

การเปรียบเทียบปริมาตรของลามินาไครโบซา
จากโครงสร้างภาพสามมิติระหว่างผู้ป่วยโรคต้อหินและตาปกติ

COMPARISON OF VOLUMETRIC OF 3D RECONSTRUCTION LAMINA
CRIBROSA BETWEEN GLAUCOMA AND HEALTHY SUBJECTS



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2566

KMITL-2023-SC-M-030-062

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COMPARISON OF VOLUMETRIC OF 3D RECONSTRUCTION LAMINA
CRIBROSA BETWEEN GLAUCOMA AND HEALTHY SUBJECTS



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT FOR THE
DEGREE OF MASTER OF SCIENCE IN APPLIED PHYSICS
DEPARTMENT OF PHYSICS SCHOOL OF SCIENCE
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2023
KMITL-2023-SC-M-030-062

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2023

SCHOOL OF SCIENCE

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเปรียบเทียบปริมาณของลามินาไครโบซาจากโครงสร้างภาพสามมิติระหว่างผู้ป่วยเป็นโรคต้อหินและตาปกติ
ชื่อนักศึกษา	นางสาว จุฑามาศ ว่องไว
รหัสประจำตัว	62605026
ปริญญา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)
ภาควิชา	ฟิสิกส์
พ.ศ.	2566
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ประธาน บุรณศิริ

บทคัดย่อ

การสร้างภาพสามมิติโครงสร้างลามินาไครโบซา และคำนวณค่าพารามิเตอร์เพื่อหาความสัมพันธ์ของข้อมูลเชิงปริมาตรของโครงสร้าง LC และ รูพรุน ในผู้ป่วยโรคต้อหินและคนตาปกติ โดยทำการเก็บตัวอย่างภาพถ่าย LC จากผู้ป่วยโรคต้อหินจำนวน 65 ภาพ บุคคลกลุ่มนี้ได้รับการตรวจและวินิจฉัยว่าเป็นโรคต้อหินจากจักษุแพทย์ และคนตาปกติ 58 ภาพ ทั้งสองกลุ่มมีอายุ 18 ปีขึ้นไป ได้รับการตรวจลานสายตา และถ่ายภาพขั้วประสาทตาจากเครื่องมือ OCT 2 เครื่อง คือ optic disc images จาก Cirrus HD-OCT 5000 และ LC images จาก DRI OCT Triton นำ optic disc images มาช่วยในการหาขอบ LC ด้วยการประยุกต์ใช้แบบจำลอง pre-trained Attn-Unet นำ pre-trained model มา fine-tuned ด้วย optic disc images dataset ที่เก็บจากกลุ่มตัวอย่าง จะได้รูป LC mask ออกมาทำการ alignment เพื่อให้ภาพ ให้มีขนาดและตำแหน่งเหมือนกัน และนำไปสร้างเป็นสามมิติของโครงสร้าง LC หลังจากนั้นคำนวณความสัมพันธ์ของข้อมูลเชิงปริมาตรของ LC, รูพรุน, และรูพรุนต่อปริมาตร LC ในผู้ป่วยโรคต้อหินและคนตาปกติ ซึ่งพบว่าปริมาตรรูพรุนมีความแตกต่างระหว่าง กลุ่มโรคต้อหินกับตาปกติไม่มีความสัมพันธ์กับ disc area แต่มีความสัมพันธ์กับปริมาตร LC ปริมาตร LC มีความแตกต่างระหว่างโรคต้อหินกับตาปกติเป็นส่วนใหญ่ จึงคำนวณรูพรุนต่อปริมาตร LC ซึ่งพบว่ามี ความแตกต่างระหว่างโรคต้อหินกับตาปกติเป็นส่วนใหญ่ จากงานวิจัยนี้สรุปได้ว่าเราสามารถสร้างภาพสามมิติของ LC ได้จากการประยุกต์เทคนิคทางคอมพิวเตอร์ และแสดงให้เห็นถึงโครงสร้างขนาดเล็กที่มีลักษณะคล้ายโครงสร้างของ LC จริง และปริมาตรรูพรุน มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญและความสัมพันธ์กับปริมาตร LC ในผู้ป่วยโรคต้อหินและตาปกติ

คำสำคัญ : ลามินาไครโบซา (LC), OCT, optic disc

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Comparison of Volumetric of 3D Reconstruction Lamina Cribrosa between Glaucoma and Healthy Subjects
Student Name	Jutamash Wongwai
Student ID	62605026
Degree	Master of Science (Applied Physics)
Department	Physics
Year	2023
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Prathan Buranasiri

Abstracts

We demonstrate the visualization of the lamina cribrosa (LC) structure in 3D. The parameters were calculated to correlate the volumetric data of LC structure and pore in glaucomatous and non-glaucomatous eyes. Participants had 65 glaucomatous eyes and 58 non-glaucomatous eyes. Glaucoma patients were examined and diagnosed with glaucoma by an ophthalmologist. The two groups of subjects were over 18 years of age and had passed the visual field test and had eyes examined by OCTs tool; taken LC image from the DRI OCT Triton; and taken optic disc image from the Cirrus HD-OCT 5000. LC image. The optical disc images were used as a reference for edging since LC has the same boundary as the optic disc by applying the pre-trained Attn-Unet model. The optic disc mask was obtained and then mapped onto the LC image. Align LC images and optic disc mask to the same size and position. And generated 3D reconstruction of the LC structure. The correlation of LC volume, pore volume, and pore volume to LC volume in glaucomatous and non-glaucomatous eyes was calculated. It can be concluded that we can generate three-dimensional images of LC by applying computer techniques. and showed a small structure that resembled the structure of real LC and pore vol were significantly different and correlated with LC vol in patients with glaucomatous and non-glaucomatous eyes.

Keywords : Lamina Cribrosa (LC), OCT, optic disc

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์จากบุคคลหลายฝ่าย ผู้จัดทำต้องขอขอบพระคุณทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ผศ.ดร. ประธาน บุรณศิริ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์นี้ ที่ให้การช่วยเหลือ แนะนำ และให้คำปรึกษา ในการแก้ไขปัญหาและปรับปรุงข้อบกพร่องตลอดการทำวิจัย ขอขอบคุณ รศ.พญ. อนิตา มนัสสากร อาจารย์ประจำภาควิชาจักษุวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ซึ่งเป็นผู้ติดต่อประสานงานเกี่ยวกับการเก็บข้อมูลของกลุ่มอาสาสมัคร รวมทั้งให้คำแนะนำ และความรู้เกี่ยวกับโรคต้อหิน ตลอดจนการตรวจสอบผลวิจัยและผลการศึกษาทางคลินิกให้มีความถูกต้อง รวมทั้งขอขอบคุณพี่ ๆ ทีมนักเทคนิคการแพทย์ประจำที่สอนเกี่ยวกับการใช้เครื่อง OCT และให้ความช่วยเหลือเกี่ยวกับการเก็บข้อมูลของอาสาสมัคร และขอขอบคุณ รศ.ดร. กิติ์สุชาติ พสุภา อาจารย์ประจำคณะเทคโนโลยีสารสนเทศ สจล. ที่ให้คำปรึกษาและให้การช่วยเหลือเกี่ยวกับกระบวนการทางคอมพิวเตอร์ ได้แก่ การเขียนโปรแกรมเพื่อสร้างแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม การแก้ไขข้อผิดพลาดในการเขียนโปรแกรม การวางแผนลำดับขั้นตอนในการจัดภาพรูปภาพ ตลอดจนการตรวจสอบและแก้ไขบทความสำหรับตีพิมพ์

ขอขอบคุณ รศ. ดร. สืบตระกูล สุชาติ อาจารย์ประจำสาขาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏพระนคร และ ดร.วิฑูรย์ ยินดีสุข อาจารย์ประจำสาขาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สจล. ที่สละเวลาเพื่อมาสอบป้องกันวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณเพื่อน ๆ พี่ ๆ น้อง ๆ ในห้องปฏิบัติการ Artificial Intelligence Photonics Advanced Research ที่ให้การช่วยเหลือ คำปรึกษา และขอขอบคุณครอบครัวที่ให้การสนับสนุนและให้กำลังใจ จนทำให้การเรียนในระดับมหาบัณฑิตศึกษานี้สำเร็จไปได้ด้วยดี

จุฑามาศ ว่องไว

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูป	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของเนื้อหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	3
1.3 ขอบเขตงานวิจัย	3
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 โรคต้อหิน	5
2.1.1 กลไกการเกิดโรค	5
2.1.2 การรักษา	6
2.1.3 ภาพถ่ายซ้ำประสาทตา	7
2.2 Optical Coherence Tomography (OCT)	7
2.2.1 หลักการทำงานของ OCT	7
2.2.2 ประเภทของ OCT	8
2.3 U-shaped Encoder-Decoder Network with Attention (Attn-UNet)	10
2.4 Image Processing	11
2.4.1 Ellipse Detection	11
2.4.2 Gaussian Filter	12
2.4.3 Image processing tools	13
2.4.4 3D Reconstruction	14
2.5 Statistic Analysis	14
2.5.1 Independent t-test	14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.2 Mann-Whitney U Test	15
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	15
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	17
3.1 กลุ่มตัวอย่าง	17
3.2 การเก็บภาพจาก OCT	18
3.2.1 LC image	19
3.2.2 Optic disc image	20
3.3 Proposed experimental framework	20
3.3.1 Optic disc segmentation	21
3.3.2 Blood vessel removal	22
3.3.3 Alignment	22
3.3.4 3D reconstruction	24
3.4 การเปรียบเทียบข้อมูลเชิงปริมาตร	25
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัยและอภิปรายผล	27
4.1 Performance of Attn-Unet model	27
4.2 3D visualization	29
4.3 ผลการศึกษาทางคลินิก	31
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	36
5.1 สรุปผลการวิจัย	36
5.2 ข้อเสนอแนะ	36
เอกสารอ้างอิง	38
ประวัติผู้เขียน	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดง input และ output value ของ ellipse detection	12
3.1 แสดงวิธีการตรวจตาจากเครื่องมือและเกณฑ์ที่ใช้เลือกภาพของกลุ่มตัวอย่าง	18
3.2 แสดงเครื่องมือ และค่าคุณลักษณะต่าง ๆ ที่ใช้ประกอบการรักษา	18
4.1 3D visualizations ของกลุ่มโรคต้อหิน.....	30
4.2 3D visualizations ของกลุ่มต้อปกติ	31
4.3 Demographic data ของกลุ่มตัวอย่าง — mean value \pm standard deviation	32
4.4 Volume (voxel) ของ glaucomatous และ non-glaucomatous eyes ในพื้นที่แบ่งพิจารณาแบบทั้งหมด, quadrants, และ sectors — Mean total volume \pm SD	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 ภายวิภาคของตา	6
2.2 ตัวอย่างภาพถ่ายขั้วประสาทตาจากเครื่อง OCT ชนิด SD-OCT	7
2.3 ระบบแทรกสอดแบบไมเคิลสัน (Michelson Interferometry)	8
2.4 ไดอะแกรมแสดงอัลกอริทึมของการประมวลผลภาพ OCT	8
2.5 ไดอะแกรมแสดงระบบ TD-OCT	9
2.6 ไดอะแกรมแสดงระบบ FD-OCT ชนิด SS-OCT	10
2.7 ตัวอย่าง Attn-Unet Architecture	11
2.8 Gaussian Distribution ที่ $(0, 0)$ และ $\sigma = 1$	12
2.9 Applied Gaussian kernel on the original image	13
3.1 LC image ที่ถูกถ่ายจาก DRI OCT Triton	19
3.2 optic disc image	20
3.3 Propose experimental framework	21
3.4 Simplified schematic of Attn-Unet for optic disc segmentation	22
3.5 ขั้นตอนการทำ blood vessel removal	22
3.6 Alignment procedure algorithm	23
3.7 ขั้นตอนการ alignment	24
3.8 3D reconstruction	24
3.9 LC image ที่แบ่งพื้นที่พิจารณา	25
3.10 quadrant masks	26
3.11 12 clock-hour-sectors masks	26
3.12 stack of LC images ที่มีการประยุกต์ใช้ quadrant mask	26
3.13 stack of LC images ที่มีการประยุกต์ใช้ 12 clock-hour-sectors mask	26
4.1 กราฟระหว่าง accuracy และ loss กับ epoch	27
4.2 Attn-Unet model ในการทำ OD segmentation	28
4.3 กราฟของ ROC curve จากการทำ OD segmentation	29
4.4 ภาพการทำนาย OD segment เมื่อผ่าน Attn-Unet model	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคต้อหิน เป็นโรคที่เกิดจากการเสื่อมของขั้วประสาทตา ส่งผลให้เกิดการสูญเสียการมองเห็น และเป็นสาเหตุของภาวะตาบอด ในปัจจุบันพบว่า ต้อหินเป็นหนึ่งในสาเหตุของการสูญเสียการมองเห็นอย่างถาวรในระดับโลกและในระดับประเทศ [1] จากงานวิจัยในปี ค.ศ. 2006 พบว่ามีผู้ป่วยต้อหิน 60.5 ล้านคน และคาดการณ์ว่าจะมีปริมาณเพิ่มขึ้นเป็น 79.6 ล้านคนในปี ค.ศ. 2020 โดยจะมีผู้ป่วยตาบอดทั้ง 2 ข้าง ประมาณ 11 ล้านคนทั่วโลก ในจำนวนนี้เป็นผู้ป่วยในทวีปเอเชียร้อยละ 47 [2] ในระยะแรกต้อหินจะไม่แสดงอาการ ทำให้ผู้ป่วยไม่รู้ตัว โดยผู้ป่วยจะมองเห็นได้แคบลงอย่างช้า ๆ สายตาพร่ามัว จนกระทั่งสูญเสียลานสายตา [3] มีสาเหตุมาจากขั้วประสาทตาเสื่อม หรือถูกทำลายไปทีละน้อย ซึ่งขณะนี้ ยังไม่ทราบสาเหตุที่เกิดโรคอย่างแท้จริง ในการวินิจฉัยจักษุแพทย์จะทำการวัดความดันลูกตา ตรวจลานสายตา และตรวจขั้วประสาทตา (Optic Nerve Head: ONH) ในการวัดความดันลูกตา ถ้ามีความดันลูกตาสูง ก็มีโอกาสที่จะเป็นโรคต้อหินได้ ทั้งนี้การวัดความดันลูกตาเพียงอย่างเดียวนั้นไม่สามารถระบุชี้ว่าเป็นโรคต้อหินได้ เพราะความดันตาสูง อาจเกิดจากสาเหตุอื่นที่มาจากการใช้ชีวิตประจำวัน เช่น นักดนตรีประเภทเป่า นักกีฬาว่ายน้ำหรือดำน้ำ บุคคลที่อยู่ในสถานที่ที่มีความดันอากาศสูงหรือต่ำมากกว่าปกติ จึงจำเป็นต้องมีการตรวจลานสายตา ซึ่งเป็นการประเมินว่าผู้ป่วยมีการมองเห็นแคบหรือกว้างมากน้อยเพียงใดเพิ่มเติมสำหรับกลุ่มผู้ป่วยโรคต้อหินหรือภาวะสงสัยว่าเป็นโรคต้อหิน และยิ่งไปกว่านั้น การตรวจ ONH จะชี้ชัดว่าเป็นโรคต้อหินได้อย่างแน่นอน เนื่องจากเนื้อเยื่อประสาทตารอบ ONH จะเสื่อมลง ตามระดับความรุนแรงของโรค โดยมีปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้ ONH เสื่อม คือ ความดันในลูกตาสูงเกินค่าปกติ ซึ่งในการควบคุมความดันของลูกตานี้ จะมีลามินาไครโบรซา (Lamina Cribrosa: LC) [4] ที่อยู่ลึกลงไปภายใน ONH ทำหน้าที่รักษาแรงดันภายในลูกตาให้คงที่ โดยที่ LC จะมีลักษณะคล้ายแผ่นตะแกรงหลายชั้นซ้อนทับกัน มีรูพรุนหรือช่องแคบพอเพียงให้ใยประสาทตา เส้นเลือดแดงและดำผ่านได้ ในการตรวจดูความเสื่อมของ ONH จะใช้การถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงเลเซอร์ (Optical Coherence Tomography: OCT) ที่ถูกออกแบบให้ถ่ายภาพในระดับความลึกต่าง ๆ ได้ จึงสามารถตรวจดูความหนาของ ONH และ LC ได้นอกจากนี้ OCT ยังสามารถช่วยวินิจฉัยโรคทางตาอื่น ๆ เช่น เส้นเลือดดำที่จอประสาทตาอุดตัน โรคจุดรับภาพฉีกขาด ภาวะพังผืดที่จอประสาทตา จุดรับภาพภาวะจอประสาทตาหลุดลอก และภาวะเส้นเลือดผิดปกติที่จอประสาทตา เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปัจจุบัน OCT ที่ถูกนำมาใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคต้อหิน เป็น Commercial OCT ชนิด Spectral Domain OCT (SD-OCT) และ Swept Source OCT (SS-OCT) แต่ภาพที่ถ่ายได้คุณภาพไม่ดี กล่าวคือ ภาพ ONH และ LC ที่ได้จะเห็นขอบและรูพรุนภายในไม่ชัดเจน ดังนั้นจึงจำเป็นต้องศึกษาวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพ ซึ่งสามารถทำได้ 2 แนวทาง คือ การปรับปรุงเครื่องมือ OCT เพื่อให้ได้ภาพที่ดีขึ้น หรือ การปรับปรุงภาพถ่าย ในส่วนของการปรับปรุงเครื่องมือ OCT ที่ใช้ถ่ายภาพสามารถทำได้โดยการประยุกต์ใช้หลักการ Adaptive Optics (AO) ซึ่งการปรับปรุงด้วยวิธีนี้จะต้องใช้ต้นทุนที่สูง เนื่องจากต้องเพิ่มอุปกรณ์ต่าง ๆ ลงไปในระบบ ซึ่งยังไม่พบการนำมาใช้งานในห้องตรวจ ในปัจจุบันมีเพียงบริษัทเดียวที่ส่งออก AO-OCT และเพื่อนำมาใช้เชิงวิจัย [5] เท่านั้น ดังนั้นเพื่อลดต้นทุนในการปรับปรุงคุณภาพของรูปภาพ เราจึงเลือกที่จะปรับปรุงคุณภาพของภาพจากภาพถ่าย ด้วยการ ใช้ Computer techniques ต่าง ๆ เช่น Image Processing และ Machine Learning Techniques มาช่วย ทั้งนี้การใช้ Image Processing Technique เพียงอย่างเดียวนั้นเหมาะสมสำหรับภาพที่ไม่มี ความซับซ้อนมาก [6] ซึ่งในปัจจุบันมีการประยุกต์ใช้ Machine Learning Techniques เพื่อเพิ่ม ประสิทธิภาพในการประมวลผลภาพในภาพที่มีความซับซ้อนมาก เช่น ในขั้นตอนการตัดแยก (Segmentation) รายละเอียดในภาพหรือบริเวณขอบของพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest: ROI) ไม่ชัดเจน ทำให้การใช้ Image Processing ในการตัดแยกเพียงอย่างเดียวไม่เพียงพอและมี ประสิทธิภาพที่ต่ำ จึงต้องมีการฝึกฝนแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียมมาช่วยเพิ่มประสิทธิภาพ เช่น Artificial Neural Networks (ANN), Convolutional Neural Networks (CNN), Recurrent Neural Networks (RNN) และ U-shaped Encoder-Decoder Network (Unet) มาใช้แก้ปัญหา เหล่านี้ นอกจากนี้ปัญหาภาพที่มี Contrast ระหว่างตัวอย่างกับพื้นหลังต่ำจะให้ผลลัพธ์ของการใช้ Image Processing Technique อย่างเดียวที่ไม่ดีด้วยเช่นกัน [7,8]

จากที่กล่าวมาข้างต้น ภาพที่ถูกถ่ายจากเครื่องมือ OCT ที่ไม่มีการประยุกต์ใช้ AO จะมี คุณภาพต่ำ ดังนั้นเราจึงนำเสนอวิธีการแก้ปัญหาเพื่อให้ภาพถ่าย LC ที่ได้จาก Commercial OCT ให้ ชัดเจนขึ้นและมีความถูกต้อง โดยการใช้เทคนิคทางคอมพิวเตอร์เข้าช่วย ได้แก่ image processing และ machine learning โดยในงานวิจัยนี้จะดำเนินการดังนี้ (1) ใช้วิธีการ segmented ขอบของ LC ในภาพที่ไม่ชัดเจน โดยใช้ภาพอ้างอิงจากเครื่องมืออีกเครื่องหนึ่ง ผ่านกระบวนการ Attn-Unet (2) นำ ภาพผลลัพธ์ map ลงบนภาพที่ขอบไม่ชัดเจน โดยใช้ image processing (3) สร้างภาพโครงสร้างสาม มิติของ LC และ (4) คำนวณค่าพารามิเตอร์เพื่อนำไปหาความสัมพันธ์เชิงปริมาตรของผู้ป่วยและคน ปกติ

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. สร้างภาพและเปรียบเทียบโครงสร้างสามมิติของ LC ของผู้ป่วยต้อหินและคนปกติ
2. คำนวณค่าพารามิเตอร์เพื่อนำไปใช้หาความสัมพันธ์เชิงปริมาตรของผู้ป่วยต้อหินและคนปกติ คือ เปรียบเทียบข้อมูลเชิงปริมาตรของ LC และ รูพรุนภายใน LC ของผู้ป่วยต้อหินและคนปกติ

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. สร้างภาพโครงสร้างสามมิติของ LC จากโปรแกรม Matlab โดยใช้ squeeze และ isosurface function และแสดงผลผ่าน volumeViewer function
2. คำนวณข้อมูลเชิงปริมาตรของ LC และ รูพรุน จากโปรแกรม Matlab โดยใช้ max และ min function
3. เปรียบเทียบข้อมูลเชิงปริมาตรของ LC และ รูพรุน จากการคำนวณทางสถิติ โดยใช้ independent t-test และ Mann-Whitney U test

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1. เลือกภาพถ่ายขั้วประสาทตาของผู้ป่วยต้อหินที่เคยได้รับการตรวจแล้ว จากผู้ป่วยต้อหิน 65 ราย
2. เชิญและคัดเลือกอาสาสมัครตามเกณฑ์การคัดเลือก จำนวน 58 ราย โดยทีมผู้วิจัยและผู้ช่วยวิจัยจะดำเนินการเชิญอาสาสมัครและขอความยินยอมที่หอผู้ป่วยนอก ภาปร 11 ฝ่าย จักษุวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยให้ข้อมูลคำอธิบาย วัตถุประสงค์ การตรวจที่จะปฏิบัติต่ออาสาสมัคร ประโยชน์ และความเสี่ยงที่จะได้รับ รวมถึงตอบข้อสงสัยของอาสาสมัครจนเข้าใจ และให้การตัดสินใจโดยอิสระ ก่อนลงนามให้ความยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย
3. ตรวจวัดระดับการมองเห็นและค่าสายตา ตรวจตาด้วยกล้องตรวจตาลำแสงแคบลานสายตาวัดความยาวของลูกตา ถ่ายรูปขั้วประสาทตาของอาสาสมัครต้อหิน ถ่ายรูปขั้วประสาทตาด้วยเครื่อง OCT ชนิด Swept source
4. เปลี่ยนข้อมูลส่วนตัว ได้แก่ เลขที่โรงพยาบาล และชื่อ-นามสกุล ผู้ป่วยและอาสาสมัครเป็นรหัสสำหรับงานวิจัย
5. นำข้อมูลจากเครื่อง OCT มาสร้างโครงสร้างสามมิติของ LC โดยใช้โปรแกรม Matlab
6. วิเคราะห์ข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. สรุปผลการวิจัย เขียนรายงานฉบับสมบูรณ์ และเขียนบทความสำหรับตีพิมพ์วารสารที่มีฐานข้อมูลใน WOS

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. คาดว่าจะสามารถนำรูปโครงสร้าง LC ในสามมิติไปใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคต่อหิน
 2. คาดว่าจะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยโรคต่อหินจากภาพถ่ายซ้ำ
- ประสาทตา โดยใช้การเปรียบเทียบข้อมูลเชิงปริมาตรของ LC และรูพรุนเบื้องต้นของคนปกติกับผู้ป่วยโรคต่อหิน เพื่อง่ายต่อการวิเคราะห์ระดับความรุนแรงของโรค



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในส่วนนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ ซึ่งจะกล่าวถึง (1) โรคต้อหิน ประกอบด้วย กลไกการเกิดโรค การรักษา และภาพถ่ายขั้วประสาทตา (2) Optical Coherence Tomography (OCT) ประกอบด้วย หลักการทำงาน และประเภทของ OCT (3) U-shaped Encoder-Decoder Network with Attention (Attn-UNet) (4) Image processing (5) statistical analysis และ (6) งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 โรคต้อหิน

โรคต้อหินเกิดจากเส้นประสาทตาและขั้วประสาทถูกทำลาย ทำให้สูญเสียการมองเห็นโดยยังไม่ทราบสาเหตุที่แท้จริง แต่มีปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญคือ ความดันในลูกตา ที่เพิ่มขึ้น เนื่องจากเกิดการอุดตันของท่อระบายน้ำในลูกตา หากทิ้งไว้เรื่อย ๆ ไม่ได้รับการรักษา จะทำให้สูญเสียการมองเห็นอย่างถาวร [9] โรคต้อหินมี 3 ประเภท ได้แก่

1. ต้อหินชนิดมุมเปิด (Primary open-angle glaucoma) ต้อหินชนิดนี้จะพบมากที่สุด โดยจะไม่แสดงอาการในช่วงแรก ผู้ป่วยมักจะไม่รู้ตัว จึงไม่ได้รับการรักษา จะรู้ตัวเมื่อสายตาวพร่ามัวแล้ว เนื่องจากประสาทตาถูกทำลายไปทีละน้อย โดยการเปลี่ยนแปลงที่เป็นไปอย่างเล็กน้อยนี้ อาจใช้เวลานานเป็นเดือนหรือเป็นปี ซึ่งสาเหตุเกิดจากการทางระบายน้ำออกจากลูกตาเกิดการอุดตัน ความดันตาจึงสูงขึ้น แต่สำหรับผู้ป่วยบางคนอาจมีความดันตาปกติ (normal tension glaucoma; NTG)

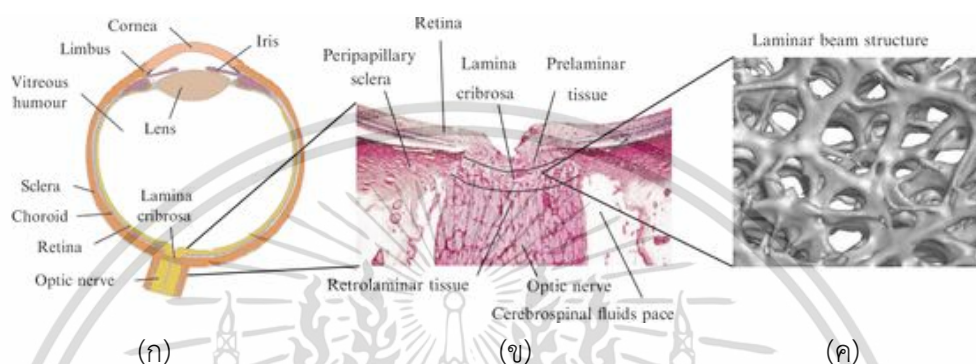
2. ต้อหินชนิดมุมปิด (Primary angle-closure glaucoma) แบ่งเป็น 2 ชนิด คือ เฉียบพลัน และเรื้อรัง ชนิดเฉียบพลัน จะแสดงอาการอย่างรวดเร็ว เกิดจากความผิดปกติของโครงสร้างมุมตา ผู้ป่วยจะมีอาการ ปวดตา หรือปวดศีรษะข้างเดียว ตาแดง และการมองเห็นลดลง อาการเหล่านี้จะไม่หายไป แม้จะรับประทานยาแก้ปวด ส่วนชนิดเรื้อรัง จะมีลักษณะเหมือนต้อหินมุมเปิด

3. ต้อหินชนิดแทรกซ้อน (Secondary glaucoma) เป็นต้อหินที่เกิดตามหลังความผิดปกติภายใน ภายนอกลูกตา โรคทางร่างกาย หรือการใช้ยาบางชนิด ส่วนมากมีอาการค่อยเป็นค่อยไป เหมือนต้อหินชนิดเรื้อรัง

2.1.1 กลไกการเกิดโรค

เกิดจากเสียสมดุลระหว่างปริมาณเลือดแดงที่เข้ามาเพื่อหล่อเลี้ยงเซลล์และใยประสาทตา กับสถานะการทำงานของลูกตา (Ganglion cells work load) ในปกติเลือดที่สูบฉีดมาจากหัวใจจะมีเอกสารนี้เป็นเอกลักษณ์ที่ส่งผ่านเซลล์ที่รับภาระเชิงกลในเพื่อที่รักษาให้มั่นคง เมื่ออยู่ใต้เห็นในเชิงประจักษ์เห็นการที่ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงดัน 120 มม.ปรอท เมื่อเข้ามาภายในลูกตาจะถูกปรับลดจนไม่มีแรงดันของซีพจร เนื่องจากการเต้นของเส้นเลือดมีผลต่อการแปลงสัญญาณภาพ (แสง) เป็นสัญญาณไฟฟ้า แล้วส่งไปตามใยประสาทเพื่อนำข้อมูลไปยังสมอง โดยกระบวนการปรับลดแรงดันเลือดที่จะเข้ามาภายในลูกตา จะมีโครงสร้างภายในตามีลักษณะเหมือนแผ่นตะแกรงหลาย ๆ ชั้น เป็นทางผ่านของใยประสาทตา รวมทั้งเส้นเลือดที่เข้าและออกภายในลูกตา โครงสร้างนี้คือ ลามินาไครโบซา (Lamina Cribrosa: LC)



รูปที่ 2.1 (ก) กายวิภาคของตา (ข) ตำแหน่งของ LC และ (ค) โครงสร้างของ LC

2.1.2 การรักษา

ในปัจจุบันโรคต้อหินรักษาไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ เนื่องจากประสาทตาถูกทำลายไปอย่างถาวรไม่สามารถรักษาให้กลับมาเป็นปกติได้ แต่จะมีการป้องกันไม่ให้ประสาทตาถูกทำลายมากขึ้น โดยการรักษาส่วนใหญ่เน้นการควบคุมความดันในลูกตาให้อยู่ระดับปลอดภัย

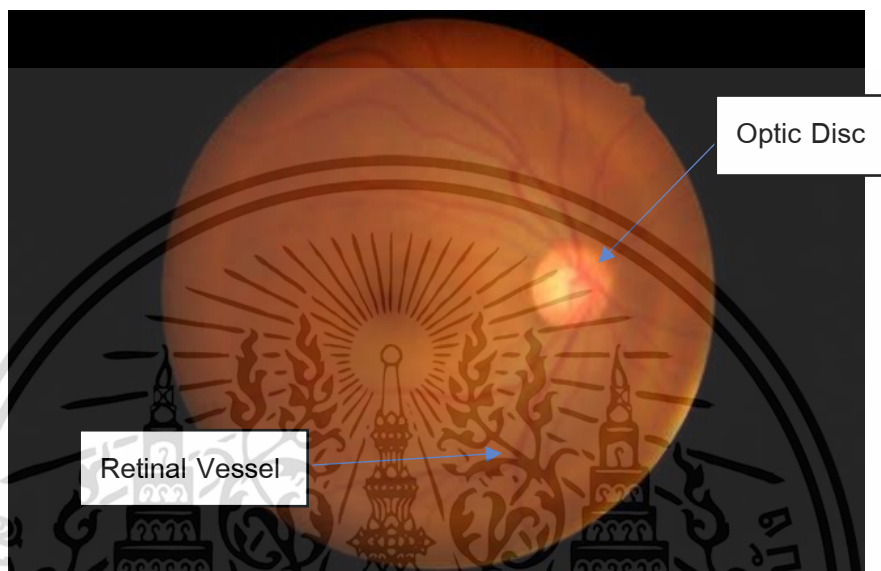
1. รักษาด้วยยา เป็นวิธีหลักสำหรับผู้ป่วยต้อหิน ประกอบด้วยยาขับประถาน และยาฉีดเข้าเส้นเลือด ใช้ในกรณีที่มีความดันตาสูงมาก โดยยาเหล่านี้จะออกฤทธิ์โดยการลดการผลิตของน้ำหล่อเลี้ยงภายในลูกตา หรือไปขยายช่องให้น้ำไหลออกสะดวกขึ้น ผู้ป่วยจำเป็นต้องคอยหมั่นใช้ยาตามเวลาอย่างสม่ำเสมอ และรับการตรวจรักษาจากจักษุแพทย์เป็นระยะ ๆ เพื่อตรวจดูความดันตา และลานสายตา รวมทั้งการตรวจอื่น ๆ เพื่อให้มั่นใจว่ายาที่ให้เพียงพอที่จะควบคุมโรค โดยจักษุแพทย์จะช่วยปรับวิธีการรักษาให้เหมาะสมตามความรุนแรงของโรค

2. การใช้แสงเลเซอร์และการผ่าตัด ในผู้ป่วยบางรายที่ใช้ยาไม่ได้หรือไม่ได้ผล อาจเป็นเพราะยาไม่สามารถลดความดันตาลงได้ หรือแพ้ผลข้างเคียงของยา ต้องใช้วิธีฉายแสงเลเซอร์หรือการผ่าตัด โดยการทำช่องเพื่อระบายน้ำให้ไหลได้สะดวกขึ้น ใช้ในรายที่พบว่าประสาทตายังถูกทำลายไปเรื่อย ๆ แม้ความดันตาไม่สูงมากก็ตาม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 ภาพถ่ายซ้ำประสาทตา

ภาพถ่ายซ้ำประสาทตาประกอบการวินิจฉัยโรค โดยใช้เครื่อง OCT ที่ใช้หลักการแทรกสอดของแสงในความถี่ที่ต่างกันของเนื้อเยื่อ ในส่วนนี้จะกล่าวในหัวข้อ 2.2 ในภาพถ่ายจะปรากฏ ภาพ Optic Disc และเส้นเลือดของจอตา (Retinal Vessel)



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างภาพถ่ายซ้ำประสาทตาจากเครื่อง OCT ชนิด SD-OCT

2.2 Optical Coherence Tomography (OCT)

Optical Coherence Tomography (OCT) ถูกคิดค้นโดยทีมนักวิจัยของ MIT ในปี ค.ศ. 1991 โดยใช้หลักการแทรกสอดของแสง (low coherence) ซึ่งในการทดลองแรกเริ่มได้มีการใช้เนื้อเยื่อชีวภาพเป็นตัวอย่าง แล้วตรวจจับสัญญาณแสงที่สะท้อนกลับหลังถูกปล่อยให้ไปตกกระทบตัวอย่าง [10]

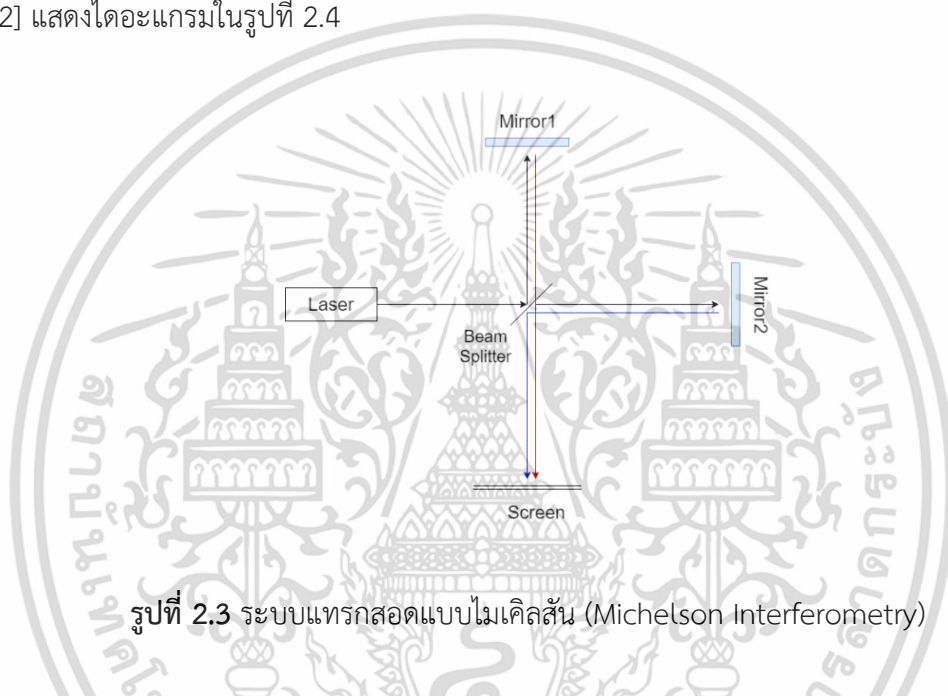
2.2.1 หลักการทำงานของ OCT

เป็นระบบแทรกสอดแบบไมเคิลสัน (Michelson Interferometry) แหล่งกำเนิดแสงเป็น Broadband Laser ผ่าน Beam Splitter แล้วแยกเป็น 2 ลำ โดยลำหนึ่งถูกส่งไปยังกระจกอ้างอิง อีกลำหนึ่งส่งไปยังตัวอย่าง ทั้งสองลำสะท้อนกลับ เกิดเป็นรูปแบบการแทรกสอดของสัญญาณขึ้น มี Photodetector เป็นอุปกรณ์ตรวจจับก่อนจะส่งไปยังระบบประมวลผลของคอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงผล รูปแบบของสัญญาณที่เกิดขึ้นมี 2 รูปแบบ คือ A-Scan เป็นสัญญาณที่แสดงจะเป็นระดับ

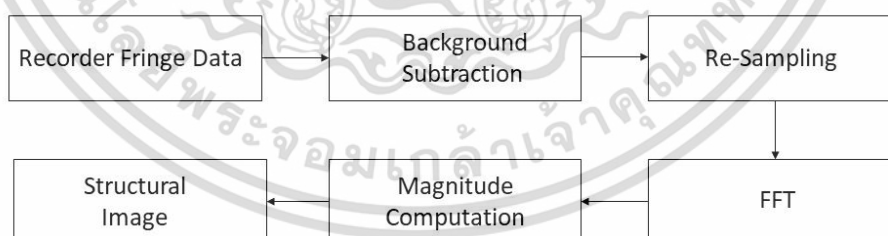
ความลึกต่าง ๆ ของตัวอย่าง ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงระยะทางระหว่างกระจกอ้างอิงกับ Beam

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ไปยังระบบออนไลน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Splitter และอีกหนึ่งรูปแบบ คือ B-Scan เป็นสัญญาณที่แสดงให้เห็นถึงภาคตัดขวางของตัวอย่าง เกิดจากการเปลี่ยนแปลงระยะทางระหว่างตัวอย่างกับ Beam Splitter ทั้งสองแบบจะเกิดการแทรกสอดของแสง ที่เกิดจากความไม่สม่ำเสมอของค่าดัชนีหักเหของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในตัวอย่าง ทำให้แสงที่สะท้อนจากตัวอย่างถูกแทรกสอดโดยแสงอ้างอิง [11] แสดงในรูปที่ 2.3 สำหรับการแสดงผลของ OCT จะได้มาจากการที่ Detector ของระบบทำการบันทึกสัญญาณภาพการแทรกสอดของตัวอย่างแล้ว นำไปผ่านกระบวนการลบพื้นหลังที่เกิดจากการสะท้อนแสงของกระจกอ้างอิง หลังจากนั้นนำไปผ่านกระบวนการ Fast Fourier Transform (FFT) นำไปคำนวณหาขนาด (Magnitude) แสดงผล [12] แสดงไดอะแกรมในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.3 ระบบแทรกสอดแบบไมเคิลสัน (Michelson Interferometry)

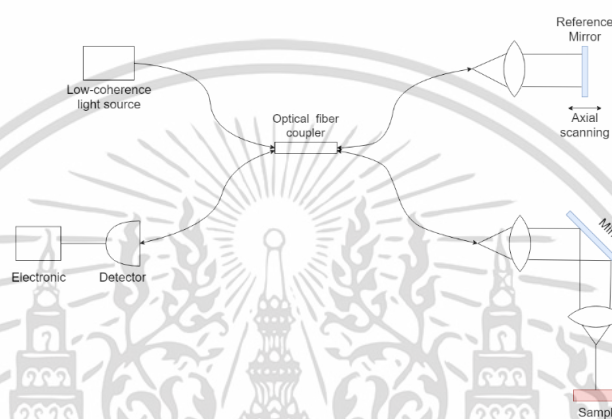


รูปที่ 2.4 ไดอะแกรมแสดงอัลกอริทึมของการประมวลผลภาพ OCT

2.2.2 ประเภทของ OCT

1. Time-Domain OCT (TD-OCT) เป็น OCT ที่แสดงผลเป็นแบบ A-Scan ซึ่งจะแสดงผลเป็นสัญญาณในความลึกต่าง ๆ ในระบบจะมีสร้างให้กระจกอ้างอิงสามารถขยับเพื่อเปลี่ยนระยะทางได้ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

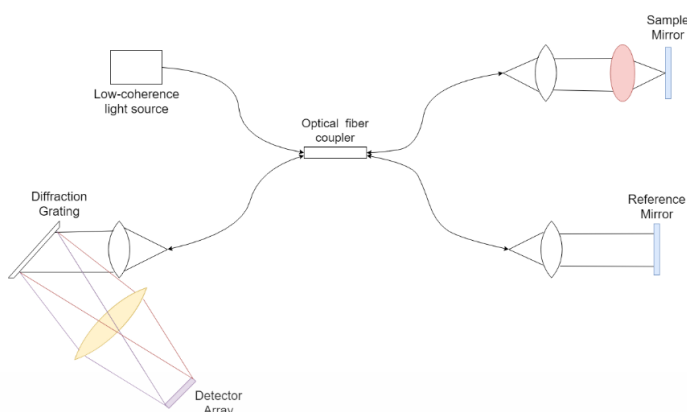
โดยกระจกอ้างอิงจะขยับเข้าออกอย่างเป็นคาบสม่ำเสมอ แล้วสะท้อนกลับไปเพื่อสร้างสัญญาณแทรกสอดกับสัญญาณที่สะท้อนมาจากตัวอย่าง และสามารถแสดงผลแบบ B-Scan ได้ โดยการสั่นของกระจกที่สะท้อนแสงไปยังตัวอย่าง และสะท้อนกลับเข้า Detector [13] โดย B-Scan จะมีการแปลงสัญญาณที่ตรวจจับได้ ให้แสดงเป็นรูปของภาคตัดขวางของตัวอย่าง แต่ TD-OCT ยังมีข้อบกพร่องในด้านเวลาของการสแกนภาพ โดยเวลาที่ใช้ในการสแกนภาพตัวอย่างในแต่ละครั้ง จะใช้เวลานาน ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาระบบต่อไปเป็น Fourier-Domain OCT (FD-OCT)



รูปที่ 2.5 โดอะแกรมแสดงระบบ TD-OCT

2. Fourier-Domain OCT (FD-OCT) เป็น OCT ที่แสดงผลได้ทั้ง A-Scan และ B-Scan ภายในระบบจะมีการแปลงสัญญาณที่แทรกสอดกันก่อนจะเข้าไปสู่ Detector การแปลงสัญญาณนั้นจะเป็นแบบ Fourier มีการติดตั้งอุปกรณ์เพื่อแปลงสัญญาณขึ้น และเปลี่ยน Detector จาก 1 ตัว เป็น Detector array ทำให้ OCT ประเภทนี้มีความเร็วในการตรวจจับสัญญาณมากกว่าแบบแรก FD-OCT แบ่งได้ 2 ชนิด คือ Spectral-Domain OCT (SD-OCT) ซึ่งจะใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็น Super luminescent diode มีการนำสัญญาณที่แทรกสอดกันไปผ่านการแปลง Fourier ในเชิงพื้นที่ จึงได้สัญญาณที่สะท้อนจากระดับความลึกต่าง ๆ ของตัวอย่าง มี Spectroscope สำหรับรับแสงที่ถูกแบ่งเป็นแถบสเปกตรัม และ Swept-Source OCT (SS-OCT) หลักการทำงานจะเหมือนกับ SD-OCT แต่สัญญาณที่ได้จะสามารถนำไปผ่านการแปลง Fourier ในเชิงความถี่ และแหล่งกำเนิดแสงที่ใช้จะเป็น tunable laser จึงไม่จำเป็นต้องใช้ Spectroscope ในการแยกสเปกตรัมของแสง [14]

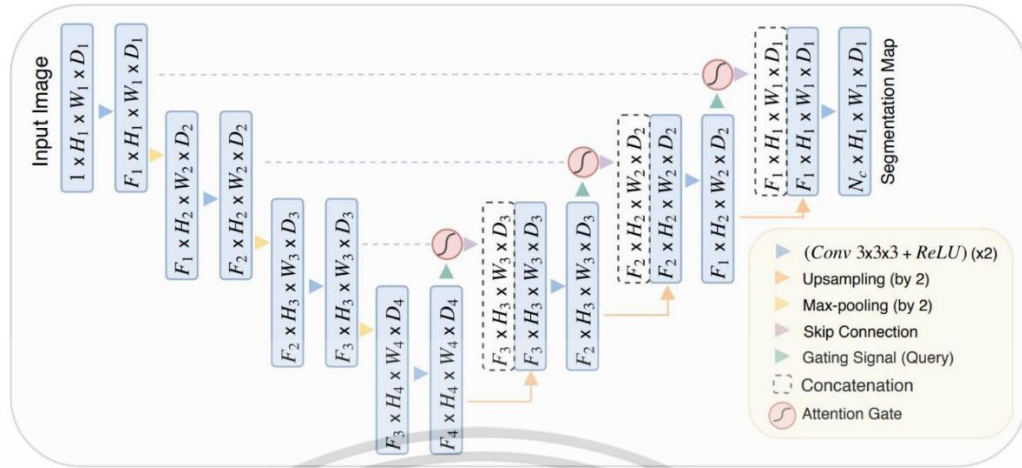
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ไดอะแกรมแสดงระบบ FD-OCT ชนิด SS-OCT

2.3 U-shaped Encoder-Decoder Network with Attention (Attn-UNet)

U-net เป็นหนึ่งใน Neural Network Architecture ที่พัฒนามาจาก Convolutional Neural Network (CNN) รูปแบบโครงสร้างของ Network นี้มีรูปแบบของการเข้ารหัส (encoder) และถอดรหัส (decoder) ข้อมูลในแต่ละ layers มีลักษณะคล้ายรูปตัว U โดย Architecture ของ Unet จะมี CNN 2 ฝั่ง คือ ฝั่ง encoder ทำให้ภาพมีขนาดลดลง และ ฝั่ง decoder ทำให้ภาพมีขนาดใหญ่ขึ้น ซึ่งภาพ input และ output จะมีขนาดเท่ากัน [15] ซึ่ง Unet ถูกนำมาใช้ในการระบุพื้นที่หรือแยกเส้นขอบได้ดี โดย Attn-Unet ใช้หลักการพื้นฐานของ Unet จะมีการเพิ่ม attention gate เป็นตัว skip connection ในส่วนของ encoder จะมีโครงสร้างที่ประกอบไปด้วย 3×3 convolution filters, ReLU function และ max-pooling layer ซึ่งมีการทำซ้ำหลายครั้ง และส่วนต่อมาก็คือ decoder ในส่วนของแต่ละ stage up samples the feature map จะใช้ 2×2 up-convolution filters หลังจากนั้น feature map จาก layer ในส่วนของ encoder จะถูกตัดและเชื่อมต่อ (cropped and concatenated) เข้ากับ up-sampled feature map ตามด้วย 3×3 convolution filters และ ReLU function ในขั้นตอนสุดท้ายจะใช้ 1×1 convolution filter เพื่อลด feature map ให้มีขนาดที่ต้องการและสร้าง segmentation image ขึ้นมา โดยในโครงสร้างนี้จะมี attention gate ทำหน้าที่ตัด feature ที่ไม่ได้เกี่ยวข้อง ในแต่ละ layer ในฝั่ง decoder จะมี attention gate ที่เชื่อมต่อกับ feature ที่เกี่ยวข้องมาจากฝั่ง encoder และอยู่ก่อนจุด concatenated



รูปที่ 2.7 ตัวอย่าง Attn-Unet Architecture [16]

2.4 Image processing

เป็นการนำภาพมาประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ต้องการในเชิงคุณภาพและปริมาณ ซึ่งจะนำเข้าภาพเป็นภาพดิจิทัล กำหนดได้เป็นฟังก์ชัน 2 มิติ $f(x,y)$ โดย x และ y เป็นตำแหน่งจุดของภาพ (pixel) และค่า f เป็นค่าจุดภาพ (pixel value) ที่ตำแหน่ง x และ y คือค่าความเข้มแสง ข้อมูลภาพจะเก็บอยู่ในรูปของเมทริกซ์ เช่น A ขนาด 32×32 pixel สามารถแทนด้วยเมทริกซ์ดังนี้

$$A = \begin{bmatrix} f(1,1) & \cdots & f(1,32) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ f(32,1) & \cdots & f(32,32) \end{bmatrix} \quad (1)$$

ภาพดิจิทัลแบ่งออกเป็น 3 ชนิด ได้แก่ ภาพขาวดำ (Binary image) ซึ่งจะมีค่าเพียง 0 (สีดำ) และ 1 (สีขาว) ภาพระดับสีเทา (Grayscale image) ค่าสีจะขึ้นกับบิตที่ใช้ เก็บในรูปแบบของเมทริกซ์ 2 มิติ และภาพสี (RGB image) เก็บในเมทริกซ์ 3 มิติ ขนาด $m \times n \times 3$ โดย m และ n เป็นแถวและคอลัมน์ตามลำดับ และ 3 เก็บค่าความเข้มของสี ได้แก่ แดง เขียว น้ำเงิน

2.4.1 Ellipse Detection

เป็นการตรวจจับวงรีบนภาพ โดยใช้ regionprops function ซึ่งจะเป็นการตรวจจับ pixel เล็ก ๆ ที่ติดกันของภาพแล้วกำหนด major axis และ minor axis ลงบนภาพ แล้วสร้างเป็นขอบวงรี [17] ซึ่งจะมี input และ output value แสดงดังตารางที่ 2.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 แสดง input และ output value ของ ellipse detection

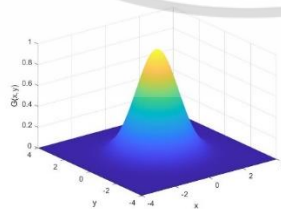
Argument	Definition
Input argument	
input image	รูปนำเข้า แล้วแปลงให้อยู่ในรูป binary image หรือ grayscale image
Return values	
minMajorAxis	ความยาวของ major axis ที่สั้นที่สุด นั่นก็คือ minor axis
maxMajorAxis	ความยาวของ major axis ที่ยาวที่สุด นั่นก็คือ major axis
angle	มุมระหว่าง maxMajorAxis และ x-axis
central	จุดศูนย์กลางวงรี

2.4.2 Gaussian Filter

เป็นตัวกรองสำหรับดำเนินการเพื่อเบลอภาพ ลบรายละเอียดเล็ก ๆ บนภาพ หรือลดสัญญาณรบกวนบนภาพ (noise) เพื่อให้ได้ภาพที่มีความเรียบมากขึ้น โดยใช้ 2D convolution operator ตัวกรองจะมีลักษณะแบบระฆังคว่ำ ตัวกรองแบบ 2D Gaussian filter แสดงในสมการที่ (2) หลังจากนั้นนำสมการไปผ่าน convolution operator กับภาพ input [18]

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

เมื่อ x คือ ค่าตัวแปรในแกน x
 y คือ ค่าตัวแปรในแกน y
 σ คือ ส่วนเบี่ยงเบน



(ก)

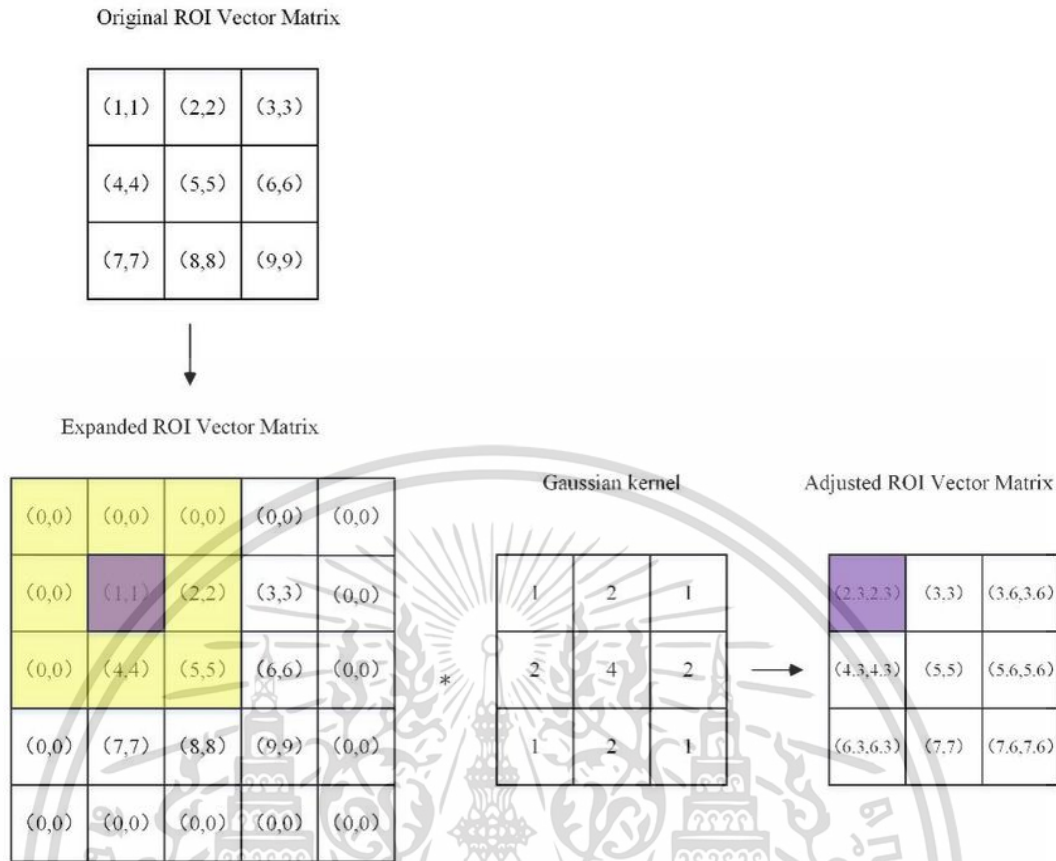
1	2	1
2	4	2
1	2	1

(ข)

รูปที่ 2.8 Gaussian Distribution ที่ (0, 0) และ $\sigma = 1$

(ก) กราฟ 2-D Gaussian Distribution และ (ข) Gaussian Kernal

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาหรือการเขียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 Applied Gaussian kernel on the original image [19]

2.4.3 Image processing tools

เป็นอัลกอริทึมสำหรับประมวลผล วิเคราะห์ และสร้างภาพ โดยจะสามารถใช้ได้ครอบคลุมภาพแบบ 2D, 3D และภาพที่มีขนาดใหญ่ๆ ได้ โดยอัลกอริทึมนี้บรรจุอยู่ในโปรแกรม Matlab ver. R2021a

Shifting image เป็นการเลื่อนพิกเซลของภาพ input ไปตาม x และ y axis โดยใช้ imtranslate เป็นตัวดำเนินการ [20]

Resize image เป็นการปรับขนาดของภาพ input ให้มีขนาดใหญ่หรือเล็กลง ตามสเกลที่กำหนด โดยใช้ imresize เป็นตัวดำเนินการ [21]

Rotate image เป็นการหมุนภาพ input รอบจุดหมุนที่กำหนด ตามมุมมองศา (angle) ที่ต้องการ โดย +angle จะหมุนในทิศทวนเข็มนาฬิกา และ -angle จะหมุนในทิศตามเข็มนาฬิกา โดยใช้ imrotate เป็นตัวดำเนินการ [22]

Crop image เป็นการกำหนดขอบเขตของภาพ input ใหม่ ให้วัตถุบนภาพที่เราต้องพิจารณาอยู่ในบริเวณหรือขอบเขตที่ต้องการ โดยใช้ imcrop เป็นตัวดำเนินการ [23]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Times, .* กำหนดให้เป็นอาร์เรย์ A คือภาพ input ซึ่งการดำเนินการแบบ time จะเป็นการคูณอาร์เรย์ A และ B ที่มีขนาด $[m \times n]$ เท่ากัน จะทำการคูณแบบสเกลาร์ และได้อาร์เรย์ใหม่ออกมา ซึ่งตัวดำเนินการคือ ‘ .* ’ [24]

2.4.4 3D Reconstruction

เป็นการกระบวนการสร้างภาพ 3D จากภาพ stack of 2D images โดยจะใช้อัลกอริทึมจากโปรแกรม Matlab

Squeeze function เป็นคำสั่งสำหรับจากแปลงภาพ stack of 2D image ซึ่งอยู่ในรูปแบบของ 2D อาร์เรย์ ให้อยู่ในรูปแบบ 3D อาร์เรย์ โดยใช้ squeeze เป็นตัวดำเนินการ [25]

Isosurface เป็นคำสั่งสำหรับจากสร้างพื้นผิวของภาพที่อยู่ในรูปแบบ 3D อาร์เรย์ ให้อยู่ในรูปแบบ solid volume โดยใช้ isosurface เป็นตัวดำเนินการ [26]

VolumeViewer function เป็นคำสั่งสำหรับแสดงผลภาพ 3D ที่อยู่ในรูป solid volume ที่สร้างใหม่ เพื่อแสดงผลเป็น volumetric data ใช้ volumeViewer เป็นคำสั่งสำหรับดำเนินการ ส่วนใหญ่ฟังก์ชันนี้จะเหมาะสำหรับการแสดงผลภาพทางการแพทย์ [27]

Volshow เป็นคำสั่งสำหรับแสดงผลภาพ 3D ที่อยู่ในรูป volumetric data โดยใช้ volshow เป็นคำสั่งสำหรับดำเนินการ [28]

2.5 Statistic Analysis

เป็นกระบวนการสำหรับตรวจสอบความน่าเชื่อถือและความถูกต้องของข้อมูล และบอกระดับความเชื่อมั่นของข้อมูล โดยอาศัยกระบวนการทางสถิติเข้ามาช่วย ซึ่งจะต้องทำร่วมกับการวิเคราะห์และแปรผลทางสถิติ

2.5.1 Independent t-test

เป็นกระบวนการทางสถิติที่ใช้เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่เป็นอิสระต่อกัน ค่าของตัวแปรตามในแต่ละหน่วยเป็นอิสระต่อกัน กลุ่มตัวอย่างได้มาอย่างสุ่มจากประชากรที่มีการแจกแจงแบบปกติ การทดสอบค่า t ขึ้นอยู่กับการพิจารณาว่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างการวัดทั้งสองมีนัยสำคัญทางสถิติหรือเกิดจากโอกาส โดยมีค่า P-value เป็นตัวบ่งชี้ว่าสมมติเป็นจริงหรือเท็จ โดยระดับนัยสำคัญที่พบมากที่สุดคือ 0.05 [29]

2.5.2 Mann-Whitney U Test

เป็นกระบวนการทางสถิติที่ใช้เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่เป็นอิสระต่อกันฟังก์ชันการแจกแจง ของ 2 ประชากร ต่างกันเฉพาะค่ากลาง (ซึ่งนิยามวัดด้วยมัธยฐาน) นั่นคือ ประชากรทั้ง 2 ต้องมีการแจกแจงที่เหมือนกัน ต่างกันเฉพาะค่ากลางเท่านั้น (ไม่เป็นการแจกแจงแบบปกติ) [30] โดยมีค่า P-value เป็นตัวบ่งชี้ว่าสมมติเป็นจริงหรือเท็จ โดยระดับนัยสำคัญที่พบมากที่สุดคือ 0.05

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในอดีตมีการศึกษาเกี่ยวกับโครงสร้างของ LC ได้แก่ G Tezel และคณะ ได้ศึกษาเกี่ยวกับการขยายตัวของรูพรุนภายใน LC ในผู้ป่วยโรคต้อหิน [31] และ Tadamichi Akagi และคณะ ได้ศึกษาเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงของรูพรุนภายใน LC ในผู้ป่วยโรคต้อหินและบุคคลปกติ [32] โดยทีมของ G Tezel ได้ทำการเปรียบเทียบภาพถ่าย optic disc ของผู้ป่วยโรคต้อหินในระยะเวลา 3 ปี บน NIH Image program พบว่ารูปแบบของรูพรุนภายใน LC มีการเปลี่ยนแปลงเป็น 3 รูปแบบ คือ วงกลม วงรี และรีว และพบว่าพื้นที่รวมของรูพรุนของ LC ในผู้ป่วยเพิ่มมากขึ้น และทีมของ Tadamichi Akagi ได้ศึกษาเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของรูพรุนภายใน LC โดยใช้เครื่องมือถ่ายภาพ คือ disc photography, scanning laser ophthalmoscopy (SLO) และ adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy (AOSLO) จากนั้นนำภาพถ่ายมาคำนวณพื้นที่รูพรุน พบว่าพื้นที่รวมของรูพรุนของ LC ในผู้ป่วย มีขนาดใหญ่กว่าของบุคคลสุขภาพปกติ

นอกจากนี้ได้มีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับข้อมูลเชิงปริมาตรของ LC โดย Zach Nadler et al. เสนอวิธีการสร้างรูป 3D จาก stack image โดยใช้รูป LC จาก adaptive optics spectral domain-OCT (AO-SDOCT) ซึ่งได้ผ่านกระบวนการ segmentation [6] และมีการเปรียบเทียบลักษณะโครงสร้าง LC ในกลุ่มตัวอย่าง 3 กลุ่ม คือ บุคคลสุขภาพปกติ, ผู้ป่วยโรคต้อหิน และผู้ที่มีความเสี่ยงว่าจะเป็นโรคต้อหิน พบว่าโครงสร้าง LC ในผู้ป่วยมีปริมาตรน้อยกว่าคนสุขภาพปกติ สร้างภาพ 3D ที่สร้างภาพจาก AO-SDOCT สามารถมองเห็นโครงสร้างที่มีขนาดเล็ก ๆ ได้ชัดเจน และเห็นภาพที่มี contrast ระหว่าง ROI และพื้นหลังได้ชัดเจนเช่นกัน แต่มีข้อจำกัดคือ เห็น LC เพียงบางส่วนเท่านั้น เนื่องจากภาพถ่ายมีการสะท้อนแสงของเนื้อเยื่อและเส้นเลือดอยู่ด้านหน้าของ ONH

นอกจากนี้เราได้มีการศึกษาวิธีการปรับปรุงภาพถ่ายที่เกี่ยวกับกายวิภาคของตา ได้แก่ optic disc และ cup ด้วยเทคนิคทางคอมพิวเตอร์ โดย Prashant Choukikar et al. ได้ประยุกต์ใช้วิธี Thresholding ในการตัดแบ่งส่วน optic disc กับรูปภาพที่มีการใช้เทคนิค Image Enhancements โดยใช้ Histogram Equalization โดยวิธีนี้เป็นวิธีการที่ไม่ซับซ้อน อย่างไรก็ตาม การใช้วิธีนี้จะมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประสิทธิภาพที่ไม่ดีเมื่อรูปภาพที่พิจารณามีความคมชัดที่ไม่ดี [33] จึงได้มีการศึกษางานเกี่ยวกับการฝึกฝนแบบจำลองโครงข่ายประสาทเทียม ได้แก่ Ahmed Almazroa et al. ได้นำเสนอวิธีการ segmentation ภาพ optic disc จากรูป fundus [34], Partha Sarathi Mangipudi et al. และ J. Surendiran et al. นำเสนอวิธีการจำแนกภาพถ่าย optic disc และ cup [7,8] ทีมของ Ahmed Almazroa ได้มีการสร้างอัลกอริทึม ประยุกต์ใช้ level set และ localization technique สำหรับหาขอบเขตของ optic disc และเปรียบเทียบความแม่นยำ โดยเปรียบเทียบขอบจากการวิเคราะห์จากจักษุแพทย์ ซึ่งมีความแม่นยำ 83.9%, ทีมของ Partha Sarathi Mangipudi นำเสนอวิธีการจำแนกภาพถ่าย optic disc และ cup โดยใช้ deep learning โมเดลที่นำมาใช้คือ Unet ทดสอบกับข้อมูล 3 ชุด คือ DRISHTI-GS, DRIONS-DB และ RIM-ONE v3 มีค่า Intersection Over Unions (IoUs) เท่ากับ 96.62%, 96.15% และ 98.42% ใน optic disc แต่พบปัญหาคือ ในภาพที่ optic disc หรือ cup มี contrast กับพื้นหลังต่ำ และภาพถ่ายที่มี cup ขนาดเล็ก การใช้ model นี้ยังคงไม่ได้ผลลัพธ์ที่ดี ทีมของ J. Surendiran. นำเสนอวิธีการจำแนก optic disc และ cup โดยเปรียบเทียบ การทำ contour segmentation โดยการประยุกต์ใช้ level set, ANN, K-means, CNN, Fuzzy C-means, และ modified RNN (mRNN) ทดสอบกับข้อมูล 5 ชุด พบว่า mRNN มีประสิทธิภาพมากที่สุด เนื่องจาก mRNN เป็นการรวมกันของ RNN และ FCN เหมาะกับข้อมูลที่เป็น sequence และข้อมูลในงานวิจัยนี้ คือ intra- and interslice contexts ดังนั้นการใช้ mRNN จึงได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด

ในการศึกษาเกี่ยวกับโครงสร้าง รูพรุน และการสร้างภาพ 3D ของ LC จากงานข้างต้น ในงานวิจัยจากทีมของ Tadamichi Akagi และทีมของ Zach Nadler พบว่าการใช้เครื่อง OCT ที่มีการประยุกต์ใช้ adaptive optics จะสามารถถ่ายภาพออกมาได้ชัดเจน แต่เนื่องด้วยการประยุกต์ใช้เทคนิคนี้ในเครื่องมือ มีต้นทุนที่สูง และส่งออกเพื่อทำงานวิจัยเท่านั้น ไม่ได้ถูกนำมาใช้ในห้องตรวจ ดังนั้นเราจึงต้องการใช้ภาพถ่ายจาก commercial OCT มาใช้ในงานวิจัยนี้ และใช้ Computer techniques ได้แก่ image processing และโครงข่ายประสาทเทียม โดยปัจจุบันได้มีการนำแบบจำลองต่าง ๆ มาช่วยประสิทธิภาพ เช่น ANN, CNN, RNN และ UNet เป็นต้น เข้ามาช่วยปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายให้ดีขึ้น

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

ในส่วนนี้จะกล่าวถึงกระบวนการวิธีดำเนินงานทั้งหมด ประกอบด้วย กลุ่มตัวอย่าง ซึ่งจะกล่าวถึงกระบวนการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง เพื่อเข้าร่วมงานวิจัย โดยจะแบ่งเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มโรคต้อหิน และ กลุ่มต้อปกติ, การเก็บภาพ LC ของกลุ่มตัวอย่างจากเครื่อง OCT จะกล่าวถึงเครื่องมือที่ใช้ในการเก็บภาพ เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บข้อมูลคุณลักษณะต่าง ๆ รวมไปถึงเกณฑ์การคัดเลือกภาพเพื่อนำไปใช้วิเคราะห์ต่อ, Proposed Experimental Framework ในขั้นตอนนี้จะเป็นการนำเสนอวิธีการออกแบบการทดลองเพื่อสร้างภาพ 3D ของ LC และขั้นตอนสุดท้าย เปรียบเทียบโครงสร้างจากข้อมูลเชิงปริมาตร การศึกษานี้ได้รับอนุญาตและดำเนินการร่วมกับภาควิชาจักษุวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตามเอกสารอ้างอิงเลขที่ 149/61 และได้รับความยินยอมจากกลุ่มตัวอย่างที่เข้าร่วมงานวิจัยแล้ว

3.1 กลุ่มตัวอย่าง

เราได้เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครต้อปกติจำนวน 58 ตัวอย่าง และผู้ป่วยโรคต้อหินจำนวน 65 ตัวอย่าง ซึ่งอยู่ในช่วงการรักษาและติดตามผลการรักษาที่ ภาควิชาจักษุวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยบุคคลเหล่านี้จะต้องได้รับการถ่ายภาพจากเครื่อง SS-OCT เพื่อประกอบการรักษาและติดตามผลอยู่แล้ว กลุ่มต้อปกติจะได้รับการคัดเลือกเพื่อเข้าร่วมงานวิจัย ตามเกณฑ์ ดังนี้

1. ไม่ตรวจพบโรคต้อหินและลานสายตามืดปกติ
2. ไม่เป็นโรคจอตาและโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทที่มีผลต่อการใช้เครื่องมือ ได้แก่ Fundus photography, Visual Field Analyzer, และ OCT
3. สายตาสั้นไม่เกิน 600, สายตาวาวไม่เกิน 300, และเอียงไม่เกิน 300
4. ไม่มีอุบัติเหตุที่ดวงตา
5. ผู้ป่วยที่เป็นโรคต่อกระจก หรือหลังผ่าตัดต่อกระจกสามารถเข้าร่วมงานวิจัยได้

ทั้งนี้กลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่ม จะต้องมีอายุมากกว่า 18 ปีขึ้นไป ได้รับการตรวจตาทั้ง 2 ข้าง จากเครื่องมือและผ่านเกณฑ์ ดังตารางที่ 3.1 และมีการเก็บข้อมูลจากเวชระเบียนเพิ่มเติม ได้แก่ อายุ และคุณสมบัติต่าง ๆ ของกลุ่มตัวอย่าง แสดงดังตารางที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 แสดงวิธีการตรวจตาจากเครื่องมือและเกณฑ์ที่ใช้เลือกภาพของกลุ่มตัวอย่าง

Medical device		Reliability Criteria
Algorithm	Device	
Visual field testing		
SITA-standard 24-2	Humphrey® Field Analyzer (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA)	-Fixation Loss < 20% -False Positive and Negative Error < 15%
OCT photography		
Optic disc cube 200x200	Cirrus HD-OCT 5000 (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA)	-Signal Strength Index > 6 -เห็นขอบ Optic Disc ชัดเจน -ไม่มีแถบดำครอบคลุมบริเวณภาพ
3D wide	DRI OCT Triton (Topcon, Inc., Tokyo, Japan)	-ไม่มีแถบดำครอบคลุมบริเวณภาพ -Cup ไม่ลึกจนปรากฏรูโหว่บนภาพ

ตารางที่ 3.2 แสดงเครื่องมือ และค่าคุณลักษณะต่าง ๆ ที่ใช้ประกอบการรักษา

Medical device	Algorithm	Characteristic
ZEISS Cirrus HD-OCT	Optic disc cube	Average retinal nerve fiber layer (RNFL)
		Disc area
		Average C/D Ratio
		Cup volume
ZEISS Humphrey Field Analyzer	Visual Field (24-2)	Mean deviation
		Pattern standard deviation
		Visual field index

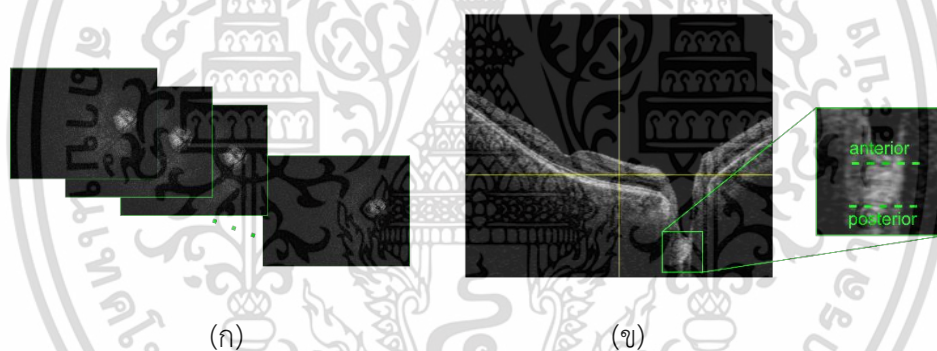
3.2 การเก็บภาพจาก OCT

เครื่องมือที่ใช้ประกอบด้วย OCT 2 เครื่อง ได้แก่ DRI OCT Triton เป็นประเภท SS-OCT และ Cirrus HD-OCT 500 เป็นประเภท SD-OCT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 LC image

ถ่ายภาพ LC image ของตาทั้ง 2 ข้าง จาก DRI OCT Triton ถ่ายภาพแบบ enface จากโปรแกรม 3D wide และ export ผ่าน Enface algorithm ใน IMAGEnet6 software เครื่องมือมีความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิด 1,050 nm มี scanning rate เท่ากับ 100,000 A-scans/sec มีความละเอียดใน axial scan ที่ 11.7 $\mu\text{m}/\text{pixel}$ ภาพที่ถ่ายได้มีขนาด 512 \times 384 pixels ในการ export ภาพจะได้เป็นภาพ enface 1 เซ็ต แสดงในรูปที่ 3.1 (ก) และภาคตัดขวางของตัวอย่าง เราจะทำการเลือกภาพตาในข้างที่มีเปอร์เซ็นต์ของคุณภาพของภาพที่สูงกว่า ซึ่งจะแสดงผ่าน Enface algorithm จากภาพ enface ทั้งหมด เราจะทำการเลือกภาพมาช่วงหนึ่งมาใช้ในการวิเคราะห์ โดยจะเลือกจากขอบบนคือ anterior LC surface ลงไปจนถึงขอบล่าง คือ posterior LC surface แสดงในรูปที่ 3.2 (ข) โดย anterior LC surface จะอยู่ในตำแหน่งใต้ cup ลงไป จะปรากฏขอบของเนื้อเยื่ออย่างชัดเจน เนื่องจากเป็นบริเวณที่สามารถสะท้อนแสงได้ดี และไปสิ้นสุดในบริเวณที่ไม่สะท้อนแสง นั่นคือ posterior LC surface [35]

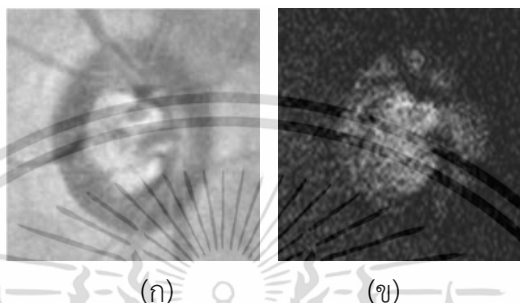


รูปที่ 3.1 LC image ที่ถูกถ่ายจาก DRI OCT Triton (ก) ภาพเซต enface และ (ข) ภาคตัดขวางของ LC และตำแหน่งของ anterior ถึง posterior LC surface

เราจะสังเกตเห็นว่าภาพที่ถ่ายจาก SS-OCT มีข้อจำกัดคือใน LC ที่เนื้อเยื่อมีความหนาแน่นน้อย จะทำให้เราสังเกตขอบเขตของ LC ได้ยาก ส่งผลให้การระบุขอบเขตของ LC ยากด้วยเช่นกัน [36] โดยปกติ LC จะมีลักษณะคล้ายทรงกระบอกอยู่ลึกลงไปภายใน optic disc และมีขอบเขตเดียวกัน ดังนั้นเราจึงถ่ายภาพ optic disc จาก HD-OCT ซึ่งจะเห็นขอบเขตของ optic disc ได้อย่างชัดเจน มาใช้เพื่อระบุขอบเขตของ LC image ที่ได้จาก SS-OCT

3.2.2 Optic disc image

ถ่ายภาพ Optic disc image ของตาทั้ง 2 ข้างแบบ enface จาก Cirrus HD-OCT 5000 โดยถ่ายด้วยโปรแกรม Optic disc cube 200x200 เครื่องมือนี้มีแหล่งกำเนิดแสงความยาวคลื่น 840 nm scanning rate เท่ากับ 27,000 - 68,000 A-scans/sec ภาพที่ได้มีขนาด 562x563 pixels โดยเลือกภาพตาข้างเดียวกันกับที่เลือกจากเครื่อง DRI OCT Triton



รูปที่ 3.2 (ก) optic disc image และ (ข) LC image จากตัวอย่างเดียวกัน ซึ่ง optic disc image มีขอบเขตที่ชัดเจนกว่า LC image

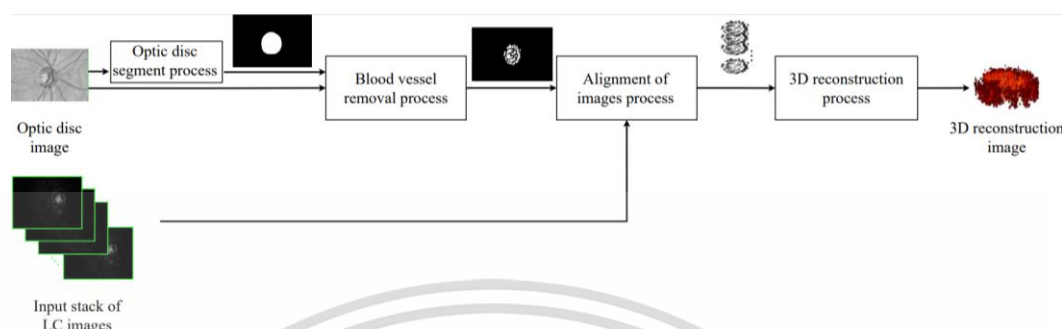
การใช้เครื่องมือ OCT ถ่ายภาพ ภาพที่ได้จะต้องไม่มีแถบดำปกคลุมบริเวณภาพ อันเกิดจากตัวอย่างขยับหน้าออกจากเครื่อง OCT หรือการกรอกตาขณะถ่ายภาพ เพราะอาจจะทำให้ได้ข้อมูล ROI ไม่ครบถ้วน และ Cup ที่พิจารณาจะต้องไม่ลึกลงเกินไป เนื่องจากในการ Export ภาพจะได้ภาพ Enface ตั้งแต่เหนือ Cup จนถึงใต้ Cup โดยส่วนที่จะนำมาใช้งานวิจัยนี้คือส่วนใต้ Cup ที่ปรากฏ Anterior LC Surface ลงไปจนถึง Posterior LC Surface แต่เนื่องจากเครื่อง OCT ที่ใช้มีข้อจำกัดใน scanning range ที่ 12 mm ซึ่งจะถ่ายได้ตั้งแต่กระจกตาลงไป ดังนั้นภาพที่มีระยะของกระจกตาลงไปถึงจะถึง posterior LC surface มากกว่า 12 mm จะไม่สามารถนำภาพของตัวอย่างเหล่านี้ไปใช้วิเคราะห์ต่อได้

3.3 Proposed experimental framework

ในหัวข้อนี้จะอธิบายถึงวิธีการที่ใช้ในการศึกษา ซึ่งประกอบด้วย (1) optic disc segmentation ใน optic disc image เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการกำหนดขอบเขตของ LC จากภาพ LC image (2) blood removal เป็นการลบเส้นเลือดที่อยู่ภายใน LC โดยใช้ maximum principal curvature algorithm (3) alignment เป็นการจัด optic disc segment ให้อยู่ตำแหน่งและขนาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

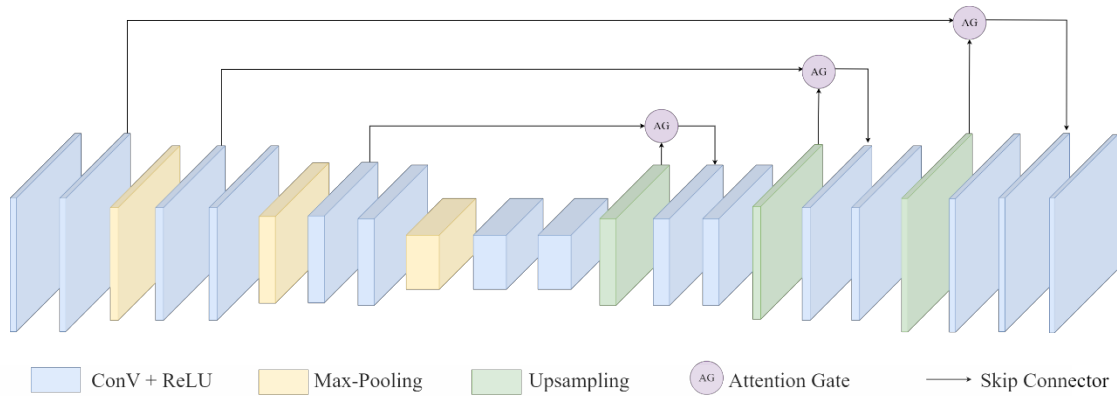
เดียวกับ LC ใน LC image ด้วยเทคนิค image processing และ (4) 3D reconstruction เป็นการนำภาพ LC ที่ผ่านกระบวนการข้างต้นทั้งหมดมาสร้างเป็นรูปโครงสร้าง 3 มิติ



รูปที่ 3.3 Propose experimental framework

3.3.1 Optic disc segmentation

ในเบื้องต้นเราได้ทดลองใช้ Gaussian Filter และ Image Thresholding ซึ่งเป็นวิธีพื้นฐานในการ Segmented ภาพทั่วไปบนภาพ LC Image พบว่าผลลัพธ์ ROI ที่ได้มี Information บริเวณขอบ ๆ หายไป ทั้งนี้เนื่องจากบางส่วนของภาพไม่ชัดเจน กล่าวคือเนื้อเยื่อ LC บางส่วนมีความหนาแน่นน้อย ส่งผลให้ไม่สามารถระบุขอบเขตของ LC ในบริเวณนั้นได้ จึงได้ประยุกต์ใช้ Optic Disc Image มาในการช่วยหาขอบของ LC จาก LC Image ตามที่ได้อธิบายไว้เบื้องต้น โดยการประยุกต์ใช้ Attn-UNet เพื่อช่วยในการทำ segmentation ในขั้นตอนนี้จะทำการหาขอบของ Optic Disc จาก optic disc image เพื่อนำ segment ที่ได้จากกระบวนการนี้ ไปใช้เพื่อกำหนดขอบเขตของ LC ใน LC images ซึ่งเราได้ประยุกต์ใช้แบบจำลอง pre-trained Attn-Unet [37] ในงานนี้ โดยการนำ pre-trained model มา fine-tuned ด้วย optic disc images dataset ที่เก็บจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 77 ภาพ ซึ่งได้ทำการ label ภาพ ground truth ด้วย LableMe application [38] โดยจักษุแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ โดยแบ่งเป็นสัดส่วน 80:10:10 (จำนวน 63:7:7 ภาพ) สำหรับ train, validation และ test โดยใช้ learning rate = 1×10^{-6} , Optimizer คือ Adam ในการทำ optic disc segmentation เราใช้ Python 3.9 และรันผ่าน Integrated Development Environment (IDE) คือ PyCharm communication



รูปที่ 3.4 Simplified schematic of Attn-Unet for optic disc segmentation

3.3.2 Blood vessel removal

เป็นขั้นตอนในการลบเส้นเลือดออกจาก optic disc image ขั้นตอนแรกจะสร้าง blood vessel mask ขึ้นมา จากการทำ blood vessel detection ผ่าน Matlab โดยใช้ maximum principle of curvature algorithm [39] เมื่อเราประยุกต์ใช้อัลกอริทึมนี้โดยตรง พบว่า mask ที่ได้มีการกระจายตัวของพิกเซลสีขาวเล็ก ๆ ในบริเวณขอบเส้นเลือดที่ตรวจจับได้ ดังนั้นเราจึงประยุกต์ใช้ Gaussian filter เพื่อให้รายละเอียดในส่วนนั้นลดลง ซึ่ง $\sigma = 3.5$



รูปที่ 3.5 ขั้นตอนการทำ blood vessel removal (ก) optic disc image ที่การประยุกต์ optic disc segment และ Gaussian filter (ข) blood vessel mask

3.3.3 Alignment

ใช้ภาพ optic disc segmentation ที่ผ่านกระบวนการ blood vessel removal แล้ว (I_{OD}) สำหรับ map ลงบนภาพ stack of LC (I_{LC}) ซึ่งภาพทั้ง 2 ภาพ ที่ได้จากการถ่ายจากเครื่องมือคนละ เครื่องกัน จะมีตำแหน่งของ LC ไม่ตรงกัน ทำให้ขนาดภาพและขนาดของ LC ไม่เท่ากัน รวมทั้งเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความคลาดเคลื่อนในการถ่ายภาพ ที่เกิดจากการกรอกตา หรือการเคลื่อนไหวของลูกตาของตัวอย่าง ในขณะที่ถ่ายภาพ ในขั้นตอนนี้เราใช้ Matlab ในการทำ ซึ่งในการ alignment มีขั้นตอนดังนี้

1. ทำ ellipse detection บน I_{OD} จาก regionprops function แล้ว return พารามิเตอร์ 3 ค่า ได้แก่ ความยาวของ major axis (L_{OD}), มุมระหว่าง major axis กับ x-axis (θ_{OD}), และจุดศูนย์กลางของวงรี (C_{OD})

2. กำหนดให้ภาพ LC 1 เซ็ต มีจำนวน N ภาพ จะได้ LC image ($I_{LC,i}$, $i = 1, \dots, N$), โดย N กำหนดจากระยะห่างระหว่างภาพ anterior LC surface จนถึง posterior LC surface ซึ่งได้จากเลขลงท้ายบน filename ของภาพ, ทำการคำนวณค่าเฉลี่ยจาก $I_{LC} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N I_{LC,i}$ เนื่องจากในแต่ละตัวอย่างมีจำนวนภาพที่ไม่เท่ากัน และ I_{LC} มีการกระจายตัวของพิกเซลสีขาวเป็นจำนวนมาก จึงประยุกต์ใช้ Gaussian filter ที่ $\sigma = 3$ และทำ ellipse detection แล้ว return พารามิเตอร์ ได้แก่ L_{LC} , θ_{LC} , และ C_{LC}

3. ปรับตำแหน่งของ I_{OD} และ I_{LC} ให้อยู่ในพิกัดเดียวกัน (x, y) ให้ C_{OD} ไปอยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับ C_{LC}

4. หมุน I_{OD} ให้มี θ_{OD} เท่ากับ θ_{LC} โดยมุมจะมีขนาดเท่ากับ $\theta_{OD} - \theta_{LC}$

5. ปรับขนาดของ OD ให้มีขนาดเท่ากับ LC โดยปรับ I_{OD} ให้มี L_{OD} เท่ากันกับ L_{LC} โดยการคำนวณอัตราส่วน $k = I_{OD}/I_{LC}$

6. Crop I_{OD} และ I_{LC} ให้ครอบคลุมบริเวณ LC โดย crop จาก C_{OD} และ C_{LC} ไป 45 พิกเซล ในตำแหน่งบน ล่าง ซ้าย และขวา ภาพผลลัพธ์ \tilde{I}_{OD} และ $\tilde{I}_{LC,i}$ จะมีขนาด 90×90 พิกเซล

7. ประยุกต์ \tilde{I}_{OD} ลงบน $\tilde{I}_{LC,i}$ โดยใช้ time operator

Algorithm 1 Alignment Procedure

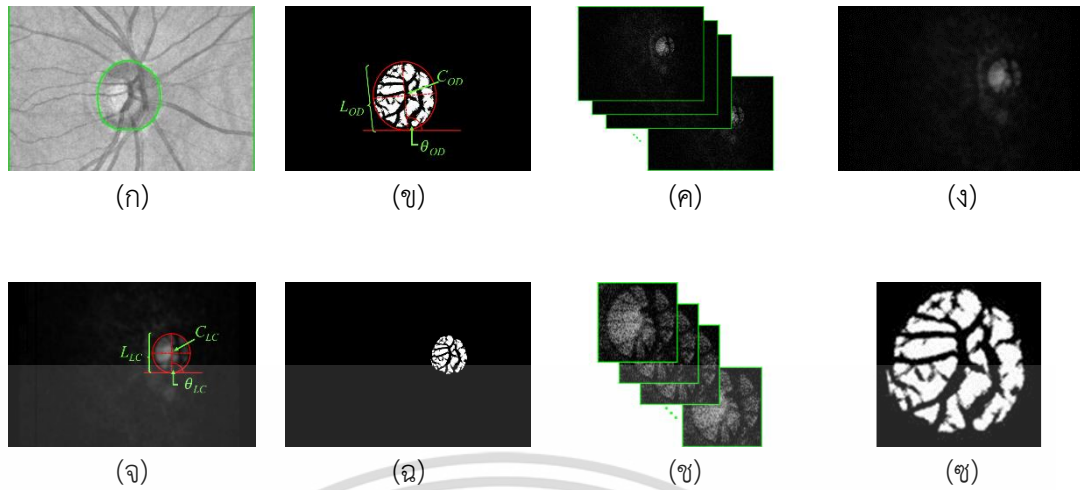
Require: Optic Disc Segment (I_{OD}), a series of N -LC Image ($I_{LC,i}$), $i = 1, \dots, N$, and Gaussian width (σ)

Ensure: N -Cropped LC Image ($\tilde{I}_{LC,i}$), $i = 1, \dots, N$

- 1: [L_{OD} , C_{OD} , θ_{OD}] = Ellipse_Detection(I_{OD})
 - 2: $I_{LC} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N I_{LC,i}$
 - 3: $I_G = \text{Gaussian}(I_{LC}, \sigma)$
 - 4: [L_{LC} , C_{LC} , θ_{LC}] = Ellipse_Detection(I_G)
 - 5: Shift C_{OD} to be in the same coordinate as C_{LC}
 - 6: Rotate I_{OD} until its major axis aligns with that of I_{LC}
 - 7: Calculate the scaling factor $k = L_{OD}/L_{LC}$
 - 8: $\tilde{I}_{OD} = \text{Resize}(I_{OD}, k)$
 - 9: [\tilde{I}_{OD} , $\tilde{I}_{LC,i}$] = Crop(\tilde{I}_{OD} , $I_{LC,i}$)
 - 10: $\hat{I}_{LC,i} = \tilde{I}_{OD} \otimes \tilde{I}_{LC,i}$
 - 11: **return** $\hat{I}_{LC,i}$
-

รูปที่ 3.6 Alignment procedure algorithm

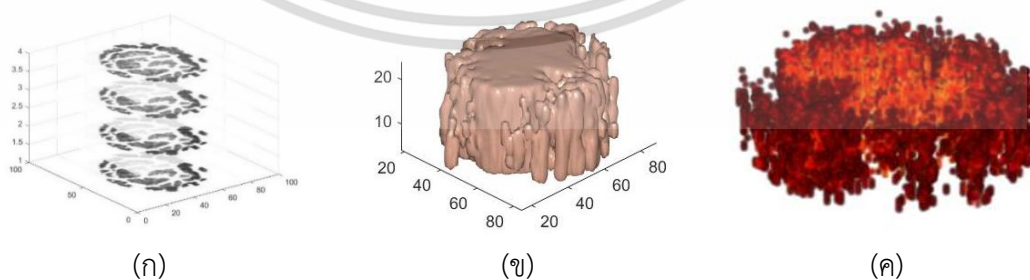
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการ alignment (ก) input OD image ที่มีการทำ edge detection (ข) ellipse detection บน OD image (ค) input stack of LC images (ง) ประยุกต์ใช้ Gaussian filter บน LC image (จ) ellipse detection บน LC image (ฉ) ปรับ OD image ให้อยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับ LC image โดยมีความยาวของ major axis และมุมเท่ากัน (ช) cropping stack of LC images และ (ซ) cropping the optic disc segment image

3.3.4 3D reconstruction

ในขั้นตอนนี้จะทำการสร้างภาพ 3D ของ LC จากโปรแกรม Matlab ขั้นตอนแรกเราจะ input stack of LC images ซึ่งอยู่ในรูปแบบ 2D อาร์เรย์ แล้วแปลงเป็นรูปแบบ 3D อาร์เรย์ โดยใช้ squeeze function ต่อมาใช้ isosurface สร้าง solid volumes จาก 3D อาร์เรย์ หลังจากนั้นแสดงผล 3D reconstruction ผ่าน volumeViewer function เลือกรูปแบบการแสดงผลเป็นแบบ volume rendering และเลือก alphamap แบบ CT-soft tissue

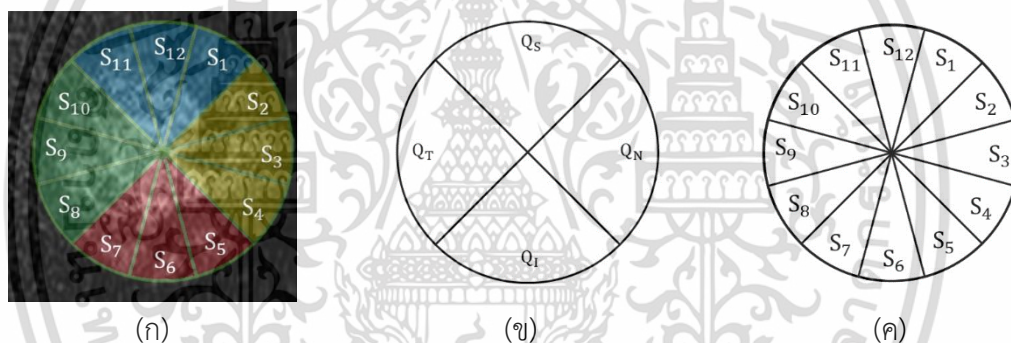


รูปที่ 3.8 (ก) stack of LC images (ข) solid volume (ค) 3D LC reconstruction rendering

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การเปรียบเทียบข้อมูลเชิงปริมาตร

โดยปกติในการศึกษาโครงสร้าง LC จะแบ่งโครงสร้างออกเป็น 4 quadrant ประกอบด้วย Superior (Q_S), Inferior (Q_I), Nasal (Q_N), และ Temporal (Q_T) ในงานนี้ผู้วิจัยได้มีการแบ่งโครงสร้างให้มีความละเอียดมากขึ้น โดยแบ่งเพิ่มเป็น 12 clock-hour-sectors (S_1 - S_{12}) เราได้พิจารณาความแตกต่างกันของ LC ของกลุ่มโรคต้อหิน และกลุ่มตาปกติ จากคุณลักษณะต่าง ๆ ของ LC ที่ได้ถูกสกัดมา ได้แก่ whole LC volume, pore volume, และ pore to LC volume ในการคำนวณหาค่าคุณลักษณะนั้น จะคำนวณจากส่วนแต่ละส่วนของการแบ่งรูปแบบโครงสร้างที่พิจารณา ซึ่งประกอบไปด้วย LC ทั้งหมด (overall), การแบ่งโครงสร้างแบบปกติ (quadrants) และ การแบ่งโครงสร้างแบบที่นำเสนอ (sector) ในการวิเคราะห์หาความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เราได้เลือกใช้ independent t-test ในข้อมูลที่มีการกระจายตัวแบบ normal distribution และ Mann-Whitney U test ในข้อมูลที่เป็น non-normal distribution



รูปที่ 3.9 (ก) LC image ที่แบ่งพื้นที่พิจารณาแล้ว โดยสีน้ำเงิน, เหลือง, แดง, และเขียว คือ Q_S , Q_N , Q_I , และ Q_T ตามลำดับ (ข) Illustration of quadrant และ (ค) 12 clock-hour-sectors

ในการคำนวณข้อมูลเชิงปริมาตรของโครงสร้าง LC จะใช้วิธีการคำนวณพิกเซลของภาพ จากพิกเซลสีดำ (0 = min) สำหรับพิจารณา pore volume และพิกเซลสีขาว (1 = max) ในส่วนนี้จะลบค่าของพิกเซลสีขาวของ blood vessel mask ออกไปแล้ว เพื่อพิจารณา whole LC volume ในการพิจารณาโครงสร้างแบบ overall จะทำการคำนวณพื้นที่ทั้งหมดของโครงสร้าง, แบบ quadrants และ 12 clock-hour-sectors จะทำการสร้าง mask ขึ้นมา แล้วนำไปประยุกต์ใช้บนภาพก่อนนำคำนวณหาข้อมูลเชิงปริมาตร โดยภาพ mask ที่สร้างขึ้น แสดงดังรูปที่ 3.10 - 3.11



รูปที่ 3.10 quadrant masks



รูปที่ 3.11 12 clock-hour-sectors masks



รูปที่ 3.12 stack of LC images ที่มีการประยุกต์ใช้ quadrant mask



รูปที่ 3.13 stack of LC images ที่มีการประยุกต์ใช้ 12 clock-hour-sectors mask

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

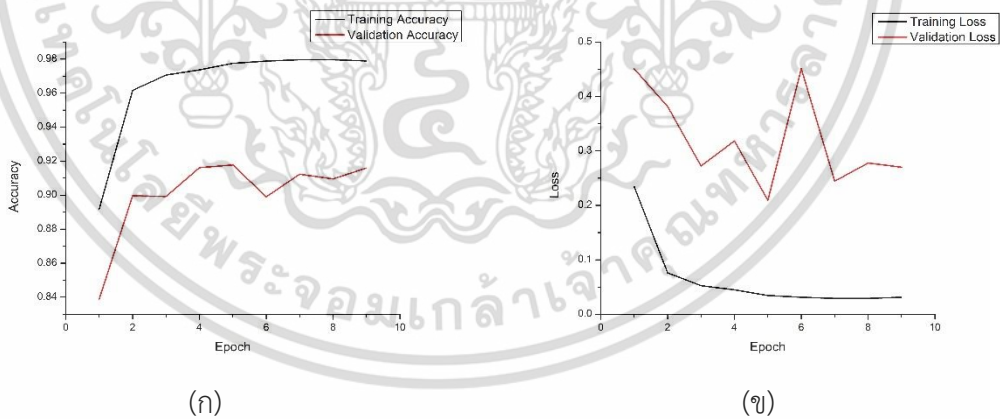
บทที่ 4

ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการวิจัยและอภิปรายผล ซึ่งประกอบด้วย performance ของ Attn-Unet ซึ่งจะแสดงความแม่นยำของการ train ข้อมูล, 3D visualization จะทำการแสดงผลการทำ 3D LC reconstruction จากตัวอย่างกลุ่มโรคต่อหิน และกลุ่มตาปกติ, และผลการศึกษาทางคลินิก ซึ่งจะทำการศึกษาในกลุ่มโครงสร้าง 3 แบบ 3 คุณลักษณะ ที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 และทดสอบความแตกต่างของกลุ่มตัวอย่างว่ามีนัยสำคัญหรือไม่

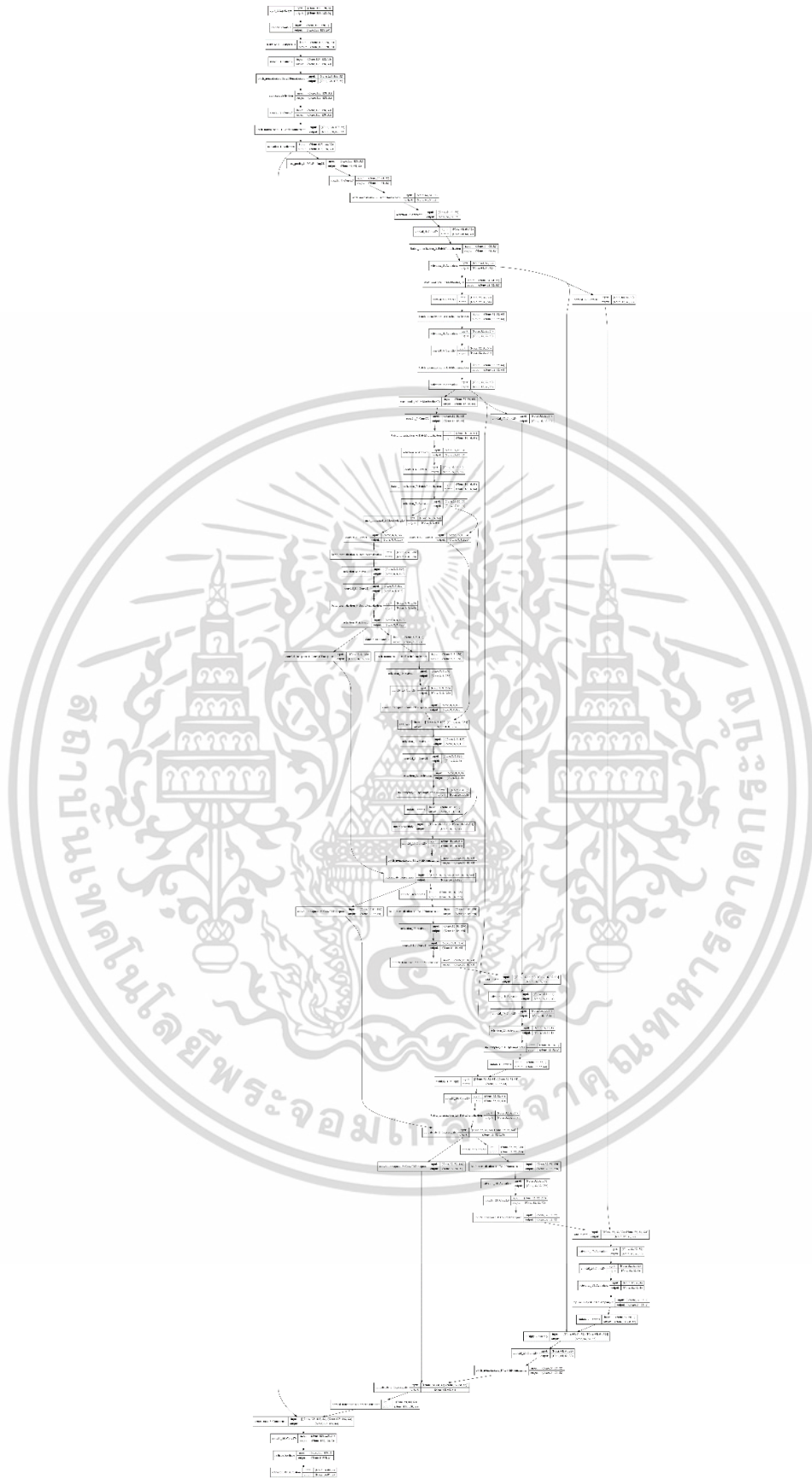
4.1 Performance of Attn-Unet model

ใช้โปรแกรม Pycharm Community สำหรับเป็น Integrated Development Environment (IDE) ในการเขียนภาษา python เพื่อทำ pre-trained ของ Attn-Unet architecture จาก training set และ validation set ผ่าน 5 epochs training sequence ที่ final training epoch มีค่า Area Under the Receiver Operating Curve Characteristics (AUROC) ประมาณ 97% และ Mean Average Precision (mAP) ประมาณ 90%

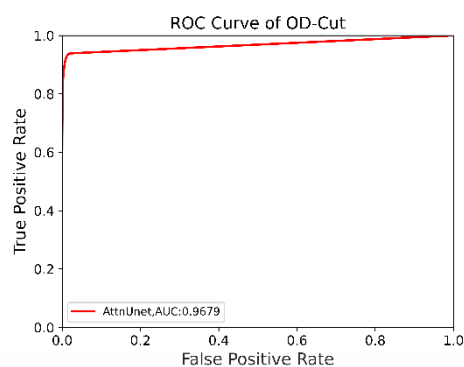


รูปที่ 4.1 กราฟระหว่าง (ก) accuracy และ (ข) loss กับ epoch

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 Attn-Unet model ในการทำ OD segmentation เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานในเชิงวิชาการเท่านั้น เมื่อผู้เผยแพร่เห็นประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 กราฟของ ROC curve จากการทำ OD segmentation



รูปที่ 4.4 (ก) input OD image (ข) ภาพการทำนาย OD segment เมื่อผ่าน Attn-Unet model

4.2 3D visualization

ภาพโครงสร้าง LC 3 มิติ ของกลุ่มโรคต้อหิน (G) และกลุ่มต้อปกติ (N) ที่ถูกสร้างขึ้นจากภาพ OCT ตามวิธีที่ได้อธิบายไปข้างต้นได้ถูกแสดงอยู่ในตารางที่ 4.1 และ 4.2 ซึ่งเราพบว่า

1. โครงสร้าง LC มีความหนาแตกต่างกันอย่างชัดเจน ระหว่างกลุ่มตัวอย่างทั้ง 2 กลุ่ม ซึ่งมี LC ของกลุ่ม N จะหนากว่ากลุ่ม G ซึ่งสอดคล้องกับการเก็บข้อมูลตัวอย่างนั้นคือกลุ่ม G และ N มีความหนาของ LC โดยเฉลี่ย $188 \mu\text{m}$ และ $289 \mu\text{m}$ ตามลำดับ

2. โครงสร้าง LC มีความหนาแน่นแตกต่างกันอย่างชัดเจน โครงสร้างของข้อมูลในกลุ่ม N มีความหนาแน่นมากกว่ากลุ่ม G ซึ่งสังเกตได้จากตาเปล่า โดยพิจารณารูปแบบการแบ่งโครงสร้างของ LC ตามรูปแบบ quadrants และ sectors จะเห็นได้ว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1 บริเวณ S_4 และ S_5 ซึ่งอยู่ใน Q_N และ Q_I ของ LC มีความเสื่อมของเนื้อเยื่ออย่างชัดเจน พิจารณาได้จากความหนาแน่นที่น้อยของโครงสร้างในบริเวณนั้นเมื่อเทียบกับกลุ่ม N ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาทางคลินิกข้างต้น

2.2 พบความเสื่อมของเนื้อเยื่อบริเวณ Q_5 แต่ไม่ชัดเจน แต่ทั้งนี้เมื่อคำนวณปริมาตรและเปรียบเทียบความแตกต่าง โดยใช้ independent T-test ดังตารางที่ 4.4 พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน

2.3 เนื้อเยื่อ LC บริเวณขอบ ๆ ในกลุ่ม G สังเกตได้ยาก เนื่องจากการเป็นโรคต้อหินในระยะที่มากขึ้น cup จะมีขนาดใหญ่ และจะเบียดเส้นเลือดออกไปบริเวณขอบของ LC ทำให้สังเกตขอบเขตของ LC ได้ยากขึ้น

ตารางที่ 4.1 3D visualizations ของกลุ่มโรคต้อหิน

OD image	LC image	3D LC reconstruction image in solid volume	3D LC reconstruction image in 3D rendering	Top view of 3D LC reconstruction image

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 3D visualizations ของกลุ่มตาคปกติ

OD image	LC image	3D LC reconstruction image in solid volume	3D LC reconstruction image in 3D rendering	Top view of 3D LC reconstruction image

4.3 ผลการศึกษาทางคลินิก

จากการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบปริมาตรของ LC และรูพรุนภายใน LC ระหว่างกลุ่ม glaucomatous และ non-glaucomatous eyes จาก 65 glaucoma และ 58 non-glaucoma (13 glaucoma suspected และ 45 normal) eyes มีเพียง 32 glaucoma (49.2%) และ 45 non-glaucoma (77.6%) eyes ที่ภาพถ่ายผ่านเกณฑ์ตามตารางที่ 3.1 โดย 33 glaucoma และ 13 non-glaucoma eyes ที่ไม่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือก มีรายละเอียดดังนี้ 18 glaucomatous, 4 non-glaucomatous eyes ภาพถ่ายมีความลึกของ cup มากเกินไป ทำให้ภาพ LC มีลักษณะเป็นรูโหว่ 13 glaucomatous, 9 non-glaucomatous eyes ภาพถ่ายจาก DRI OCT Triton ไม่สามารถกำหนดขอบเขตของ LC ได้จาก เนื่องจากไม่มีภาพถ่ายจาก Cirrus HD-OCT 5000 เป็นภาพอ้างอิง และ 2 glaucomatous eyes ภาพถ่ายมีแถบดำหรือขาวปรากฏบนภาพ

ในการตรวจเพื่อวินิจฉัย Glaucoma เราจะมีพิจารณาคุณลักษณะต่าง ๆ ของกลุ่มตัวอย่างประกอบการวินิจฉัย ได้แก่ อายุ ซึ่ง Glaucoma จะพบในบุคคลที่มีอายุมากขึ้น และมีความสัมพันธ์กับ retinal nerve fiber layer (RNFL) โดย RNFL จะบางลงเรื่อย ๆ [40], cup to disc

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ratio พบว่าในกลุ่ม Glaucoma จะมีค่าอัตราส่วนที่มากกว่า, cup volume ในกลุ่ม Glaucoma จะมีปริมาตรของ cup มากกว่า [41] และในการตรวจสอบลานสายตา จะพบว่า mean deviation และ visual field index ของกลุ่ม Glaucoma มีค่าน้อยกว่า [42] และ pattern standard deviation ในกลุ่ม Glaucoma จะมีค่ามากกว่า [43] ดังนั้นจึงสรุปค่า demographic data ของกลุ่มตัวอย่าง ได้ดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 Demographic data ของกลุ่มตัวอย่าง — mean value \pm standard deviation

Mean (SD)	Glaucoma (32)	Non-glaucoma (45)	P value
Age; year	69.8 \pm 10.4	61.2 \pm 11.5	0.002 ^a
Optical coherence tomography parameters			
Average RNFL; μm	73.9 \pm 14.9	92.7 \pm 10.2	<0.001 ^b
Disc area; mm^2	2.00 \pm 0.49	2.09 \pm 0.43	0.533 ^b
Cup to disc ratio	0.73 \pm 0.09	0.60 \pm 0.12	<0.001 ^a
Cup volume; mm^3	0.45 \pm 0.29	0.26 \pm 0.21	0.001 ^b
Visual field parameters			
Mean deviation; dB	-7.69 \pm 7.37	-1.25 \pm 2.49	0.001 ^b
Pattern standard deviation; dB	6.39 \pm 4.64	1.94 \pm 0.59	<0.001 ^b
Visual field index; %	78.70 \pm 24.32	97.77 \pm 3.14	<0.001 ^b

^a; independent t-test, ^b; Mann-Whitney U test

จากตารางที่ 4.3 พบว่าคุณลักษณะต่างๆที่พิจารณาระหว่าง 2 กลุ่ม มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ทดสอบด้วยวิธี independent t-test ในข้อมูลที่มีการกระจายตัวแบบ normal distribution ในขณะที่ Mann-Whitney U test ในข้อมูลที่เป็น non-parametric ทั้งนี้มีเพียง disc area ($p = 0.533$) ที่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม เนื่องจาก disc area ในแต่ละบุคคลมีขนาดเล็กหรือใหญ่ไม่เท่ากัน ซึ่งเป็นค่าที่วัดได้เฉพาะบุคคลเท่านั้น ดังนั้นการใช้ค่า disc area เพียงอย่างเดียว เพื่อพิจารณาความแตกต่างระหว่างกลุ่ม Glaucoma และ Non-glaucoma จึงไม่สามารถใช้ disc area มาพิจารณาความแตกต่างระหว่างกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม ดังนั้นจึงต้องพิจารณาจาก unit norm ของ disc area ซึ่งคำนวณได้จาก cup to disc ratio [44]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 Volume (voxel) ของ glaucomatous และ non-glaucomatous eyes ในพื้นที่แบ่ง
พิจารณาแบบ ทั้งหมด, quadrants, และ sectors — Mean total volume±SD

volume (voxel)	Whole LC volume ^t			Pore volume ^u			Pore to LC volume ^u		
	G (N=32)	N (N=45)	P	G (N=32)	N (N=45)	P	G (N=32)	N (N=45)	P
Overall									
total	57,840.6 ±2995.6	71,967.0±2721.3	<0.001	2,160.9±226.8	4,243.7±273.0	<0.001	3.6±0.25	5.8±0.26	<0.001
Quadrants									
Q ₅	14,643.3±773.9	19,396.6±733.2	<0.001	622.0±64.2	1,269.8±97.9	0.004	4.1±0.30	6.4±0.35	<0.001
Q ₁	14,859.1±779.4	19,358.2±730.6	<0.001	517.3±72.8	1,175.6±95.7	<0.001	3.3±0.34	5.9 ±0.36	<0.001
Q ₆	13,392.6±703.4	16,251.8±711.6	<0.001	713.0±93.4	1,248.6±93.3	<0.001	5.1±0.47	7.6±0.36	<0.001
Q ₇	14,945.7±803.0	17,060.3±707.0	0.054	308.5±26.3	549.8±43.9	0.021	2.1±0.16	3.4±0.26	<0.001
Sectors									
S ₁	4,083.4±236.8	5,088.8±213.7	0.003	205.4±25.9	386.5±32.7	<0.001	4.7±0.43	7.5±0.51	<0.001
S ₂	4,066.2±226.8	4,949.0±223.7	0.009	215.2 ±32.5	357.4±29.9	<0.001	5.0±0.56	7.1±0.39	<0.001
S ₃	4,928.3±290.5	6,245.6±304.6	0.011 ^u	267.8±37.2	478.9±39.2	<0.001	5.2±0.50	7.8±0.44	<0.001
S ₄	4,398.1±218.4	5,057.2±249.5	0.231 ^u	230.0±26.4	412.2±35.0	<0.001	5.1±0.44	8.1±0.50	<0.001
S ₅	4,084.9±213.3	5,290.8±212.5	<0.001	208.6±28.2	451.4±35.3	<0.001	4.9±0.50	8.3±0.45	<0.001
S ₆	6,165.3±307.8	8,092.8±338.2	<0.001	190.1±30.0	490.3±50.6	<0.001	2.9±0.35	5.8±0.49	<0.001
S ₇	4,608.8±286.5	5,974.6±252.4	<0.001	118.6±20.9	233.9±24.3	<0.001	2.4±0.33	3.9±0.33	<0.001
S ₈	4,696.5±578.5	5,586.4±252.4	0.034 ^u	96.2±12.7	199.1±17.5	<0.001	2.0±0.21	3.7±0.29	<0.001
S ₉	6,197.8±313.7	6,800.2±283.3	0.163	112.7±11.6	194.1±19.9	0.008	2.0±0.20	3.0±0.30	0.139
S ₁₀	4,051.4±244.1	4,673.8±221.4	0.067	99.6±10.7	156.6±13.2	0.002	2.4±0.20	3.5±0.26	<0.001
S ₁₁	4,640.7±254.1	6,396.4±254.3	<0.001	138.1±13.9	324.7±25.7	<0.001	2.9±0.24	5.0±0.32	<0.001
S ₁₂	5,919.2±306.3	7,911.4±305.8	<0.001	278.5±30.5	558.6±54.1	<0.001	4.5±0.38	6.8±0.46	<0.001

^t; independent t-test, ^u; Mann-Whitney U Test

จากตารางที่ 4.4 ในการพิจารณาโครงสร้าง LC ในกลุ่มโครงสร้างแบบทั้งหมด ในคุณลักษณะแบบ whole LC volume พบว่ากลุ่ม glaucoma มีค่าเฉลี่ย 57,840.6 voxel และกลุ่ม non-glaucoma มีค่าเฉลี่ย 70,967 voxel มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) โดยใช้ independent t-test เป็นวิธีการทดสอบ ในการพิจารณาคุณลักษณะแบบ pore volume พบว่ากลุ่ม glaucoma มีค่าเฉลี่ย 2,160.9 voxel และกลุ่ม non-glaucoma มีค่าเฉลี่ย 4,243.7 voxel มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ โดยใช้ Mann-Whitney U Test ในการทดสอบ และต่อมาเราจะพิจารณาคุณลักษณะแบบ pore to LC volume เพื่อต้องการทราบว่าใน 1 unit norm ของ LC volume มี pore volume อยู่เท่าใด พบว่ากลุ่ม glaucoma มีค่าเฉลี่ย 3.6 และกลุ่ม non-glaucoma มีค่าเฉลี่ย 5.8 ซึ่งมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ โดยใช้ Mann-Whitney U Test เป็นวิธีการทดสอบ

ในการเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างคุณลักษณะต่าง ๆ ของ Glaucoma และ non-glaucoma ในกลุ่มโครงสร้างแบบ quadrants พบว่าในค่าเฉลี่ยของ whole LC volume, pore volume และ pore to LC volume ในกลุ่ม glaucoma กับ non-glaucoma ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ด้วยการทดสอบ independent t-test ใน whole LC volume และ Mann-Whitney U

Test ใน pore volume และ Pore-to-LC volume ทั้งนี้เราพบว่ามีเพียง Whole LC Volume ของเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลุ่ม glaucoma และ non-glaucoma ใน Q_T ที่ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ $p=0.054$ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาใน [45] ที่พบว่าเนื้อเยื่อใน Q_T จะมีความเชื่อมซ้ที่มากที่สุด นอกจากนี้เรายังพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญใน Q_N ในการพิจารณาคุณลักษณะแบบ whole LC volume เนื่องจากพื้นที่ Q_N เป็นบริเวณที่มีเส้นเลือดจำนวนมาก เมื่อถ่ายภาพออกมาแล้ว มักจะไม่ค่อยเห็นเนื้อเยื่อในบริเวณนี้ แต่เนื่องด้วยวิธีการของเรา เราสามารถตัดเส้นเลือดออกได้ จึงสามารถคำนวณโครงสร้าง LC และรูพรุนในบริเวณนั้นได้ จึงทำให้เราเห็นความแตกต่างของเนื้อเยื่อใน Q_N ได้ ซึ่งผลการศึกษาในพื้นที่สอดคล้องกับภาพ 3D ที่พบว่ากลุ่ม glaucoma เห็นการเชื่อมของเนื้อเยื่อในพื้นที่ Q_N ซึ่งแตกต่างกับกลุ่ม non-glaucoma อย่างชัดเจน และเนื้อเยื่อบริเวณ Q_1 และ Q_N อยู่ใกล้เคียง เมื่อเนื้อเยื่อบริเวณ Q_1 เชื่อม อาจส่งผลให้เนื้อเยื่อใน Q_N เชื่อมไปด้วย

ในการเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่าง glaucoma และ non-glaucoma ในกลุ่มโครงสร้างแบบ sector โดยแบ่งพิจารณาเป็น 3 คุณลักษณะ คือ whole LC volume, pore volume, และ pore to LC volume ในการพิจารณา whole LC volume ใช้ independent t-test ในการหาความแตกต่างในทุก sector ยกเว้น S_3 , S_4 , และ S_8 ใช้ Mann-Whitney U Test เนื่องจากใน S_3 และ S_4 เป็นบริเวณที่ได้ทำการลบเส้นเลือดออกไป และใน S_8 เป็นบริเวณที่ไม่ค่อยพบความเชื่อมในกลุ่ม glaucoma อาจส่งผลต่อข้อมูล whole LC volume ในบริเวณนี้ให้มีการกระจายแบบ non-normal distribution จากการพิจารณาความแตกต่างของกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุก sector ยกเว้น S_4 , S_9 , และ S_{10} เนื่องจากใน S_9 และ S_{10} อยู่ใน Q_T ซึ่งไม่พบความแตกต่างระหว่างกลุ่มตัวอย่าง ซึ่งสอดคล้องกับการคำนวณหาความแตกต่างระหว่างกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่มที่พิจารณาในรูปแบบ quadrants และ S_4 ซึ่งอยู่ใน Q_N ไม่พบความแตกต่าง เพราะเป็นบริเวณที่มีเส้นเลือดเป็นจำนวนมากและเราได้ทำการลบออก จากการคำนวณหาค่าปริมาตรเฉลี่ยพบว่า ใน sector นี้ พบว่ามีปริมาตรโครงสร้างที่น้อย และมีความใกล้เคียงกันในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม

ในการพิจารณาคุณลักษณะแบบ pore volume โดยใช้ Mann-Whitney U Test ในทุก sector พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุก sector จากการคำนวณค่าเฉลี่ยของปริมาตรรูพรุนพบว่าในกลุ่ม glaucoma มีปริมาตรรูพรุนที่น้อยกว่ากลุ่ม nonglaucoma จากการคำนวณในกลุ่ม glaucoma จะพบว่าใน S_{12} มีปริมาตรรูพรุนที่มากที่สุด ซึ่งอยู่ใน Q_5 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยที่ได้ศึกษามาว่า ในกลุ่ม glaucoma จะมีขนาดรูพรุนที่กว้างขึ้น ดังนั้นขนาดรูพรุนที่กว้างขึ้น จะส่งผลต่อปริมาตรรูพรุนที่มากขึ้นตามไปด้วย

ต่อมาพิจารณาคุณลักษณะแบบ pore-to-volume ใช้ Mann-Whitney U Test ในการหาความแตกต่างของกลุ่มตัวอย่าง พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุก sector ยกเว้น S_9 ที่ปกติจะไม่พบความแตกต่างในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม จากการคำนวณหาค่าเฉลี่ย pore to volume ในทุกพบว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใน S_1, S_2, S_3, S_4, S_5 , และ S_{12} ซึ่งอยู่ใน Q_5, Q_N และ Q_1 มี pore to LC volume เป็นอัตราส่วนที่สูง แสดงให้เห็นว่าใน 1 หน่วยปริมาตรของโครงสร้าง LC ใน sector เหล่านี้มีปริมาตรรูพรุนที่มากกว่าใน sector อื่น อย่างเห็นได้ชัดเจน

แต่อย่างไรก็ตามในการเปรียบเทียบ whole LC volume และ pore volume พบว่าในกลุ่ม glaucoma มีปริมาตรน้อยกว่า non-glaucoma อย่างชัดเจน ประมาณ 20-25% และ 50% ตามลำดับ โดยปกติ LC area จะมีความสัมพันธ์กับ pore area [46] ดังนั้นเราจึงตั้งสมมติฐานได้ว่า LC volume จึงมีความสัมพันธ์กับ pore volume เช่นกัน และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มตัวอย่างเดียวกันควรจะใกล้เคียงกัน แต่ในการศึกษานี้พบว่า pore volume ในกลุ่ม glaucoma น้อยกว่ากลุ่ม non-glaucoma อาจจะเป็นเพราะเราได้มีการลบเส้นเลือดในแนวตั้ง อาจทำให้เนื้อเยื่อและรูพรุนที่อยู่บริเวณใต้เส้นเลือดถูกลบออกไปด้วย ทำให้ข้อมูลในส่วนนั้นหายไป จึงส่งผลให้ pore volume น้อย และส่งผลต่อให้ pore-to-volume น้อยไปด้วยเช่นกัน

นอกจากนี้ยังมีการพิจารณาความสัมพันธ์ของ disc area กับ LC volume เนื่องจากในบุคคลที่มีขนาด disc area เล็ก LC volume จะน้อย และในบุคคลที่มีขนาด disc area ใหญ่ LC volume จะมาก ในการตรวจสอบความสัมพันธ์ของ disc area และ LC volume เราใช้ linear regression ในการทดสอบสมมติฐานนี้ พบว่า disc area ส่งผลต่อ LC volume โดยพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ในทุกพื้นที่ที่แบ่งพิจารณา โดยปกติ disc area ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่ม glaucoma และ nonglaucoma แต่ในทางกลับกัน disc area มีความสัมพันธ์กับ LC volume เนื่องจากถ้า disc area มีขนาดใหญ่ขึ้น จะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของ LC [44] ส่งผลให้ LC volume เปลี่ยนไปด้วย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ ได้นำเสนอวิธีการสร้าง 3D LC reconstruction images ใน glaucomatous และ non-glaucomatous eyes และคำนวณปริมาตรใน 3 คุณลักษณะ ได้แก่ whole LC volume, pore volume และ pore to volume ในโครงสร้างที่พิจารณา 3 แบบ ได้แก่ total, quadrants และ sectors ซึ่ง 3D LC reconstruction images มีความแตกต่างอย่างชัดเจนในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม ซึ่งสอดคล้องกับการคำนวณหาความแตกต่างใน 3 คุณลักษณะที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่มเช่นกัน จาก 3D LC reconstruction images มีการเชื่อมของเนื้อเยื่อโครง LC สร้างบริเวณ Q_S , Q_I และ Q_N ซึ่งสอดคล้องกับการคำนวณเพื่อหาความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญใน whole LC volume ในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม คือพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญใน Q_S , Q_I และ Q_N และสอดคล้องกับพื้นที่ที่แบ่งพิจารณาแบ่ง sector ที่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญใน S_1 , S_{11} และ S_{12} ครอบคลุม Q_S , S_2 และ S_3 ครอบคลุม Q_N และ S_5 , S_6 และ S_7 ครอบคลุม Q_I ในการพิจารณาคุณลักษณะแบบ pore volume ซึ่งในกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และในการพิจารณาคคุณลักษณะแบบ pore-to-volume พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุกพื้นที่พิจารณา ยกเว้น S_9 ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า จากการพิจารณา 3 คุณลักษณะของ LC ใน glaucomatous eyes และ non-glaucomatous eyes; (1) whole LC volume ในมีความแตกต่างกันใน Q_S , Q_I และ Q_N , (2) pore volume มีความแตกต่างกันในทุกพื้นที่พิจารณา และ (3) pore to LC volume มีความแตกต่างกันในทุกพื้นที่พิจารณา ยกเว้น S_9 ดังนั้นเราจึงสรุปได้ว่าในการศึกษาความแตกต่างระหว่าง glaucomatous และ non-glaucomatous eyes มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ในทุกคุณลักษณะ และในทุกพื้นที่พิจารณา

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากผลการวิจัยนี้พบข้อจำกัดคือในภาพของตัวอย่าง glaucomatous eyes พบเงาของเส้นเลือดที่ขอบของ LC และขอบของ OD ทำให้ยากต่อการระบุขอบเขต ซึ่งในส่วนนี้อาจจะสามารถปรับปรุงหาขอบเขตให้ดีขึ้นได้ จากการใช้ deep learning ทั้งนี้ต้องประกอบการใช้ข้อมูลจำนวนมาก เพื่อให้แบบโครงข่ายจำลองเรียนรู้ และพบปัญหาในการระบุ anterior และ posterior LC surface เนื่องจาก ตำแหน่งของ posterior LC surface จากตัวอย่างที่เก็บได้ มองไม่เห็นขอบล่างอย่างชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้ระบุตำแหน่งยากมาก ในส่วนนี้อาจจะต้องทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพก่อนที่จะนำไประบุตำแหน่ง นอกจากนี้เราไม่สามารถนำรูปที่เกิดแถบดำ หรือเส้นในรูป ที่เกิดจากการขยับตัวหรือกรอกตาของตัวอย่างในขณะที่ถ่ายรูปรูปมาใช้ในการศึกษาได้ ซึ่งในอนาคตอาจจะทำการ reconstruction รูปเหล่านี้ให้แถบดำหรือเส้นหายไปได้ และจากการสร้างอัลกอริทึมเพื่อสร้างภาพ 3D และคำนวณข้อมูลเชิงปริมาตร เราอาจจะนำมาสร้างเป็น framework ใหม่ เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานในอนาคต ที่อาจจะต้องสร้างอัลกอริทึมในส่วนต่าง ๆ ไปได้แก่ การลบเส้นเลือด การระบุขอบเขตของ LC การสร้างภาพสามมิติ และการคำนวณปริมาตร และนำอัลกอริทึมทั้งหมดนี้มารวมกันไว้ใน framework เดียวกัน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. Quigley HA. 1996. “Number of people with glaucoma worldwide.” *Br J Ophthalmol.* May;80(5) : 389-93.
2. Quigley HA, Broman AT. 2006. “The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020.” *British Journal of Ophthalmology.* 2006;90(3) : 262-267.
3. Weinreb, R. N., Aung, T., & Medeiros, F. A. 2014. “The pathophysiology and treatment of glaucoma: a review.” *JAMA.* 311(18) : 1901–1911.
4. สมเกียรติ อธิคมกุลชัย. 2550. การรักษาโรคต้อหินโดยวิธีนวดตา. [Online]. : Available : <https://glaucomathai.doctorsomkiat.com/thglo2.htm>.
5. Pircher, M., & Zawadzki, R. J. 2017. “Review of adaptive optics OCT (AO-OCT): principles and applications for retinal imaging [Invited].” *Biomedical optics express.* 8(5) : 2536–2562.
6. Zach Nadler, Bo Wang, Gadi Wollstein, Jessica E. Nevins, Hiroshi Ishikawa, Richard Bilonick, Larry Kagemann, Ian A. Sigal, R. Daniel Ferguson, Ankit Patel, Daniel X. Hammer, and Joel S. Schuman. 2014 “Repeatability of in vivo 3D lamina cribrosa microarchitecture using adaptive optics spectral domain optical coherence tomography” *Biomed. Opt. Express.* 5 : 1114-1123.
7. J. Surendiran, S. Theetchenya, P. M. B. Mansingh, M. D. G. Sekar, N. Yuvaraj, V. J. Arulkarthick, C. Suresh, A. Sriram, K. Srihari, and A. Alene. 2022. “Segmentation of optic disc and cup using modified recurrent neural network.” *BioMed Res. Int.* 2022.
8. P. S. Mangipudi, H. M. Pandey, and A. Choudhary. 2021. “Improved optic disc and cup segmentation in glaucomatic images using deep learning architecture.” *Multimed. Tools Appl.* 80 : 30143-30163.
9. Tarek M. Shaarawy, Mark B. Sherwood, et al. 2009. **Glaucoma: Medical Diagnosis and Therapy.** 1st ed. W B Saunders Co Ltd.
10. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, et al. 1991. “Optical coherence tomography.” *Science.* Nov 22;254(5035) : 1178-81.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

11. Chen CL, Wang RK. 2017. “Optical coherence tomography-based angiography [Invited].” *Biomed Opt Express*. 8(2) : 1056-1082.
12. Murtaza Ali and Renuka Parlapalli. 2010. “Algorithms for Optical Coherence Tomography on TMS320C64x+.” *Application Report of TEXAS INSTRUMENT*.
13. Lihong V. Wang Hsin-I Wu. 2009. **Biomedical Optics: Principles and Imaging**. John Wiley & Sons, Inc.
14. Kishi S. 2016. “Impact of swept source optical coherence tomography on ophthalmology.” *Taiwan Ophthalmol*. 6(2) : 58-68.
15. Romrawin Chumpu. 2021. **Image Segmentation with UNet-like Network**. [Online]. Available : <https://medium.com/super-ai-engineer/>.
16. Nikhil Kumar Tomar. 2023. **Attention UNET and its Implementation in TensorFlow**. [Online]. Available : <https://idiotdeveloper.com/attention-unet-and-its-implementation-in-tensorflow/>.
17. Martin Simonovsky. 2023. **Ellipse Detection Using 1D Hough Transform**. [Online]. Available : <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/33970-ellipse-detection-using-1d-hough-transform>.
18. R. Fisher, S. Perkins, A. Walker and E. Wolfart. 2023. **Gaussian Smoothing**. [Online]. Available : <https://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/gsmooth.htm>.
19. Zhu, & Wu, Lei & Chen, Guanhua & Jing, Nan. 2019. “Spatial Keyword Query of Region-Of-Interest Based on the Distributed Representation of Point-Of-Interest.” *ISPRS International Journal of Geo-Information*. 8. 287.
20. **Translate an Image Using imtranslate Function**. [Online]. Available : <https://ch.mathworks.com/help/images/translate-an-image.html>.
21. **Imresize**. [Online]. Available : <https://ch.mathworks.com/help/matlab/ref/imresize.html>.
22. **Imrotate**. [Online]. Available : <https://ch.mathworks.com/help/images/ref/imrotate.html>.
23. **Imcrop**. [Online]. Available : <https://ch.mathworks.com/help/images/ref/imshow.html>.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

24. **times, .***. [Online]. Available :
<https://ch.mathworks.com/help/matlab/ref/times.html>.
25. **squeeze**. [Online]. Available :
<https://ch.mathworks.com/help/matlab/ref/squeeze.html>.
26. **isosurface**. [Online]. Available :
<https://ch.mathworks.com/help/matlab/ref/isosurface.html>.
27. **Volume Viewer**. [Online]. Available :
<https://ch.mathworks.com/help/images/ref/volumeviewer-app.html>.
28. **Volshow**. [Online]. Available :
<https://ch.mathworks.com/help/images/ref/volshow.html>.
29. ประคอง สาธรรม. 2023. การทดสอบสมมติฐานการวิจัย ด้วยสถิติ t-test. [Online]. Available : <https://www.gotoknow.org/posts/399528>.
30. **The Wilcoxon-Mann-Whitney Test or The Wilcoxon Rank Sum Test**. [Online]. Available : https://project.astyplus.net/lesson3_9.html.
31. Tezel G, Trinkaus K, Wax MB. 2004 “Alterations in the morphology of lamina cribrosa pores in glaucomatous eyes.” *Br J Ophthalmol*. Feb;88(2) : 251-256.
32. Tadamichi Akagi, Masanori Hangai, Kohei Takayama, Atsushi Nonaka, Sotaro Ooto, Nagahisa Yoshimura. 2012. “In Vivo Imaging of Lamina Cribrosa Pores by Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscopy.” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci*. 53(7) : 4111-4119.
33. Choukikar, Prashant & Patel, Arun & Mishra, Ravi. 2014. “Segmenting the Optic Disc in Retinal Images using Thresholding.” *International Journal of Computer Applications*. 94 : 6-10.
34. Almazroa A, Sun W, Alodhayb S, Raahemifar K, Lakshminarayanan V. 2017. “Optic disc segmentation for glaucoma screening system using fundus images.” *Clin Ophthalmol*. Nov 15;11 : 2017-2029.
35. A. Paulo, P. G. Vaz, D. A. D. Jesus, L. S. Brea, J. V. Eijgen, J. Cardoso, T. van Walsum, S. Klein, I. Stalmans, and J. B. Breda. 2021. “Optical coherence tomography imaging of the lamina cribrosa: Structural biomarkers in nonglaucomatous diseases.” *J. Ophthalmol*. 2021.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

36. K. Omodaka, T. Horii, S. Takahashi, T. Kikawa, A. Matsumoto, Y. Shiga, K. Maruyama, T. Yuasa, M. Akiba, and T. Nakazawa. 2015 “3d evaluation of the lamina cribrosa with swept-source optical coherence tomography in normal tension glaucoma” *PLOS ONE* 10 : e0122347.
37. **DeepTrial/Optic-Disc-Unet**. [Online]. Available :
<https://github.com/DeepTrial/Optic-Disc-Unet>.
38. B. C. Russell, A. Torralba, K. P. Murphy, W. T. Freeman. 2008. “LabelMe: a database and web-based tool for image annotation.” *International Journal of Computer Vision*. 77 : 157-173.
39. Achintha Iroshan. 2023. **Segmentation of blood vessels in retinal fundus images using maximum principal curvature**. [Online]. Available :
<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/64884-segmentation-of-blood-vessels-in-retinal-fundus-images-using-maximum-principal-curvature>
40. Alessandro A. Jammal, Samuel I. Berchuck, Atalie C. Thompson, Vital P. Costa, Felipe A. Medeiros. 2020. “The Effect of Age on Increasing Susceptibility to Retinal Nerve Fiber Layer Loss in Glaucoma.” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 61(13) : 8.
41. J. C. Tsai. 2005. “How to evaluate the suspicious optic disc,” *Rev. Ophthalmol.*
42. Forchheimer I, de Moraes CG, Teng CC, Folgar F, Tello C, Ritch R, Liebmann JM. 2011. “Baseline mean deviation and rates of visual field change in treated glaucoma patients.” *Eye (Lond)*. May;25(5) : 626-32.
43. Malik Y. Kahook, and Robert J. Noecker. 2007. “How Do You Interpret a 24-2 Humphrey Visual Field Printout?” *Glaucoma Today*. Nov-Dec;2007 : 57-62.
44. Hoffmann EM, Zangwill LM, Crowston JG, Weinreb RN. 2007 “Optic disk size and glaucoma.” *Surv Ophthalmol*. Jan-Feb;52(1) : 32-49.
45. Harizman N, Oliveira C, Chiang A, et al. 2006 “The ISNT Rule and Differentiation of Normal From Glaucomatous Eyes.” *Arch Ophthalmol*. 124(11) : 1579–1583.
46. J. JB, M. CY, S.-S. U, and N. GO. 1991. “Morphometry of the human lamina cribrosa surface,” *Investig. ophthalmology & visual science*. 32 : 401–405.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นางสาวจุฑามาศ ว่องไว
วัน เดือน ปีเกิด	28 กุมภาพันธ์ 2540
ที่อยู่ปัจจุบัน	30 ม.4 ต.ท่างาม อ.เมือง จ.ปราจีนบุรี 25000
ประวัติการศึกษา	2561 วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ เกรดเฉลี่ย 3.36 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ทุนการศึกษาที่ได้รับ	ทุนผู้ช่วยวิจัยและช่วยสอน (RA/TA-2562-M-029) คณะวิทยาศาสตร์ สจล.
ผลงานทางวิชาการ	2023 Jutamash Wongwai, Prathan Buranasiri, Kitsuchart Pasupa, and Anita Manassakorn, "Analysis of volumetric 3D reconstruction of lamina cribrosa images from swept-source optical coherence tomography in glaucomatous and healthy subjects," Biomed. Opt. Express 14, 4627-4643 (2023) 2019 Jutamash Wongwai, Anita Manassakorn, and Prathan Buranasiri, "In vivo 3D image reconstruction of lamina cribrosa in glaucoma eyes," Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineeringthis, 11140, 1114001-103 (2019)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้