17.68
12	0.1	0.1	0.1	0.00	0.5	0.00
13	0.3	0.4	0.35	0.07	0.1	23.57
14	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
15	0.4	0.5	0.45	0.07	0.4	14.14
16	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
17	0.3	0.4	0.35	0.07	0.4	17.68
18	0.1	0.1	0.1	0.00	0.2	0.00
19	0.2	0.3	0.25	0.07	0.4	23.57
20	0.3	0.4	0.35	0.07	0.2	17.68
21	0.3	0.4	0.35	0.07	0.3	17.68
22	0.3	0.4	0.35	0.07	0.4	23.57

23	0.2	0.3	0.25	0.07	0.3	23.57
24	0.2	0.3	0.25	0.07	0.4	23.57
25	0.6	0.7	0.65	0.07	0.5	10.10
26	0.5	0.6	0.55	0.07	0.5	11.79
27	0.2	0.3	0.25	0.07	0.4	23.57
28	0.1	0.2	0.15	0.07	0.3	35.36
29	0.3	0.4	0.35	0.07	0.4	23.57
30	0.1	0.1	0.1	0.00	0.6	0.00

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวนฤมล นวลฉวี เกิดวันจันทร์ที่ 11 กรกฎาคม พ.ศ. 2526 ที่จังหวัดลพบุรี สำเร็จการศึกษาในหลักสูตรพยาบาล จากคณะพยาบาลศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล เมื่อปีการศึกษา 2550 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2554



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY