การออกแบบการทดลองสำหรับการสังเกตมุมปิดของโรคต้อหินด้วยการถ่ายภาพแบบดิจิตอล

EXPERIMENT FOR DETECTION OF ANGLE CLOSURE GLAUCOMA BY DIGITAL HOLOGRAPHY

ณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ

โครงงานพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

การออกแบบการทดลองสำหรับการสังเกตมุมปิดของโรคต้อหินด้วยการถ่ายภาพแบบดิจิตอล

EXPERIMENT FOR DETECTION OF ANGLE CLOSURE GLAUCOMA BY DIGITAL HOLOGRAPHY

ณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ

โครงงานพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

EXPERIMENT FOR DETECTION OF ANGLE CLOSURE GLAUCOMA BY DIGITAL HOLOGRAPHY

NATTHA LERTSUKPRASERT

A SPECIAL PROJECT SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT FOR
THE DEGREE OF BACHELOR OF SCIENCE (APPLIED PHYSICS)
DEPARTMENT OF PHYSICS, FACULTY OF SCIENCE
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2017

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงงานพิเศษ	การออกแบบการทดลองสำหรับการสังเกตมุมปิดของโรคต้อหินด้วยการถ่ายภาพแบบดิจิตอล Experiment for Detection of Angle Closure Glaucoma by Digital Holography
ชื่อนักศึกษา	นางสาวณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ รหัสนักศึกษา 57050959
ปริญญา	วิทยาศาสตรบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)
ภาควิชา	ฟิสิกส์
ปีการศึกษา	2560
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร. ประธาน บุรณศิริ

คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) อนุมัติให้โครงงานพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์) ประจำปีการศึกษา 2560

คณะกรรมการสอบ	ลายมือชื่อ
ดร.วิฑูรย์ ยินดีสุข ประธานกรรมการ	
อ.ภูมินทร์ จินดาจิธาวัฒน์ กรรมการ	
อ.ธรรมรัตน์ แต่งตั้ง กรรมการ	
ผศ.ดร.ประธาน บุรณศิริ กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษา	

ลิขสิทธิ์ของคณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงงานพิเศษ การออกแบบการทดลองสำหรับการสังเกตมุมปิดของโรคต้อหินด้วยการถ่ายภาพแบบดิจิตอล

ชื่อนักศึกษา นางสาวณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ รหัสนักศึกษา 57050959

ปริญญา วิทยาศาสตรบัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์)

ภาควิชา ฟิสิกส์

คณะ วิทยาศาสตร์

มหาวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.)

ปีการศึกษา 2560

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. ประธาน บุรณศิริ

บทคัดย่อ

โครงงานพิเศษนี้เป็นการนำเอาหลักการถ่ายภาพแบบสามมิติมาประยุกต์ใช้ในการดูมุมตาสำหรับโรคต้อหิน โดยการออกแบบไดอะแกรมการแทรกสอดแบบไมเคิลสัน ใช้หลักการสะท้อนของแสงในการดูมุมของดวงตาที่ถูกบังไว้ด้วยเนื้อเยื่อที่มีความทึบแสง เราจำลองวัตถุโดยให้กระจกนูนและขวดแทนดวงตาของคน เนื่องจากดวงตามีความโค้งคล้ายขวด โดยเราเริ่มจากจัดวางอุปกรณ์ เริ่มแรกใช้กระจกราบ แทนวัตถุทำให้ลำแสงแทรกสอดกันและเกิดริ้วขึ้นในกล้อง จากนั้นเปลี่ยนวัตถุจากกระจกราบเป็นตัวอักษร รูปตัว k เมื่อเกิดภาพเรียบร้อยจึงนำกระจกนูนที่ติดเส้นสีดำไว้แล้วถ่ายภาพออกมาสลับกับขวดเบียร์ที่มี รอยตำหนิบนขวดซึ่งมองผ่านๆจะมองไม่เห็น ขั้นสุดท้ายเรานำขวดแก้วที่ใส่น้ำมาจำลองเป็นดวงตาจริงๆ เนื่องจากดวงตามีกระจกตาถัดมาเป็นน้ำในตาเพราะงั้นเราจึงจำลองแบบนี้ เมื่อเราทำการทดลองและได้ผลการทดลอง ซึ่งผลการทดลองแรกที่ได้คือการใช้ ตัวอักษรรูปตัว k ผลที่ได้จะพบว่า รูปจะชัดมาก เนื่องจากตัวอักษรถูกติดกับกระจกใส ทำให้ภาพที่ปรากฏ ชัดมากและเนื่องจากเป็นกระจกราบทำให้การ reconstruction ได้ระยะห่างระหว่างวัตถุและกล้องตรง ตามระยะห่างจริงๆ ถัดมาเราได้ใช้กระจกนูนที่ติดเทปดำ เนื่องจากกระจกนูนต่างจากกระจกราบทำให้การ เกิดภาพค่อนข้างยาก ต้องขยับวัตถุดีๆให้ตรงกับกล้องจึงจะเห็นภาพได้ และเมื่อนำไป reconstruction ระยะห่างระหว่างวัตถุและกล้องจะห่างจากระยะจริงมาก เพราะกระจกนูนเมื่อแสงมาตกกระทบ แสงจะ ไม่วิ่งกลับไปทางเดียวเหมือนกระจกราบ แต่จะวิ่งกระจายออกไปตามทิศทางการนูนของกระจก จากนั้น เราใช้ขวดเบียร์ที่มีรอยตำหนิ ผลปรากฏว่าเห็นภาพยากกว่ากระจกนูนเพราะการสะท้อนกลับของกระจก จะสะท้อนกลับเยอะกว่าขวดเบียร์ และขวดเบียร์มีความนูนมากกว่ากระจกนูน ทำให้ภาพที่ได้ออกมามี ระยะห่างไกลยิ่งกว่ากระจกนูน และสุดท้ายเรานำขวดแก้วที่ใส่น้ำ ใส่เส้นพลาสติดสีดำเข้าไปด้านใน ผลที่ ได้คือหาเส้นพลาสติกค่อนข้างยากเนื่องจากแสงต้องผ่านขวดแก้ว ผ่านตัวกลางน้ำไปถึงเส้นพลาสติกและ สะท้อนกลับออกจากขวด แต่ภาพที่ได้ไม่ชัดแทบไม่เห็นขอบของเส้นสีดำเลย เราจึงลองตั้งสมมติฐานดูว่าหากนำเอาขวด แก้วใสที่มีความหนาบางกว่าแบบเดิมและมีความใสยิ่งกว่า จะเห็นได้ชัดกว่าเดิมหรือไม่ ผลปรากฏว่าเห็น ขอบของเส้นสีดำได้อย่างชัดเจนกว่าแบบเดิมมาก เราจึงสรุปว่าหากใช้กับดวงตาจริงๆที่มีความบางกว่า และมีความใสกว่าแก้วมาก ภาพที่ได้จะต้องมีความชัดกว่าแก้ว

คำสำคัญ : การแทรกสอดแบบไมเคิลสัน มุมของดวงตา โรคต้อหิน หลักการถ่ายภาพแบบสามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Title	EXPERIMENT FOR DETECTION OF ANGLE CLOSURE GLAUCOMA BY DIGITAL HOLOGRAPHY
Students	Miss Nattha Lertsukprasert Student ID 57050959
Degree	Bachelor of Science (Applied Physics)
Department	Physics
Faculty	Science
University	King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL)
Academic Year	2017
Advisor	Assistant Professor Prathan Buranasiri

Abstract

This special project is the introduction of three-dimensional imaging techniques applied to the eye angle for glaucoma. Design Diagram Michelson interferometry uses the principle of reflection of light to see the corners of the eyes are covered. With the opaque tissue, we simulate the object by giving the convex mirror and the bottle instead of the human eye, and then change the object from the flat glass into a k-shaped image. When the image is formed, the convex lens is attached to the black line and then taken out. Bottle of beer on the bottle, looking through the last, we can not see the final glass we put into the water to simulate the real eye, because the next corneal eye is water. So we simulate this when we experiment and get the results. The first result is the k-shape. The result is that the image is very sharp because the letter is attached to it. Clear glass makes the image very clear and because it is a flat glass, the restoration of the distance between the object and the camera exactly the actual distance. Next, we used a convex mirror attached to the tape because of the mirror. Unlike the flat glass, the image is quite difficult to move the object to the camera to see it, and when it is restored to the distance between the object and the camera is very distant from the scene. Will not run back like a flat glass. But we will run out of the direction of the convex mirror, then we use a bottle of beer that has the impression that it is difficult to see. on leave The result is that finding a plastic line is difficult because the light passes through the glass jar through the water to the plastic line and reflects back from the bottle, but the blanks are not sharp enough to see the edges of the black lines. We hypothesize that if a glass bottle is thicker than the original and is clearer than the obvious or not. It appears that the edge of the black line is clearer than the original, so we concluded that if the eyes are really thinner and more transparent than glass, the image must be clearer than glass.

Keywords : Digital Holography, glaucoma, Michelson interferometry

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงงานพิเศษฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องมาจากความกรุณาและความร่วมมือของทุกๆท่าน ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ประธาน บุรณศิริ ที่คอยให้คำปรึกษาดูแลอย่างใกล้ชิดและให้ความช่วยเหลือแนะนำที่ดีในการปรับปรุงข้อบกพร่องในการทำโครงงานพิเศษ

ขอขอบพระคุณ ประธานกรรมการสอบโครงงานพิเศษ คือ ดร.วิฑูรย์ ยินดีสุข ที่ให้เกียรติมาคุมการสอบ อาจารย์ภูมินทร์ จินดาจิธาวัฒน์ และอาจารย์ธรรมรัตน์ แต่งตั้ง ที่ให้เกียรติมาเป็นกรรการคุมสอบ อีกทั้งยังให้ข้อเสนอแนะเกี่ยวกับงานวิจัยชิ้นนี้ ขอบคุณพี่ๆ ในห้องปฏิบัติการ 314 และ 311 และว่าที่ ร.ต.เสฏฐนันท์ ทองสุรรณ์ ที่คอยให้คอยให้ความช่วยเหลือให้คำปรึกษา

ขอขอบพระคุณ แพทย์หญิงอนิตา มนัสสากร ที่คอยดูแลและให้ข้อมูล ทั้งยังให้คำปรึกษาปัญหาอย่างใกล้ชิด ให้คำแนะนำที่ดีในการทำโครงงานพิเศษ

ขอขอบพระคุณ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่ให้สถานที่ในการศึกษาข้อมูล อำนวยความสะดวกต่างๆ

ขอขอบพระคุณ บิดา-มารดา ที่ให้ได้รับการศึกษา ตลอดจนคอยเลี้ยงดูและอบรมสั่งสอน และเป็นกำลังใจเป็นแรงผลักดันในการทำโครงงานพิเศษให้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี รวมถึงเพื่อนๆ และ บุคคลอื่นๆ ที่ไม่ได้กล่าวมา ผู้จัดทำโครงงานขอขอบคุณเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้

ณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูป	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ	2
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขต	2
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 Digital Holography	3
2.1.1 แนวคิดการคำนวณขั้นพื้นฐาน	3
2.2 เครื่องวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา	4
2.2.1 หลักการของเครื่องตรวจวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา	4
2.2.1.1 low-Coherence Interferometry	4
2.2.1.2 ปัจจัยที่กำหนดความละเอียดและความชัดลึก	5
2.2.2 การสร้างภาพตัดขวางของเครื่องตรวจวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา	7
2.2.3 การเปรียบเทียบระหว่างOCT และเทคโนโลยีอื่นๆ	8
2.2.4 วิวัฒนาการของเครื่องตรวจวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา	10
2.3 Gonioscopy	10
2.3.1 เลนส์	10
2.3.2 ขั้นตอนปกติ	11
2.3.3 สิ่งแวดล้อมในการตรวจ	11
2.3.4 ความสำคัญของ Gonioscopy	11
2.4 โรคต้อหิน	11
2.4.1 กลไกการเกิดต้อหิน	12
2.4.2 ความดันตากับต้อหิน	12
2.4.3 ปัจจัยเสี่ยงของต้อหิน	12
2.4.4 ประเภทของต้อหิน	12
2.4.5 การวินิจฉัยต้อหิน	14
2.4.6 การรักษาต้อหิน	14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	15
3.1 การแทรกสอดแบบไมเคิลสัน	15
3.1.1 หลักการของการแทรกสอดแบบไมเคิลสัน	15
3.2 Reconstrution	16
3.3 การจัดวางอุปกรณ์	18
3.4 ระยะห่างระหว่างวัตถุ	20
3.5 วัตถุที่ใช้ในการทดลอง	20
3.6 ขนาดของขวดแก้วใส	20
3.7 ความกว้างของเส้นพลาสติกสีดำ	21
3.8 ไดอะแกรมแสดงวิธีการทำการทดลอง	22
บทที่ 4 ผลการวิจัยและการอภิปรายผล	23
4.1 ผลการทดลองเมื่อใช้กระจกราบแทนวัตถุ	23
4.2 ผลการทดลองเมื่อใช้ตัวอักษรเป็นวัตถุ	24
4.3 ผลการทดลองเมื่อใช้กระจกนูนเป็นวัตถุ	25
4.4 ผลการทดลองเมื่อใช้ขวดเป็นวัตถุ	26
4.5 ผลการทดลองเมื่อใช้ขวดใสใส่น้ำ ขนาด 2.9 เซนติเมตร	27
4.6 ผลการทดลองเมื่อใช้ขวดใสใส่น้ำ ขนาด 2.3 เซนติเมตร	28
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	29
เอกสารอ้างอิง	31

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.4 ระยะห่างระหว่างวัตถุในการจัดเรียงอุปกรณ์	20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 การบันทึกภาพโฮโลแกรมแบบดิจิทัลที่ลำแสงอ้างอิงแทรกแซงลำแสงวัตถุ ข้อมูลจะถูกส่งไปคอมพิวเตอร์และวิเคราะห์	4
รูปที่ 2.2 Low-Coherence Interferometry	5
รูปที่ 2.3 กราฟระหว่างความละเอียดเทียบกับความกว้างของแบนด์วิดธ์	6
รูปที่ 2.4 การแทรกสอดแบบไมเคิลสันของ Time Domain OCT	7
รูปที่ 2.5 การสร้างภาพตัดขวางของระบบ OCT	8
รูปที่ 2.6 การเปรียบเทียบความละเอียดและความลึกในการถ่ายภาพสำหรับอัลตราซาวด์ OCT และกล้องจุลทรรศน์	9
รูปที่ 2.7 แสดงพัฒนาการที่สำคัญของเทคโนโลยี OCT ในช่วงสองทศวรรษที่ผ่านมา นับตั้งแต่มีการนำเสนอระบบ OCT ครั้งแรกในปี ค.ศ. 1991 จนถึงปี 2010	10
รูปที่ 2.8 ลักษณะของโรคต้อหินมุมเปิด	12
รูปที่ 2.9 ความบกพร่องทางสายตาในโรคต้อหิน	13
รูปที่ 2.10 ลักษณะของโรคต้อหินมุมปิด	13
รูปที่ 3.1 การแทรกสอดแบบไมเคิลสัน	15
รูปที่ 3.2 ฟริ้งจากการแทรกสอดของแสง	16
รูปที่ 3.3 ระยะการเกิดภาพ	16
รูปที่ 3.4 ระยะของการเกิดภาพในแต่ละระยะทาง	17
รูปที่ 3.5 การจัดวางอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน	18
รูปที่ 3.6 การจัดวางอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน	18
รูปที่ 3.7 การจัดวางอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน	19
รูปที่ 3.8 การจัดวางอุปกรณ์แบบ in line	19
รูปที่ 3.9 ขนาดของขวดแก้วใส	20
รูปที่ 3.10 ตำแหน่งที่วางวัสดุในขวดแก้วใส	21
รูปที่ 3.11 ความกว้างของเส้นพลาสติกสีดำ	21
รูปที่ 3.12 ไดอะแกรมแสดงวิธีการทำการทดลอง	22
รูปที่ 4.1 ริ้วการแทรกสอดของแสง	23
รูปที่ 4.2 ภาพที่เกิดของตัวอักษร	24
รูปที่ 4.3 ภาพที่เกิดของกระจกนูน	25
รูปที่ 4.5 ภาพที่เกิดของขวดใสใส่น้ำขนาด 2.9 เซนติเมตร	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.5 ภาพที่เกิดของขวดใสใส่น้ำขนาด 2.3 เซนติเมตร	27

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ต้อหินเป็นโรคความเสื่อม เกิดจากขั้วประสาทตา ซึ่งมีหน้าที่รับสัญญาณภาพส่งไปยังสมอง ถูกทำลายด้วยความดันลูกตา เซลล์เส้นประสาทที่ตายไปแล้ว ไม่สามารถทำให้กลับฟื้นคืนมาได้ เป็นโรคที่ไม่สามารถป้องกันได้ แต่สามารถรักษาเพื่อหยุดไม่ให้อาการแย่ลงได้ โดยการหยอดตา เลเซอร์ หรือผ่าตัด ต้อหิน จัดเป็นภัยเงียบอีกอย่างหนึ่ง เนื่องจากในระยะแรกจะไม่มีอาการใดๆ ถ้าไม่ตรวจก็ไม่สามารถรู้ได้ โรคจะค่อยๆ เป็นไปอย่างช้าๆ ทำให้การมองเห็นแคบลง แต่ตรงกลางยังคงมองเห็นได้ดี ผู้ป่วยจะไม่รู้สึกผิดปกติใดๆ กว่าจะรู้ตัวอีกทีก็อาจเกิดอาการหนักมากแล้ว อายุยิ่งเยอะ ยิ่งมีโอกาสเกิดโรคมากขึ้น ปัจจุบันประชากรทั่วโลกมีแนวโน้มอายุยืนขึ้น ทำให้มีแนวโน้มที่จะเป็นโรคต้อหินกันมากขึ้น

ความชุกของการเกิดโรค 2-6% ของประชากร และทุกๆ ช่วงอายุ 10 ปีที่เพิ่มขึ้น ก็จะยิ่งมีความชุกของการเกิดโรคมากขึ้น ปัจจุบันทั่วโลกมีคนเป็นโรคต้อหินประมาณ 60-70 ล้านคน และในจำนวนนี้ 6-7 ล้านคนมีอาการรุนแรงถึงขั้นตาบอด จากการศึกษาพบว่ามีคนไม่รู้มากกว่า 50-90% เพราะไม่เคยตรวจตา

ต้อหินเป็นสาเหตุทำให้เกิดตาบอด การสูญเสียการมองเห็น นอกจากจะเป็นภาระต่อตนเองแล้ว ยังจะเป็นภาระต่อครอบครัว และสังคมอีกด้วย แต่ถ้าหากตรวจพบตั้งแต่ระยะแรกก็จะสามารถป้องกันไม่ให้เกิดตาบอดแบบ ถาวรได้ ดังนั้นการตรวจตาเป็นประจำทุกปีจึงมีความสำคัญเป็นอย่างมาก

โดยเฉพาะกลุ่มเสี่ยง ซึ่งได้แก่ คนที่มีอายุมากกว่า 40 ปี, มีประวัติครอบครัว พ่อ แม่ พี่น้องสายตรงเป็นต้อหิน, คนไข้ที่ได้รับการผ่าตัดในลูกตา มีอุบัติเหตุทางตา, มีสายตาสั้นหรือยาวมากๆ, มีโรคประจำตัว เช่น เบาหวาน ไทรอยด์, ใช้ยาสเตียรอยด์เป็นประจำ เช่นคนไข้โรคพุ่มพวง เป็นต้น

โรคต้อหินเป็นสาเหตุของการสูญเสียสายตาในประชากรทั่วโลกมากเป็นอันดับ 2 การวินิจฉัยโรคในระยะเริ่มต้นรวมทั้งการรักษาอย่างต่อเนื่อง สามารถป้องกันการสูญเสียสายตาได้ ประชากรที่มีอายุมากกว่า 40 ปี พบเป็นโรคต้อหินประมาณร้อยละ 2 และพบมากขึ้นเมื่ออายุมากขึ้น อัตราความชุกของโรคต้อหินสำหรับประชากรไทยที่มีอายุมากกว่า 60 ปีมีประมาณร้อยละ 6.1 โดยพบเป็นโรคต้อหินมุมปิดร้อยละ 40 และต้อหินมุมเปิดร้อยละ 50 ที่เหลือเป็นต้อหินชนิดอื่น ๆ อัตราความชุกของโรคต้อหินมุมปิดในคนเอเชียสูงกว่าคนผิวขาว ทำให้ความชุกของโรคต้อหินมุมปิดชนิดเฉียบพลันสูงไปด้วย

การซักประวัติในอดีตเกี่ยวกับอาการปวดตาหรือปวดศีรษะเป็นครั้งคราว ร่วมกับอาการตาแดงหรือตามัว จะมีประโยชน์มากในการวินิจฉัยโรคต้อหินมุมปิดชนิดเฉียบพลัน ต้อหินที่มีสาเหตุมาจากเลนส์สามารถป้องกันได้โดยการตรวจรักษาโรคของเลนส์ก่อนที่จะทำให้เกิดต้อหินเฉียบพลัน โรคต้อหินชนิดเรื้อรังทั้งชนิดมุมเปิดและมุมปิดมักจะไม่ทำให้เกิดอาการผิดปกติ ผู้ป่วยจะไม่ทราบว่าตนเองเป็นโรคต้อหิน เพราะการมองเห็นยังคงปกติ แต่โรคต้อหินจะทำให้ลานสายตาค่อย ๆ แคบลง จนตาบอดได้ในที่สุด ผู้ป่วยหลายรายที่ตรวจพบเป็นต้อหินโดยบังเอิญจากการตรวจตาทั่วไป ดังนั้นการตรวจวัดความดันตาใน

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประชากรที่มีอายุมากกว่า 40 ปี อย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง โดยเฉพาะรายที่มีประวัติโรคต้อหินในครอบครัว จึงมีความสำคัญมากในการค้นหาผู้ป่วยโรคต้อหิน ผู้ป่วยที่เป็นต้อหินมุมปิด เกิดจากการมีโครงสร้างมุมตาแคบมาก่อน การตรวจวินิจฉัยภาวะมุมตาแคบ และยิงเลเซอร์จะช่วยป้องกันการเกิดต้อหินมุมปิดได้ อย่างไรก็ตาม การวินิจฉัยมุมตาแคบทำได้หลายวิธี วิธีที่ใช้เป็น gold standard คือ gonioscopy แต่มีข้อเสียคือ ต้องทำโดยจักษุแพทย์ และใช้เลนส์สัมผัสกับตาผู้ป่วย ทำให้ไม่สามารถใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยเป็นจำนวนมากได้ การตรวจมุมตาด้วยวิธีอื่น ต้องใช้เครื่องมือราคาแพง งานวิจัยนี้ จึงคิดค้นเพื่อหาวิธีตรวจคัดกรองมุมตาแคบโดยไม่ต้องใช้จักษุแพทย์ เพื่อนำไปคัดกรองผู้ป่วยจำนวนมากได้

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1) เพื่อศึกษาการทำงานของ Digital Holography
2) นำ Digital Holography มาประยุกต์ใช้ในการดูมุมตาสำหรับโรคต้อหิน
3) ออกแบบไดอะแกรมในการดูมุมตาสำหรับโรคต้อหินโดยการใช้ Digital Holography

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยนี้จะครอบคลุมเรื่องการใช้ความสามารถของ Digital Holography ในการวินิจฉัยภาวะมุมตาแคบ

1.4 ขั้นตอนวิธีการดำเนินงานวิจัย

1) ศึกษาหลักการทำงานของ Digital Holography
2) ศึกษาการตรวจดูมุมตาสำหรับโรคต้อหิน
3) ออกแบบ Digital Holography ในการตรวจดูมุมตา
4) ทำการทดลอง
5) วิเคราะห์ผลข้อมูลที่ได้
6) สรุปผลการงานวิจัย
7) เขียนรูปเล่ม

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

เพื่อพัฒนาการวินิจฉัยโรคต้อหินด้วยอุปกรณ์ที่สะดวกต่อการใช้งาน ปลอดภัยและประหยัดในค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 Digital Holography

เทคโนโลยีการถ่ายภาพและการแสดงภาพดิจิตอลเป็นการเปิดโลกใหม่สำหรับการถ่ายภาพสามมิติ กล้องจุลทรรศน์โฮโลแกรมแบบดิจิตอลสามารถแสดงภาพ 3 มิติของเซลล์ที่มีชีวิตในแบบเรียลไทม์บนคอมพิวเตอร์และระบบภาพดิจิตอลแบบโฮโลแกรมขนาดใหญ่จะสามารถเกิดขึ้นได้

ความคิดในการสร้างโฮโลแกรมคอมพิวเตอร์ยุคย้อนหลังไปถึงปี พ. ศ. 2509 แต่เทคโนโลยีดังกล่าวมีข้อจำกัดในเรื่องความสามารถในการประมวลผลในทางการปฏิบัติและโฮโลแกรมที่สร้างขึ้นโดยคอมพิวเตอร์มักจะถูกบันทึกลงในสื่อการถ่ายภาพ ขณะนี้เทคโนโลยีดิจิทัลรุ่นใหม่ได้แทนที่สื่อถ่ายภาพสำหรับการบันทึกโฮโลแกรมและได้สร้างทางเลือกใหม่สำหรับการประมวลผลและการแสดงภาพโฮโลแกรม เช่นเดียวกับการถ่ายภาพดิจิทัลมีข้อดีที่สำคัญรวมถึงการตอบสนองแบบเรียลไทม์และการประมวลผลและการเก็บรักษาที่สะดวก แอพพลิเคชันประกอบด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบ 3D จอแสดงผลและวิดีโอหรือ "การประชุมทางไกลเสมือนจริง"

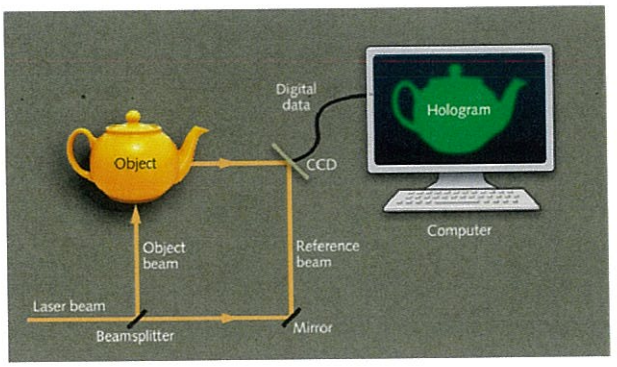
2.1.1 แนวคิดการคำนวณขั้นพื้นฐาน

การถ่ายภาพสามมิติจะขึ้นอยู่กับการบันทึกทั้งความกว้างและระยะของคลื่นแสงจากวัตถุ ทำได้โดยการรวมคลื่นแสงจากวัตถุด้วยลำแสงอ้างอิง เพื่อสร้างรูปแบบการรบกวนซึ่งเรียกว่าโฮโลแกรม การส่องภาพโฮโลแกรมที่บันทึกไว้โดยใช้ลำแสงอ้างอิงเหมือนกันจะสร้างคลื่นต้นแบบซึ่งในสายตาจะมองว่าเป็นการแสดงวัตถุต้นฉบับเหมือนกับว่ามีอยู่จริง

วัตถุและแสงอ้างอิงตามเส้นทางเดียวกันและวัตถุ 2มิติ วิธีนี้เรียกว่าการสแกนภาพสามมิติในแกนใช้งานง่ายและยังคงใช้สำหรับแอพพลิเคชันบางอย่าง แต่จะจำกัดเฉพาะวัตถุขนาดเล็กและสร้างภาพเสมือนที่ทับซ้อนกัน

การสร้างภาพสามมิติที่สร้างขึ้นด้วยคอมพิวเตอร์ใช้คอมพิวเตอร์ในการคำนวณรูปแบบการรบกวนที่วัตถุเสมือนจะสร้างขึ้น ภาพโฮโลแกรมที่คอมพิวเตอร์สร้างขึ้นนั้นถูกพิมพ์อยู่บ่อยๆบนสื่อการถ่ายภาพลำแสงอ้างอิงที่สร้างภาพ 3 มิติของวัตถุเสมือนจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 การบันทึกภาพโฮโลแกรมแบบดิจิทัลที่ลำแสงอ้างอิงแทรกแซงลำแสงวัตถุ ข้อมูลจะถูก. ส่งไปคอมพิวเตอร์และวิเคราะห์

ความเป็นไปได้อย่างหนึ่งคือการใช้คอมพิวเตอร์ในการดึงข้อมูลเฟสและความเข้มจากโฮโลแกรมแบบดิจิทัลและประมวลผลข้อมูลนั้นเพื่อสร้างโมเดลดิจิตอล 3 มิติของวัตถุต้นฉบับที่สามารถดูได้บนจอคอมพิวเตอร์ หรือภาพโฮโลแกรมแบบดิจิทัลสามารถทำซ้ำบนจอแสดงผลดิจิทัลหรือวัสดุที่มีแสงสะท้อนซึ่งส่องด้วยลำแสงอ้างอิงเพื่อสร้างภาพ 3 มิติใหม่ ภาพสามารถบันทึกและแสดงภาพเดี่ยวเป็นภาพนิ่งหรือตามลำดับเพื่อผลิตภาพวิดีโอหรือภาพวิดีโอแบบโฮโลแกรม

2.2 เครื่องวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา (Optical Coherence Tomography หรือ OCT)

OCT เป็นรูปแบบการฉายแสงที่เกิดขึ้นใหม่ในด้านทัศนศาสตร์ทางชีวการแพทย์และการแพทย์ OCT ดำเนินการถ่ายภาพตัดขวางของโครงสร้างจุลภาคภายในด้วยความละเอียดสูงในเนื้อเยื่อชีวภาพโดยมีความละเอียด 1-15 μm คุณลักษณะเฉพาะของ OCT ทำให้รูปแบบการถ่ายภาพที่มีประสิทธิภาพซึ่งช่วยในการวิจัยขั้นพื้นฐานจำนวนมากและช่วยในการใช้งานทางคลินิก

2.2.1 หลักการของเครื่องตรวจวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา

1). Low-Coherence Interferometry

อินเตอร์เฟอโรเมตรีเป็นเทคนิคที่มีประสิทธิภาพในการวัดขนาดและความล่าช้าในการสะท้อนแสงย้อนกลับที่มีความไวสูงมาก OCT ใช้เทคนิคการวัดแบบทางแสงแบบคลาสสิกซึ่งรู้จักกันในชื่อว่าอินเตอร์เฟอโรเมตรีต่ำหรืออินเตอร์เฟอโรเมชันแสงสีขาวซึ่งเป็นคำอธิบายครั้งแรกโดยเซอร์ ไอแซค นิวตัน มีการใช้วิธีอินเตอร์เฟอโรเมอร์ที่มีความสอดคล้องกันต่ำเพื่อใช้ในการวัดการสะท้อนและการสะท้อนกลับในเส้นใยแก้วและอุปกรณ์นำคลื่นในช่วงทศวรรษที่ 1980 เพื่อวัดความยาวของดวงตาตามแนวแกนได้ มีการพัฒนารูปแบบอินเทอร์เมอร์เมอร์ที่มีความสอดคล้องกันต่ำ

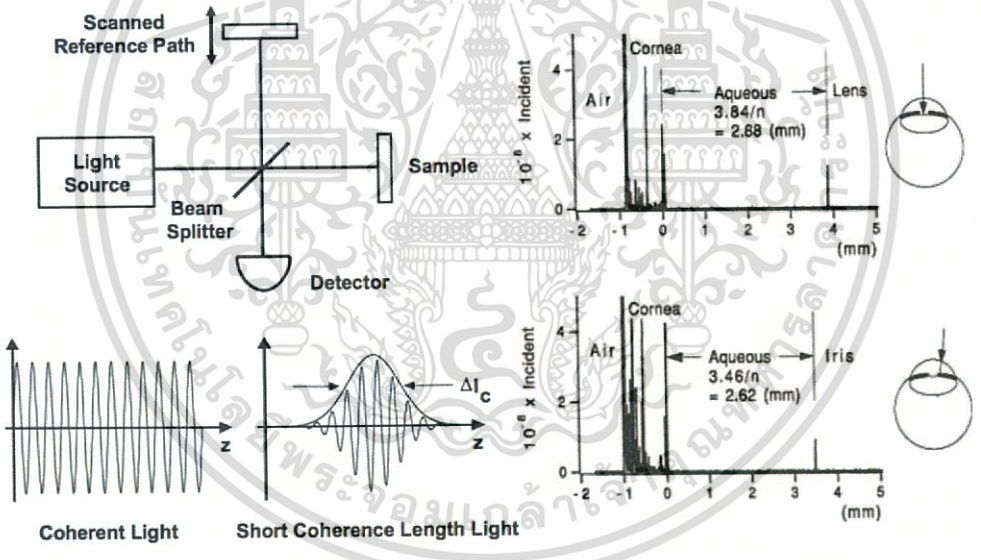
เทคนิคอินเตอร์เฟอโรเมตรีทำการแทรกสอดระหว่างแสงที่สลายลงมาจากเนื้อเยื่อและแสงที่เดินทางระยะทางที่รู้จักหรือระยะเวลาล่าช้าแม้ว่าจะเป็นเส้นทางอ้างอิง อินเตอร์เฟอโรเมตรีวัดขอบเขตของแสงแทนความเข้มของแสง รูปที่ 2.4 แสดงแผนผังแผนภาพของ interferometer Michelson ที่เรียบง่าย แหล่งกำเนิดแสงที่เกิดขึ้นจะถูกแบ่งออกเป็นลำแสงอ้างอิง $E_r(t)$และลำแสงวัดหรือ $E_s(t)$ ซึ่งเดินทางในระยะทางที่แตกต่างกันในแขนสองแขนของการแทรกสอด สนามไฟฟ้าที่เอาท์พุทของการแทรก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สอดคือผลรวมของสัญญาณและฟิลด์อ้างอิง $E_r(t)+E_s(t)$ และเครื่องตรวจจับจะวัดความเข้มของเอาท์พุทซึ่งเป็นสัดส่วนกับรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัสของฟิลด์ทั้งหมด:

$$I_0 \sim |E_r|^2 + |E_s|^2 + 2E_r E_s \cos(2k\triangle L)$$

$\triangle L$ คือความแตกต่างของระยะทางระหว่างสัญญาณกับแขนอ้างอิงของอินเตอร์เฟอโรเมอร์ หากมีการสแกนความยาวเส้นทางอ้างอิงขอบที่เกิดจากการแทรกสอดจะถูกสร้างขึ้นตามเวลา กระบวนการนี้ยังสามารถเข้าใจได้ด้วยการตระหนักว่าการสแกนแขนอ้างอิงจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง Doppler ของฟิลด์อ้างอิง ถ้าใช้แหล่งกำเนิดแสง การรบกวนจะสังเกตเห็นได้จากความแตกต่างของระยะทางที่หลากหลาย ในการตรวจจับแสงสะท้อนจำเป็นต้องมีแหล่งกำเนิดแสงที่มีความเชื่อมโยงกันต่ำ แสงที่มีความสอดคล้องต่ำสามารถอธิบายได้ว่ามีระยะห่างทางสถิติในระยะทางที่เรียกว่าความยาวของการเชื่อมโยงกันซึ่งเป็นสัดส่วนที่ถดถอยต่อความถี่วิทยุของแสง เมื่อใช้แสงที่มีความสอดคล้องต่ำการรบกวนจะเกิดขึ้นเฉพาะเมื่อความยาวเส้นทางของแขนวัดและการวัดมีการจับคู่กับความยาวที่สอดคล้องกันของแสง ตัววัดระยะห่างได้วัดความสัมพันธ์ของความสว่างของสนามได้อย่างมีประสิทธิภาพ



รูปที่ 2.2 Low-Coherence Interferometry

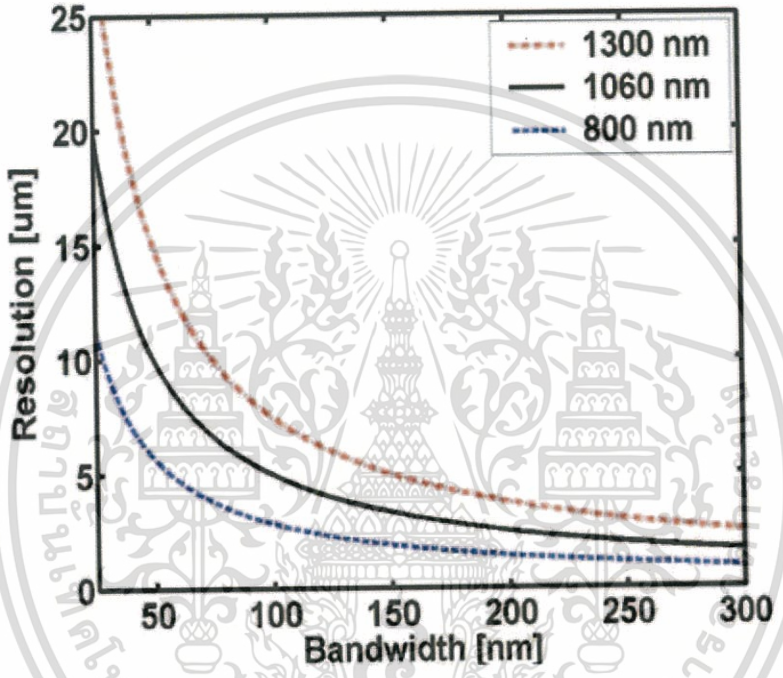
2). ปัจจัยที่กำหนดความละเอียดและความชัดลึก

ความละเอียดของภาพเป็นปัจจัยที่สำคัญที่สุดประการหนึ่งในการควบคุมคุณภาพของภาพ และด้วยเหตุนี้การพัฒนาวิธีการเพื่อให้ได้ความละเอียดสูงเป็นหัวข้อวิจัยที่สำคัญ ในทางตรงกันข้ามกับกล้องจุลทรรศน์มาตรฐาน OCT สามารถบรรลุความละเอียดในแนวแกนที่เป็นอิสระได้จากการเน้นลำแสงและขนาดจุด ความละเอียดของภาพตามแนวแกนใน OCT จะถูกกำหนดโดยการวัดค่าสำหรับความล่าช้าในการสะท้อนแสง ในอินเตอร์เฟอโรเมอร์ที่เชื่อมต่อกันต่ำความละเอียดตามแนวแกนจะได้จากความกว้างของฟังก์ชันการเชื่อมโยงความสัมพันธ์ของฟิลด์ซึ่งแปรผกผันกับแบนด์วิดท์ของแหล่งกำเนิดแสง สำหรับสเปกตรัมแบบ Gaussian ความละเอียดตามแกนจะได้จาก:

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\Delta Z = \frac{2In2}{\pi}\left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}\right)$$

โดยที่ ΔZ เป็นฟังก์ชันความสัมพันธ์แบบอิสระเต็มความกว้างสูงสุดที่ครึ่งหนึ่ง $\Delta\lambda$ มีความยาวคลื่นเต็มที่ของแหล่งกำเนิดแสง รูปที่ 2 แสดงพล็อตความละเอียดแกนเทียบกับแบนด์วิดท์สำหรับแหล่งกำเนิดแสงที่ความยาวคลื่นต่างกัน เนื่องจากความละเอียดตามแกนมีสัดส่วนผกผันกับแบนด์วิดธ์ของแหล่งกำเนิดแสงจึงจำเป็นต้องมีแหล่งกำเนิดแสงขนาดใหญ่เพื่อให้ได้ความละเอียดตามแกนสูง



รูปที่ 2.3 กราฟระหว่างความละเอียดเทียบกับความกว้างของแบนด์วิดธ์

ความละเอียดตามขวางในการถ่ายภาพของ OCT เหมือนกับในกล้องจุลทรรศน์แบบออปติคอลและถูกกำหนดโดยขนาดจุดที่จำกัดของการเลี้ยวเบนของลำแสงออปติคอลที่เน้นขนาดจุดต่ำสุดของการเลี้ยวเบนที่จำกัด อยู่ในทางตรงกันข้ามกับค่ารูรับแสงหรือมุมโฟกัสของลำแสง ความละเอียดตามขวางคือ:

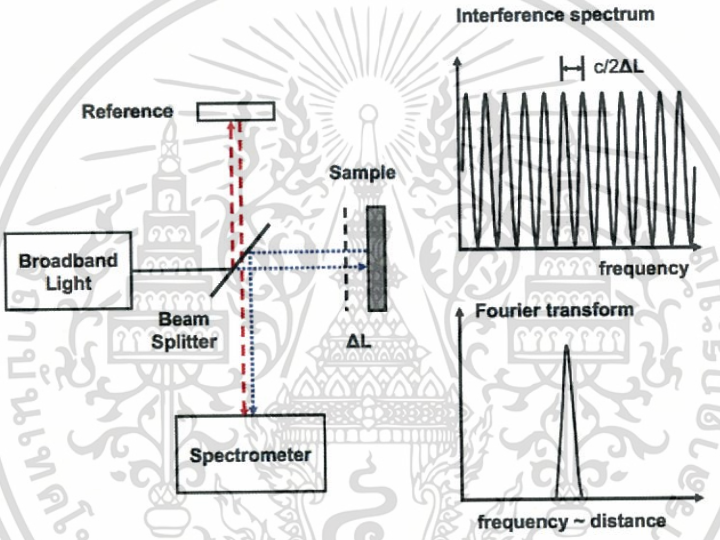
$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi}\frac{f}{d}$$

ซึ่งตีความได้ว่า ความละเอียดเชิงลึก หรือ depth resolution แปรผันตรงกับกำลังสองของ central wavelength ของแหล่งกำเนิดแสง และแปรผกผันกับ full width at half-maximum (FWHM) ของ และ power spectrum bandwidth ของแหล่งกำเนิดแสง นั่นคือ ยิ่งแหล่งกำเนิดแสงมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความช่วงกว้างของสเปคตรัมมากขึ้น ก็จะยิ่งให้ความละเอียดของการถ่ายภาพในแนวลึกสูงขึ้น ซึ่งสัมพันธ์กับความสามารถในการแยกแยะความหนาของชั้นตัวอย่าง

ในระบบแทรกสอดแสงไมเคิลสัน (รูปที่ 2.5) แสงจากแหล่งกำเนิดจะถูกแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกเป็นแสงอ้างอิง (reference beam) ซึ่งจะถูกสะท้อนกลับด้วยกระจก (reference mirror) และลำเลียงต่อไปยังอุปกรณ์ตรวจวัดความเข้มแสง (photodetector) ที่เอาท์พุตของระบบแทรกสอด แสงส่วนที่สองจะถูกโฟกัสด้วยเลนส์ไปยังตัวอย่างที่ต้องการถ่ายภาพ ซึ่งเลนส์ตัวเดียวกันนี้ก็จะทำหน้าที่ในการรับสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจากตัวอย่าง (backscattering light) ซึ่งเกิดจากความไม่สม่ำเสมอของค่าดัชนีหักเหของแสงที่ตำแหน่งต่างๆ ในชิ้นตัวอย่าง (refractive index variation) ทั้งนี้ความละเอียดเชิงพื้นที่ (spatial resolution) ของระบบในแนวขนาน (lateral resolution) จึงถูกกำหนดด้วย diffraction limit resolution ของเลนส์ที่ใช้ ซึ่งสามารถคำนวณได้จาก Rayleigh resolution criterion



รูปที่ 2.4 การแทรกสอดแบบไมเคิลสันของ Time Domain OCT

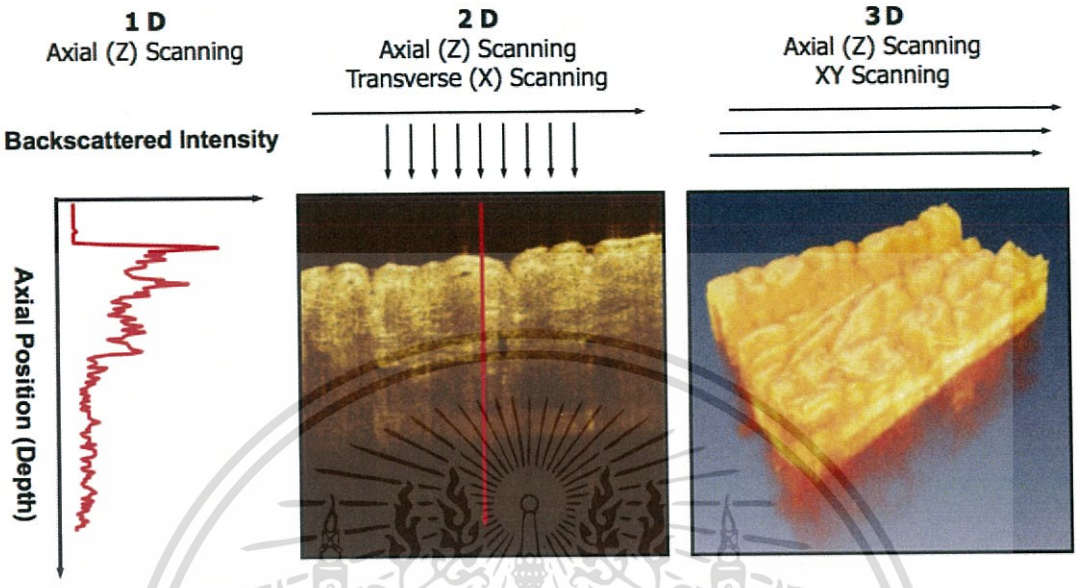
แสงสะท้อนจากตัวอย่างจะถูกลำเลียงไปยังทางออกของระบบแทรกสอดและถูกแทรกสอดกับแสงอ้างอิง โดยการเลื่อนตำแหน่งของกระจกใน reference arm เป็นระยะทางตามความลึกที่ต้องการ ภาพตัดขวางของวัตถุตัวอย่างจะถูกสร้างขึ้นจากแอมปลิจูดที่แตกต่างกันของการสะท้อนที่ความลึกต่างๆ จากผิวของตัวอย่าง ระบบ OCT ที่มีการสแกนของกระจกอ้างอิงแบบนี้ เรียกว่า Time Domain OCT หรือ TD-OCT ซึ่งความเร็วในการถ่ายภาพถูกจำกัดความความเร็วของการเคลื่อนที่ของกระจกอ้างอิง

2.2.2 การสร้างภาพตัดขวางของเครื่องตรวจวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา

FD-OCT สร้างภาพตัดขวางของตัวอย่างโดยการฉายแสงเลเซอร์ชนิด broadband ให้ไปตกกระทบลงบนผิวตัวอย่าง (sample) แล้ววัดการแทรกสอดในโดเมนความถี่ระหว่างสัญญาณที่สะท้อนมาจากตัวอย่างและคลื่นแสงอ้างอิง ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้สเปคโตรมิเตอร์เชิงแสง (optical spectrometer) ซึ่งเมื่อนำไปผ่านการแปลงแบบฟูริเยร์แล้วจะได้สัญญาณเชิงเส้นในโดเมนพื้นที่ (spatial domain) ที่เทียบได้กับความสามารถในการสะท้อนที่ระดับความลึกต่างๆ (depth-resolved reflectivity

เอกสารนี้มีลิขสิทธิ์ ห้ามนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

profile) ภายใต้พื้นผิวของวัตถุตัวอย่าง และเมื่อประกอบกับการสแกนลำแสงในแนวขนานกับพื้นผิวตัวอย่าง (transverse scanning หรือ lateral scanning) แล้ว ก็จะสามารถสร้างภาพตัดขวางในแบบ 2 มิติและสามมิติได้ ดังแสดงในรูปที่ 4

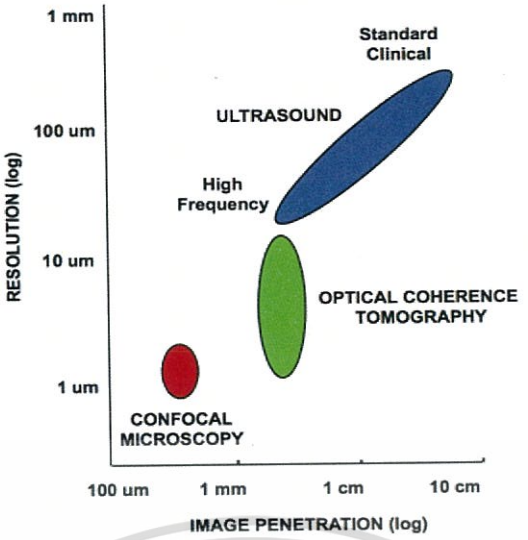


รูปที่ 2.5 การสร้างภาพตัดขวางของระบบ OCT

2.2.3 การเปรียบเทียบระหว่างOCT และเทคโนโลยีอื่นๆ

OCT มีคุณสมบัติที่คล้ายกับอัลตราซาวนด์และกล้องจุลทรรศน์ เพื่อให้เข้าใจถึงการถ่ายภาพของ OCT จะเป็นประโยชน์ในการเปรียบเทียบกับเทคนิคการถ่ายภาพทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องเหล่านี้ รูปที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบความละเอียดและความลึกของภาพสำหรับรูปแบบการถ่ายภาพหลายรูปแบบ ความละเอียดของการถ่ายภาพอัลตราซาวนด์คลินิกโดยทั่วไป 0.1-1 mm ขึ้นอยู่กับคลื่นความถี่คลื่นเสียง (3-40 MHz) ที่ใช้ในการถ่ายภาพ มีการพัฒนาอัลตราซาวนด์ความถี่สูงเพื่อการวิจัยและการประยุกต์ใช้ทางคลินิกเช่นการถ่ายภาพในหลอดเลือดด้วยความละเอียด15-20 μm และสำเร็จด้วยความถี่ ~ 100 MHz อย่างไรก็ตามความถี่สูงเหล่านี้จะถูกลดทอนลงในเนื้อเยื่อชีวภาพและความลึกของภาพจะถูกจำกัดเพียงไม่กี่มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 การเปรียบเทียบความละเอียดและความลึกในการถ่ายภาพสำหรับอัลตราซาวด์ OCT และกล้องจุลทรรศน์

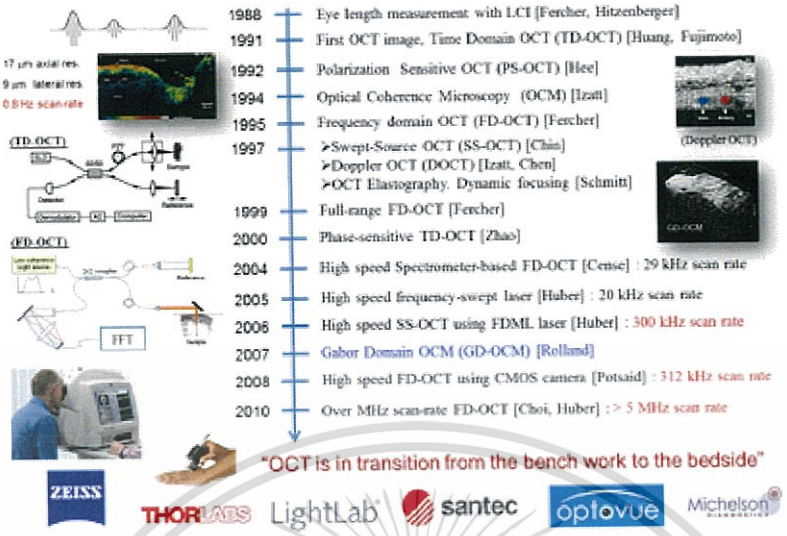
อัลตราซาวด์ทางการแพทย์สามารถถ่ายภาพโครงสร้างลึกได้ แต่มีความละเอียดที่จำกัด ความถี่สูงกว่าจะทำให้ได้ความละเอียดที่ละเอียดขึ้น แต่การลดทอนสัญญาณภาพจะเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ ความละเอียดของภาพในแนวแกนใน OCT มีค่าตั้งแต่ 1-15 μm และขึ้นอยู่กับความยาวของแหล่งกำเนิดแสงที่เชื่อมโยงกัน ในเนื้อเยื่อชีวภาพส่วนใหญ่ความลึกของภาพจะถูก จำกัด ไว้ที่ 2-3 mm โดยการลดทอนจากการกระเจิงแสง กล้องจุลทรรศน์มีความละเอียดมาก แต่การกระเจิงแสงทำให้ความลึกของภาพไม่กี่ร้อยไมโครเมตรในเนื้อเยื่อส่วนใหญ่

กล้องจุลทรรศน์และกล้องจุลทรรศน์แบบผสมผสานเป็นตัวอย่างของเทคนิคการถ่ายภาพที่มีความละเอียดสูงมากใกล้ถึง 1 μm การถ่ายภาพโดยทั่วไปจะดำเนินการในระนาบด้านหน้าและความละเอียดจะถูกกำหนดโดยขีดจำกัด การเลี้ยวเบนของแสง ความลึกของภาพในเนื้อเยื่อชีวภาพมีข้อจำกัดเนื่องจากสัญญาณภาพและความคมชัดลดลงอย่างมากโดยการกระเจิงแสง ในเนื้อเยื่อชีวภาพส่วนใหญ่การถ่ายภาพสามารถทำได้ในระดับความลึกเพียงไม่กี่ร้อยไมโครเมตร

OCT เป็นการเติมช่องว่างระหว่างอัลตราซาวด์และกล้องจุลทรรศน์ ความละเอียดของภาพแกนใน OCT จะถูกกำหนดโดยแบนด์วิทของแหล่งกำเนิดแสง ปัจจุบันเทคโนโลยี OCT มีความละเอียดตามแกนตั้งแต่ 1 ถึง 15 μm ประมาณ 10-100 เท่าของการถ่ายภาพอัลตราซาวนด์มาตรฐาน ความละเอียดสูงของภาพ OCT ช่วยให้เห็นภาพของโครงสร้างทางเนื้อเยื่อ OCT ได้กลายเป็นส่วนสำคัญทางคลินิกในด้านจักษุวิทยาเนื่องจากตาสามารถถ่ายภาพได้ยากและไม่มีวิธีอื่นใดที่สามารถทำการถ่ายภาพที่ไม่เป็นอันตรายได้ ข้อเสียเปรียบหลัก ๆ ของตาคือแสงที่กระเจิงอยู่ในเนื้อเยื่อส่วนใหญ่และการลดทอนจากการกระจัดกระจายทำให้ความลึกของการเจาะภาพถึง ~ 2 mm อย่างไรก็ตามเนื่องจาก OCT เป็นเทคโนโลยีทางแสงสามารถรวมเข้ากับเครื่องมือต่างๆ ซึ่งช่วยให้สามารถถ่ายภาพภายในร่างกายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.4 วิวัฒนาการของเครื่องตรวจวิเคราะห์ชั้นจอประสาทตา



รูปที่ 2.7 แสดงพัฒนาการที่สำคัญของเทคโนโลยี OCT ในช่วงสองทศวรรษที่ผ่านมา นับตั้งแต่มีการนำเสนอระบบ OCT ครั้งแรกในปี ค.ศ. 1991 จนถึงปี 2010

เพื่อเอาชนะข้อจำกัดในด้านความเร็วของการถ่ายภาพใน TD-OCT ในปี 1995 Fercher *et. al.* ได้นำเอาหลักของการแทรกสอดในโดเมนความถี่ (spectral interference) มาประยุกต์ใช้กับ OCT เรียกว่า Frequency Domain OCT (FD-OCT) หรือ Spectral Domain OCT (SD-OCT) FD-OCT บันทึกค่าสัญญาณ spectral interference ที่เอาต์พุทของ interferometer ซึ่งมีจุดเด่นก็คือ ความไวต่อสัญญาณ และความรวดเร็วของการตรวจจับและบันทึกสัญญาณที่เพิ่มขึ้นอย่างชัดเจนเมื่อเทียบกับ TD-OCT เนื่องจากไม่ต้องมีการสแกนของ reference beam อีกต่อไป จากนั้นได้มีการสร้าง Swept-Source OCTA หรือ Optical Coherence Tomography Angiography เป็นนวัตกรรมใหม่ที่ใช้แทนการฉีดสี

2.3 Gonioscopy

เป็นการตรวจมุมของกล้ามเนื้อ iris กับ cornea เป็นการตรวจเพื่อจะบอกว่าเป็นต้อหินชนิดมุมปิดหรือเปิด โดยแพทย์จะหยอดยาชาและเอาเครื่องมือติดตาซึ่งจะมีกระจกซึ่งแพทย์จะสามารถมองเห็นว่ามุมปิดหรือมุมเปิด

2.3.1 เลนส์

โครงสร้างของมุมตาจะปรากฏบนเลนส์ที่วางอยู่บนดวงตาเพราะเส้นทางของแสงที่มาจากมุมตาจะถูกดูดกลืนโดยการสะท้อนภายในโดยกระจกตา เลนส์บนกระจกตามีดัชนีหักเหสูงกว่ากระจกตาและของเหลวภายใน สำหรับการผ่าตัดศัลยแพทย์อาจใช้เลนส์กระจกนูนที่มีความหนามากสำหรับการเกิด gonioscopy โดยตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การตรวจโดยใช้ gonioscopy เป็นการตรวจที่ควรทำเป็นประจำโดยใช้เลนส์ที่มีจำนวนกระจกแตกต่างกันอยู่ในมุมที่แตกต่างกัน เลนส์กระจก Goldmann สามดวงเป็นที่รู้จักและเป็นที่นิยมมากที่สุด สำหรับกระจกเงา gonioscopy ใช้กระจกขนาดเล็กที่สุดที่มีมุมชัน

2.3.2 ขั้นตอนปกติ

เริ่มแรกให้ใส่ยาชาเฉพาะลงบนนดวงตาและใช้เจลทาบนส่วนที่เว้าของเลนส์เพื่อเติมพื้นที่ที่มีรูและหลีกเลี่ยงฟองอากาศ จากนั้นให้ผู้ป่วยเปิดเปลือกตาทั้งสองข้างและเงยหน้าขึ้นมองด้านบนและดึงเปลือกตาด้านล่างลง แพทย์จะวางเลนส์ลงไปเบาๆโดยให้ขอบล่างเข้าไปติดขอบถุงใต้ตาและขยับเลนส์เพื่อให้ของเหลวสัมผัสบนกระจกตา

จากนั้นให้ผู้ป่วยมองตรงไปข้างหน้า โปรดจำไว้ว่าส่วนของมุมที่ต้องการตรวจสอบอยู่ห่างจากตำแหน่งของกระจกที่ใช้ไป 180 °

2.3.3 สิ่งแวดล้อมในการตรวจ

Gonioscopy ควรทำในห้องที่ค่อนข้างมืด มิฉะนั้นการตอบสนองของดวงตาจะน้อยลง รูม่านตาของดวงตาจะหดตัวลง ดังนั้นแนะนำให้ใช้ห้องที่มีระดับแสงน้อย แต่อาจเริ่มต้นด้วยแสงที่สว่างขึ้นเพื่อดูภาพรวมของโครงสร้างมุม หลังจากนั้นจะลดความสว่าง ใช้ลำแสงตัดสั้น (2-3 mm) ไม่กว้างเกินไป (1 mm) และไม่สว่างเกินไป มิเช่นนั้นจะไม่สามารถวินิจฉัยได้อย่างถูกต้องและอาจเกิดความผิดพลาดได้

2.3.4 ความสำคัญของ Gonioscopy

Gonioscopy เป็นวิธีมาตรฐานในการวินิจฉัยมุมตา โดยนอกจากบอกความกว้างของมุมตาแล้ว ยังบอกลักษณะอื่นๆ ด้วย เช่น การกระจายของเม็ดสี การติดกันของม่านตาและกระจกตา (peripheral anterior synechiae)

2.4 โรคต้อหิน

โรคต้อหินเป็นภาวะที่ทำให้เส้นประสาทตาเกิดความเสียหายและจะแย่ลงตามกาลเวลาและมักจะเชื่อมโยงกับการสะสมของความดันภายในตา โรคต้อหินมีแนวโน้มที่จะได้รับการถ่ายทอดทางพันธุกรรมและอาจไม่ปรากฏขึ้นจนกว่าจะถึงเวลา

ความดันในลูกตาที่เพิ่มขึ้นซึ่งเรียกว่าความดันภายในช่องตาอาจทำให้เส้นประสาทตาเสียหายได้ซึ่งจะส่งภาพไปยังสมอง หากยังคงเกิดความเสียหาย โรคต้อหินอาจนำไปสู่การสูญเสียการมองเห็นถาวรหากไม่ได้รับรักษาโรคต้อหินอาจทำให้ตาบอดถาวรได้ภายในไม่กี่ปี

คนส่วนใหญ่ที่เป็นโรคต้อหินไม่มีอาการ จึงจำเป็นต้องไปพบแพทย์ตาเป็นประจำเพื่อให้สามารถวินิจฉัยและรักษาโรคต้อหินได้ก่อนที่จะเกิดการสูญเสียสายตาในระยะยาว หากอายุเกิน 40 ปีและมีประวัติครอบครัวเป็นโรคต้อหิน ควรได้รับการตรวจสายตาจากแพทย์ทางตาทุกๆ 1 ถึง 2 ปี หากมีปัญหา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สุขภาพเช่นโรคเบาหวานหรือโรคต้อหินในครอบครัวหรือมีความเสี่ยงต่อโรคตาอื่น ๆ ควรที่จะต้องไปบ่อยๆ

2.4.1 กลไกการเกิดต้อหิน

ในลูกตาส่วนหน้ามีการไหลเวียนของน้ำหล่อเลี้ยงลูกตา (aqueous humor) ซึ่งถูกสร้างจากอวัยวะภายในลูกตาที่เรียกว่า ciliary body ไหลเวียนผ่านช่องระหว่างม่านตาและเลนส์ตาสู่ช่องหน้าลูกตา และไหลเวียนออกจากลูกตาทาง trabecular meshwork (ทางระบายออกของน้ำในลูกตาอยู่ที่มุมตา มีลักษณะเป็นตะแกรง) ซึ่งในโรคต้อหินจะมีความผิดปกติของการไหลเวียนของน้ำหล่อเลี้ยงลูกตา ทำให้ความดันตาสูงขึ้นและเกิดการทำลายประสาทตาตามมา

2.4.2 ความดันตากับต้อหิน

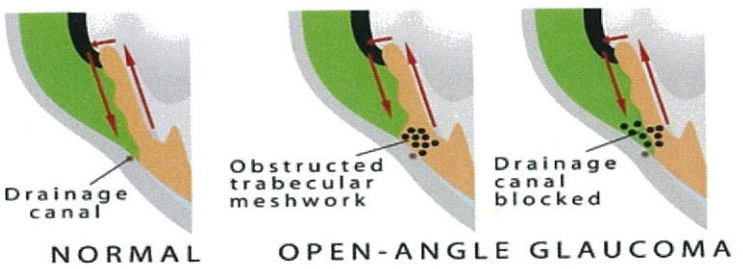
ความดันตา หมายถึง ความดันของของเหลวที่ไหลเวียนอยู่ภายในลูกตา โดยทั่วไปค่าความดันตาอยู่ที่ 10-22 มิลลิเมตรปรอท หากพบความดันตาสูงกว่า 22 มิลลิเมตรปรอท ถือว่าเป็นภาวะความดันตาสูง และเป็นปัจจัยเสี่ยงสำคัญของการเกิดต้อหิน

2.4.3 ปัจจัยเสี่ยงของต้อหิน

ส่วนใหญ่จะส่งผลกระทบต่อผู้ใหญ่อายุ 40 ขึ้นไป แต่ผู้ใหญ่ วัยเด็กและแม้แต่ทารกก็สามารถมีได้ ชาวแอฟริกันอเมริกันมีแนวโน้มที่จะเป็นค่อนข้างมาก

1) เชื้อชาติ คนเชื้อชาติแอฟริกันอเมริกันจะพบต้อหินสูงกว่าคนผิวขาวถึง 6-8 เท่า ส่วนคนเชื้อชาติเอเชียจะมีความเสี่ยงต่อการเกิดต้อหินมุมปิด
2) อายุมากกว่า 40 ปี
3) มีประวัติครอบครัวเป็นต้อหิน
4) ตรวจพบความดันตาสูง
5) เคยมีอุบัติเหตุเกี่ยวกับดวงตา
6) การใช้ยาสเตียรอยด์
7) เป็นโรคเบาหวาน

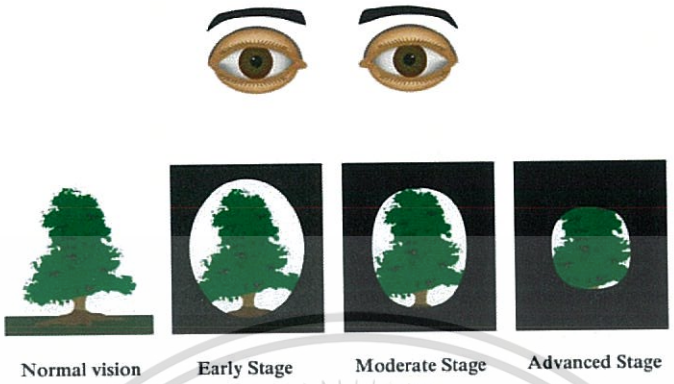
2.4.4 ประเภทของต้อหิน



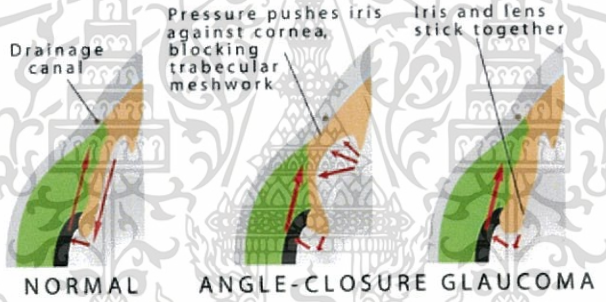
รูปที่ 2.8 ลักษณะของโรคต้อหินมุมเปิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ต้อหินมุมเปิด (primary open angle glaucoma) เป็นชนิดที่พบมากที่สุด ภาษาแพทย์อาจเรียกได้ว่าเป็นโรคต้อหินมุมกว้าง โครงสร้างของท่อระบายน้ำในตาที่เรียกว่า trabecular meshwork ดูเหมือนจะปกติ แต่ของเหลวไม่สามารถไหลออกตามที่ควร



รูปที่ 2.9 ความบกพร่องทางสายตาในโรคต้อหิน



รูปที่ 2.10 ลักษณะของโรคต้อหินมุมปิด

2. ต้อหินมุมปิด (angle-closure glaucoma) พบได้มากในทวีปเอเชีย นอกจากนี้ยังเรียกว่ามุมปิดเฉียบพลันหรือเรื้อรังหรือโรคต้อหินมุมแคบ น้ำในดวงตาไม่ถูกระบายออกเนื่องจากมุมระหว่างม่านตาและกระจกตาแคบเกินไป ทำให้เกิดการสะสมตัวฉับพลันของความดันในตา นอกจากนี้ยังเชื่อมโยงกับสายตายาวและต้อกระจกทำให้เกิดความขุ่นของเลนส์ภายในดวงตาอาการ ต้อหินมุมปิดมีอาการแสดงได้แตกต่างกัน ดังนี้

1) ต้อหินมุมปิดเฉียบพลัน ถือเป็นภาวะฉุกเฉินที่ผู้ป่วยต้องได้รับการรักษาอย่างทันท่วงที เพราะเป็นภาวะที่มีความดันตาสูงขึ้นอย่างมากและรวดเร็ว ทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดศีรษะ ปวดตาอย่างรุนแรงและเฉียบพลัน ตาแดง น้ำตาไหล สู้แสงไม่ได้ ตามัว เห็นแสงสีรุ้งรอบดวงไฟ รวมถึงคลื่นไส้อาเจียน
2) ต้อหินมุมปิดกึ่งเฉียบพลัน อาการในกลุ่มนี้จะค่อนข้างน้อยและเป็นๆ หายๆ ผู้ป่วยอาจมีแค่อาการปวดศีรษะ ซึ่งการวินิจฉัยค่อนข้างยากหากไม่ได้รับการตรวจตา
3) ต้อหินมุมปิดเรื้อรัง มักไม่มีอาการในระยะแรก เนื่องจากการดำเนินโรคเป็นไปอย่างช้าๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.5 การวินิจฉัยต้อหิน

ประกอบด้วย

1) การตรวจตาด้วย slit-lamp microscopy
2) การตรวจวัดความดันภายในลูกตา
3) การตรวจลักษณะมุมตา
4) การตรวจลักษณะของขั้วประสาทตา
5) การตรวจลานสายตา

2.4.6 การรักษาต้อหิน

เนื่องจากโรคต้อหินเส้นประสาทตาจะถูกทำลายอย่างถาวร การรักษาจึงเป็นการประคับประคองเพื่อให้ประสาทตาไม่ถูกทำลายมากขึ้นและเพื่อคงการมองเห็นที่มีอยู่ให้นานที่สุด ทั้งนี้การรักษาจะขึ้นกับชนิดและระยะของโรค

1) การรักษาด้วยยาเหล่านี้อาจลดการสะสมของของเหลวในตาหรือเพิ่มการไหลออกของน้ำในลูกตา ผลข้างเคียงอาจรวมถึงอาการแพ้, ผื่นแดง, แสบตา, สายตาเบลอและตาระคายเคือง ยารักษาโรคต้อหินบางชนิดอาจส่งผลต่อหัวใจและปอด
2) การใช้เลเซอร์ ขั้นตอนนี้สามารถเพิ่มการไหลเวียนของของเหลวจากดวงตาได้เล็กน้อย สำหรับผู้ที่มีโรคต้อหินแบบเปิดมุม สามารถหยุดการอุดตันของของเหลวได้หากมีโรคต้อหินแบบปิดมุม
3) การผ่าตัด ใช้รักษาผู้ป่วยที่การรักษาด้วยยาหรือเลเซอร์ไม่สามารถควบคุมความดันตาได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

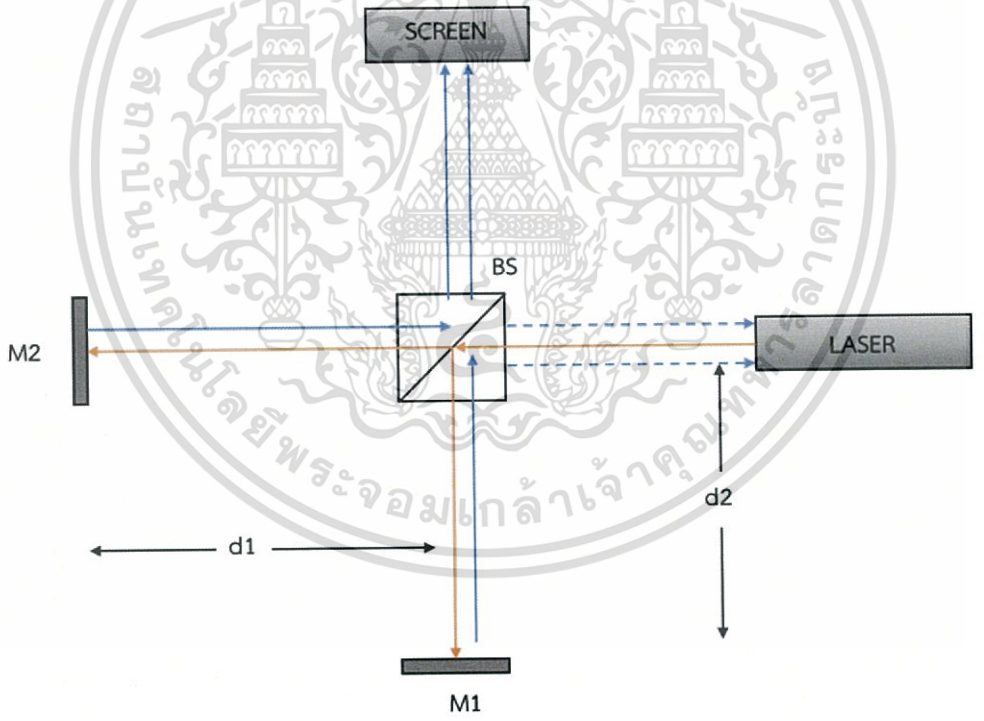
บทที่ 3
วิธีการดำเนินงานวิจัย

3.1 การแทรกสอดแบบไมเคิลสัน

การแทรกสอดแบบไมเคิลสันเป็นการแทรกสอดโดยอาศัยหลักการของแสงสองขบวนที่เข้ามาแทรกสอดกันจนเกิดเป็นฟริ้งขึ้น และลำแสงสองลำต้องเป็นแสงที่เป็นโคฮีเรนต์กันหรือเป็นแสงคลื่นเดียวที่มาจากแหล่งกันเนิดเดียวกันจึงจะเกิดฟริ้งขึ้นได้

3.1.1 หลักการของการแทรกสอดแบบไมเคิลสัน

เมื่อลำแสงโคฮีเรนต์สองขบวนจากแหล่งกำเนิดเดียวกันมาแทรกสอดกันโดยผ่านอุปกรณ์ที่เรียกว่า Beamsplitter ลำแสงส่วนหนึ่งเรียกว่าเป็นแสงอ้างอิง ถูกสะท้อนกลับมาจากกระจกมารวมกลับแสงอีกขบวนที่สะท้อนจากวัตถุ เรียกว่าแสงของวัตถุ มารวมกันที่ Beamsplitter และตรงไปยังฉากรับแสง กระบวนการนี้เป็นกระบวนการแทรกสอดแบบไมเคิลสันแบบแบ่งแอมปริจูด

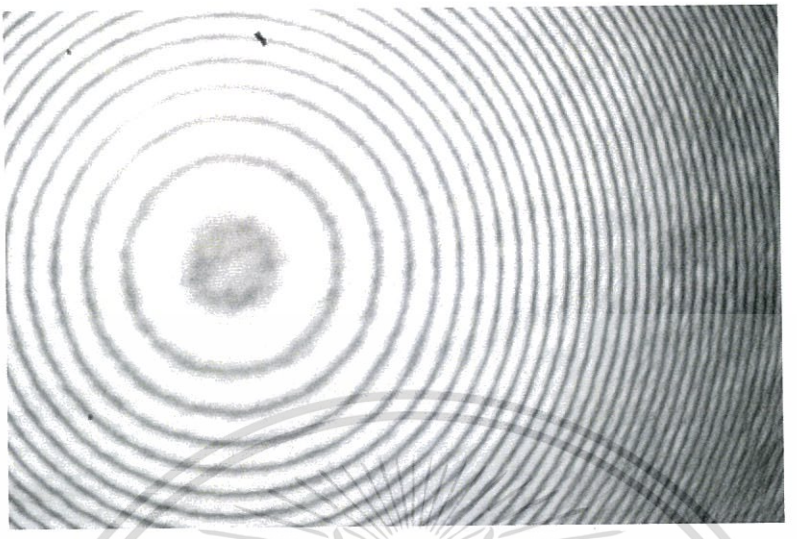


รูปที่ 3.1 การแทรกสอดแบบไมเคิลสัน

โดยจากรูปที่ 3.1 จะเห็นว่าแสงจากแหล่งกำเนิดแสงจะถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนด้วยอุปกรณ์ Beamspitter ซึ่งทำหน้าที่แบ่งลำแสงออกเป็นสองลำเท่าๆกันขบวนละ 50% โดย Beamsplitter จะวางขนาดกับลำแสง 45 องศา ลำแสงส่วนหนึ่งจะถูกส่งผ่านไปตกกระทบที่กระจก M1 และถูกจะท้อนก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

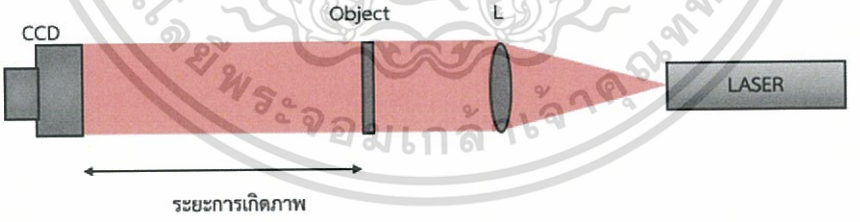
ลับไปที่ Beamsplitter และแสงอีกส่วนจะสะท้อนไปที่ M2 และสะท้อนกลับไปยัง Beamsplitter และถูกส่งไปยังฉากรับแสง โดยลำแสงสองขบวนแทรกสอดกันจึงทำให้เกิดฟริ้งขึ้นบนฉาก



รูปที่ 3.2 ฟริ้งจากการแทรกสอดของแสง

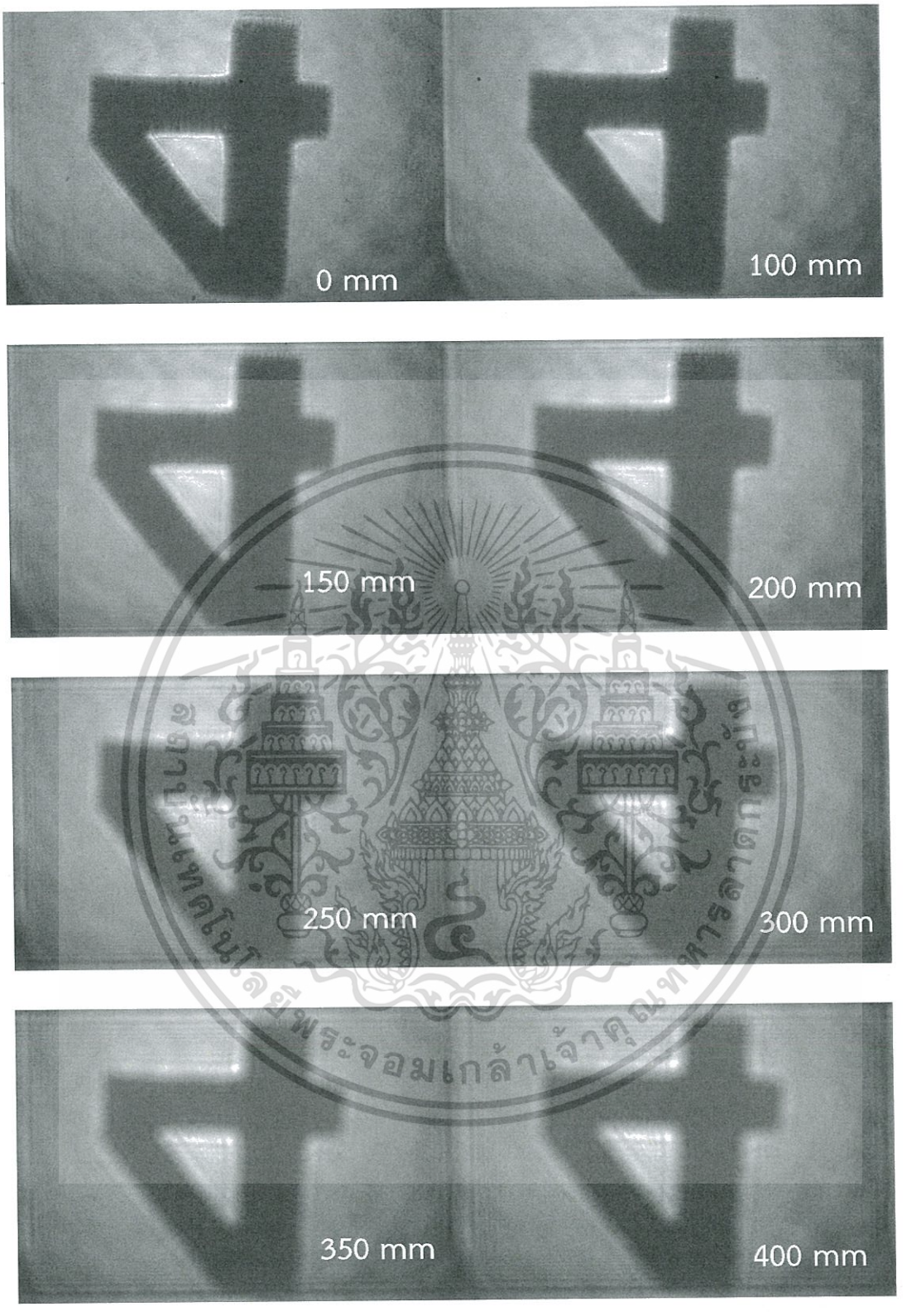
3.2 Reconstruction

การ Reconstrution เป็นการรวบรวมตำแหน่งเชิงพื้นที่ของจุดอย่างรวดเร็วเพื่อหาตำแหน่งของวัตถุที่อยู่ห่างจากกล้องด้วยเทคนิคทางคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นเทคนิคแบบใหม่สำหรับการสร้างรูปสามมิติของวัตถุอย่างรวดเร็ว และเมื่อจำลองภาพวัตถุนำมาปรับหาตำแหน่งพื้นที่ตามแนวแกนเพื่อหาระยะที่ภาพชัดที่สุด ระยะห่างจากการปรับควรเท่ากับระยะห่างจริงของวัตถุ



รูปที่ 3.3 ระยะการเกิดภาพ

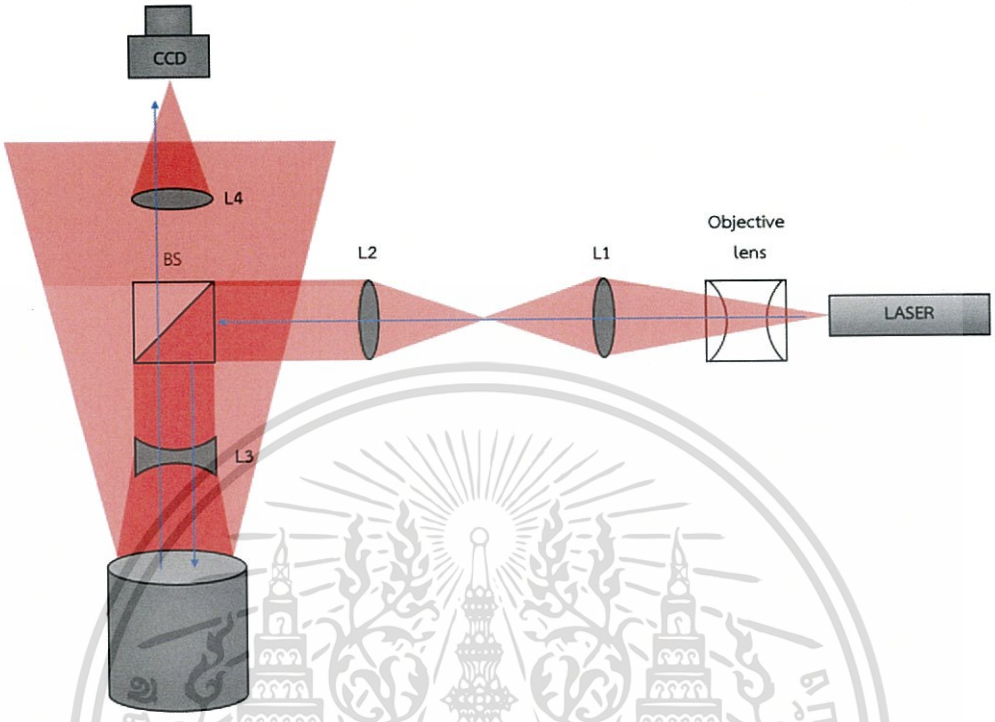
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 ระยะของการเกิดภาพในแต่ละระยะทาง

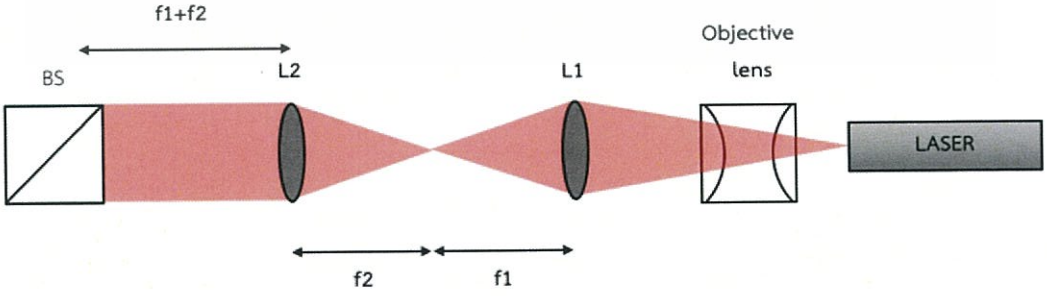
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การจัดวางอุปกรณ์



รูปที่ 3.5 การจัดวางอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน

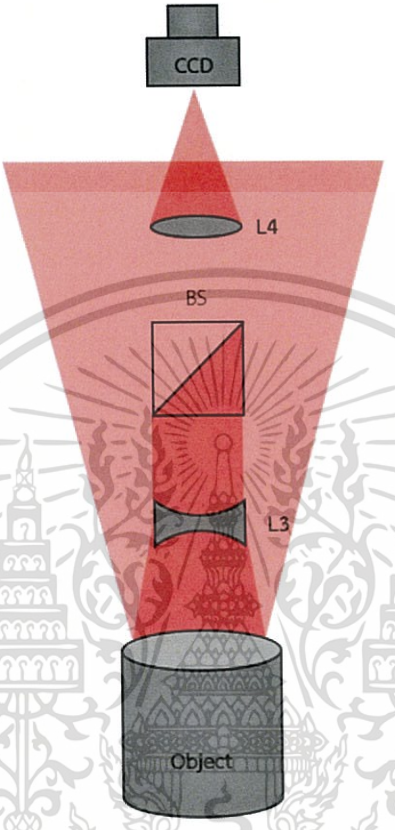
การจัดวางอุปกรณ์ในรูป 3.5 เป็นการจัดอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน เนื่องจากเราอาศัยหลักการสะท้อนของแสงทำให้ไม่สามารถจัดเรียงอุปกรณ์แบบอื่นได้ ข้อดีของการจัดวางแบบไมเคิลสันคือ วัตถุไม่จำเป็นต้องเป็นชิ้นเล็กๆที่ต้องอาศัยหลักการที่ให้แสงครอบวัตถุทั้งหมด หรือวัตถุนั้นเป็นวัตถุที่ไม่สามารถนำออกมาวางไว้หน้าฉากรับแสงได้ อย่างเช่น ดวงตา เราไม่สามารถถอดดวงตาออกมาได้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องอาศัยหลักการสะท้องของแสงแบบไมเคิลสัน



รูปที่ 3.6 การจัดวางอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน

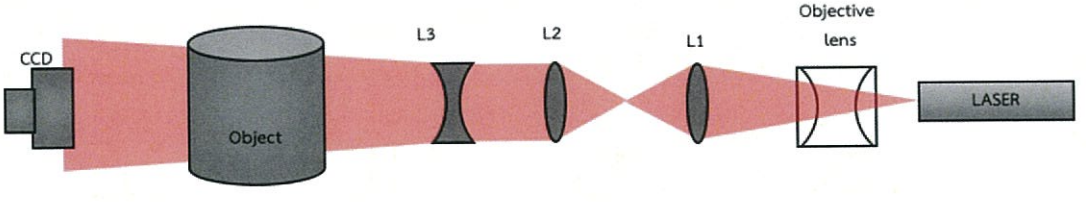
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสงจากแหล่งกำเนิดจะผ่าน Objective lens เพื่อขยายให้ลำแสงมีขนาดใหญ่ขึ้น จากนั้นแสงจะเดินทางผ่านกระจกนูนอันแรก กระจกนูนจะทำหน้าที่รวมแสงเข้าแล้วเมื่อผ่านกระจกนูนอันที่สองในระยะห่างที่เท่ากับระยะโฟกัส แสงจะถูกทำให้ขนาน แสงที่ขนานแล้วจะเกิดริ้วการแทรกสอดได้ง่ายและไม่มีการกระจายตัวออก แล้วถูกส่งต่อไปยัง beamsplitter



รูปที่ 3.7 การจัดวางอุปกรณ์แบบไมเคิลสัน

เมื่อแสงผ่าน Beamsplitter แสงจะถูกแยกออกเป็นสองลำ แสงลำนึงจะถูกสะท้อนไปยังวัตถุโดยผ่านเลนส์เว้า เลนส์เว้าจะทำให้แสงถูกขยายให้ใหญ่ขึ้นจนสามารถครอบบริเวณวัตถุที่เราต้องการ แสงจะถูกสะท้องจากวัตถุกลับไปยังฉากรับแสงหรือในการทดลองนี้เราใช้เป็นกล้องดิจิตอล แต่แสงที่สะท้อนกลับจากวัตถุนั้นเป็นแสงที่กระจายออกกว้าง เราจึงใช้เลนส์นูนในการรวมแสงเพื่อให้แสงถูกรวบเข้าไปในกล้องได้



รูปที่ 3.8 การจัดวางอุปกรณ์แบบ in line

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยนำ beamsplitter ออกให้แสงมีทิศทางเดียว โดยให้เลนส์นูนสองตัวในการทำให้แสงขนานและใช้เลนส์เว้าในการขยายแสงให้ครอบวัตถุ แสงเดินทางผ่านวัตถุที่ใส จะได้ทั้งแสงอ้างอิงและแสงของวัตถุ จึงเกิดการแทรกสอดได้ภาพขึ้นที่ฉากรับแสง

3.4 ระยะห่างระหว่างวัตถุ

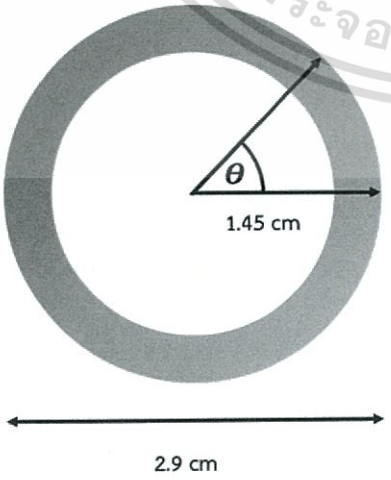
ตารางที่ 3.4 ระยะห่างระหว่างวัตถุในการจัดเรียงอุปกรณ์

วัตถุที่ 1	วัตถุที่ 2	ระยะห่าง (cm)
Laser	Objective lens	3
Objective lens	L1	4
L1	L2	10
L2	Beamsplitter	10
Beamspitter	L3	10
L3	Object	7
Object	CCD	25

3.5 วัตถุที่ใช้ในการทดลอง

1) กระจกเงาราบ
2) ตัวอักษรตัว k
3) กระจกเงานูน
4) ขวดที่มีรอยตำหนิ
5) ขวดแก้วใสใส่น้ำ 2 ขนาด

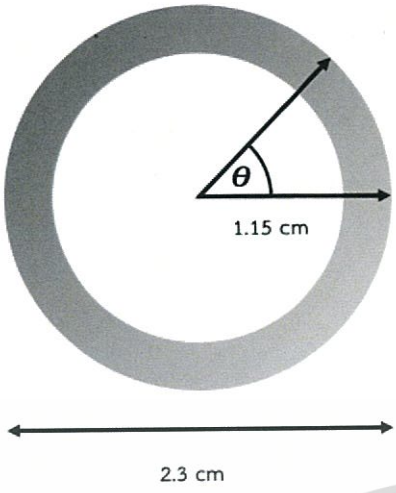
3.6 ขนาดของขวดแก้วใส



เส้นผ่านศูนย์กลางของขวด = 2.9 cm
รัศมีของขวด = 1.45 cm
ความหนาของขวด = 0.5 cm
รัศมีความโค้งของขวดในมุม 45 องศา = 1.1388 cm

รูปที่ 3.9 ขนาดของขวดแก้วใส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

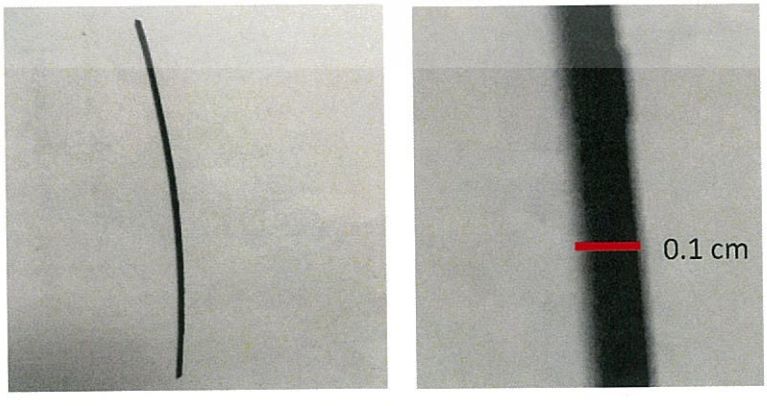


เส้นผ่านศูนย์กลางของขวด = 2.3 cm
รัศมีของขวด = 1.15 cm
ความหนาของขวด = 0.1 cm
รัศมีความโค้งของขวดในมุม 45 องศา = 0.9032 cm

รูปที่ 3.9 ขนาดของขวดแก้วใส

รูปที่ 3.10 ตำแหน่งที่วางวัสดุในขวดแก้วใส

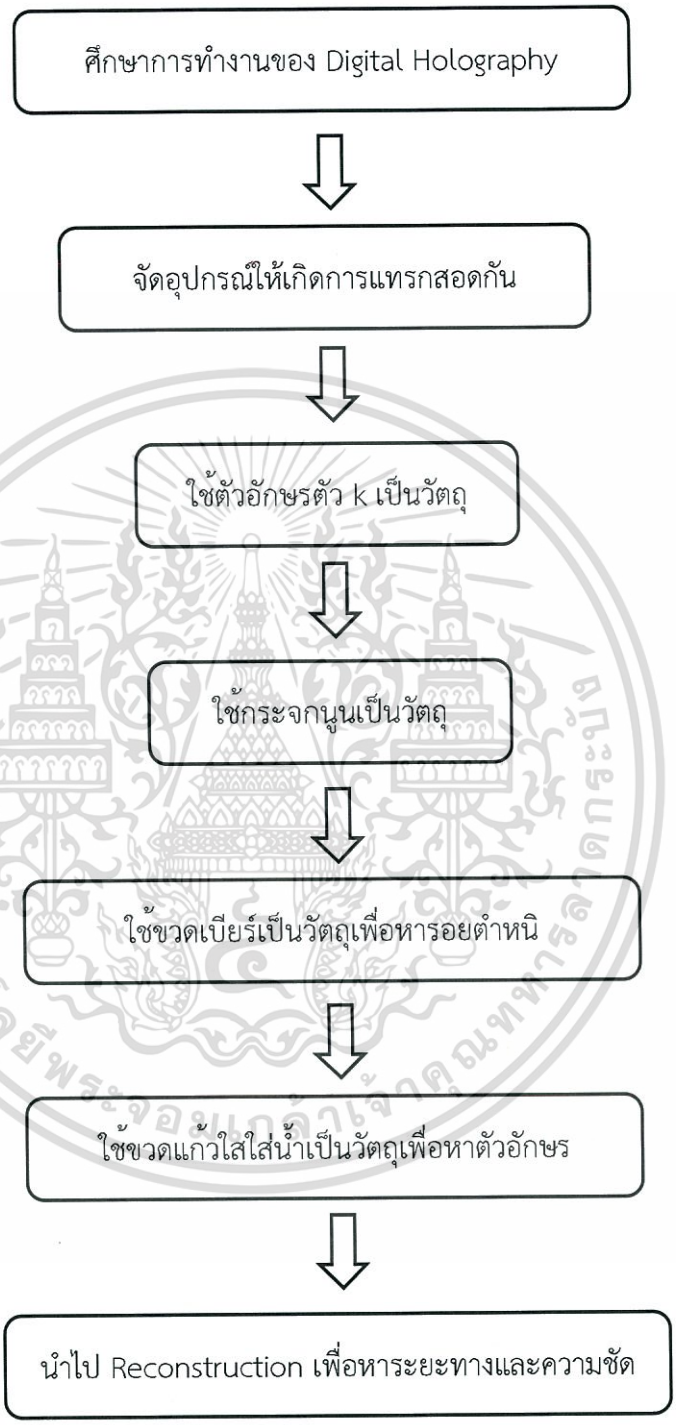
3.7 ความกว้างของเส้นพลาสติกสีดำ



รูปที่ 3.11 ความกว้างของเส้นพลาสติกสีดำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.8 ไดอะแกรมแสดงวิธีการทำการทดลอง



รูปที่ 3.12 ไดอะแกรมแสดงวิธีการทำการทดลอง

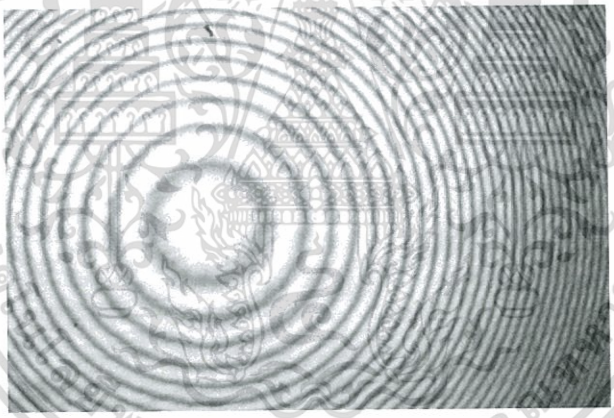
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

จากการทดลองนี้เราได้ทำ Digital Holography กับวัตถุที่มีลักษณะคล้ายดวงตา เพื่อใช้ในการพัฒนาการวิจัยและการศึกษาด้านการแพทย์ในโรคต้อหินซึ่งมีบทบาทสำคัญมากเพราะเป็นโรคที่มีอัตราการเกิดกับประชากรทั่วโลกค่อนข้างสูง ซึ่งเราต้องการหาบริเวณมุมปิดและมุมเปิดของดวงตาโดยใช้หลักการ Michelson interferometer ในการจับแสงที่สะท้อนกลับมาให้เกิดภาพบนกล้องและนำมาทำให้ภาพชัดมากขึ้น แต่ในการทดลองนี้เรายังไม่ใช้ดวงตาจริง แต่จะใช้วัตถุที่คล้ายดวงตาคือกระจกนูนและขวดในการหารอยตำหนิบนขวด

การจัดการทดลองเราทำแบบง่ายๆด้วยการใช้ objective lens ในการจัดแสงให้ขยายใหญ่และใช้เลนส์นูนรวมแสงให้ขนาน แสงจะผ่าน beamspitter แล้วแยกออกเป็นสองลำ จะเกิดแสงจากวัตถุและแสงอ้างอิงมารวมกันแล้วบีบให้เข้ากล้องด้วยเลนส์นูน จะเกิดภาพขึ้น

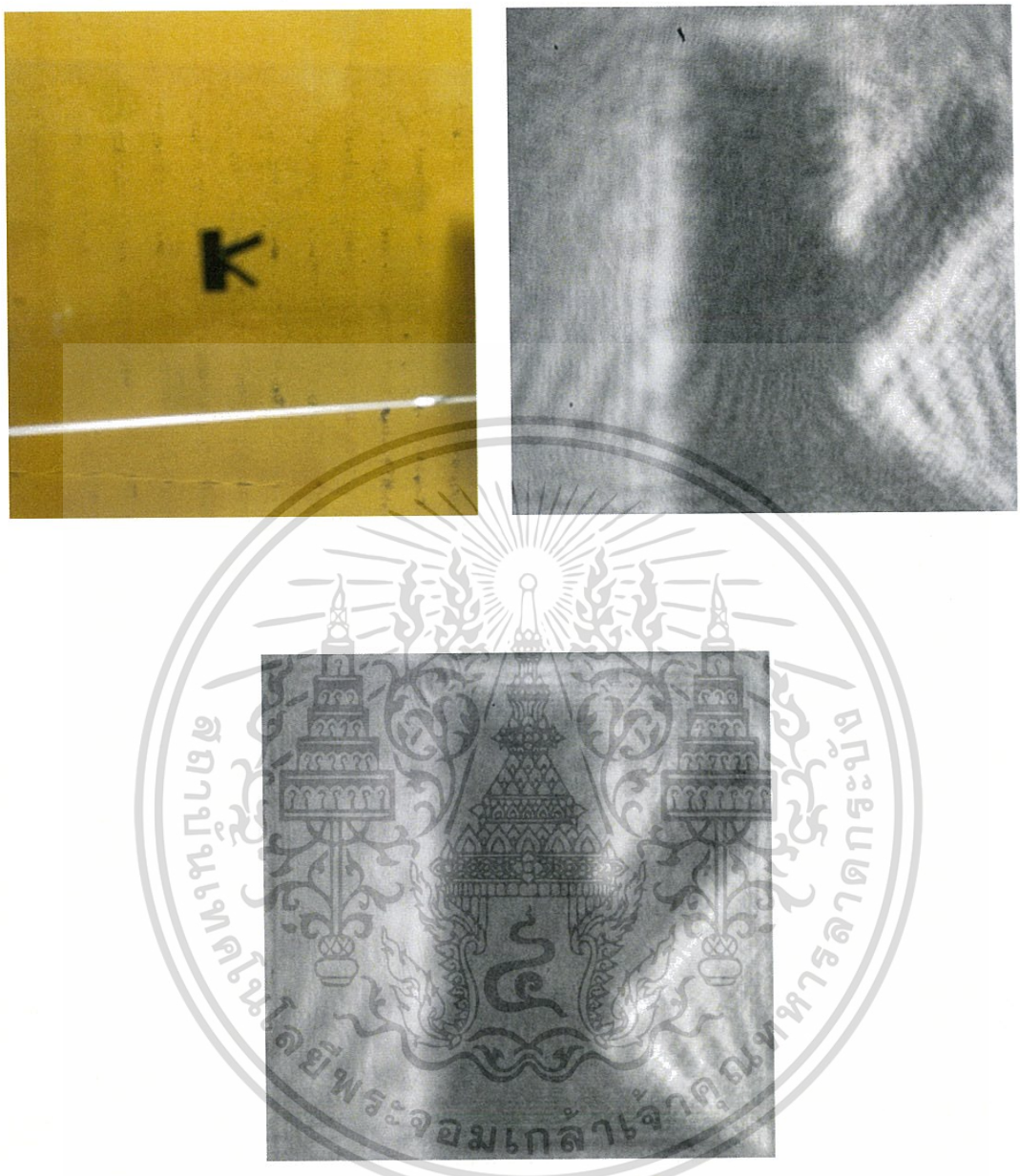
4.1 ผลการทดลองเมื่อใช้กระจกราบแทนวัตถุ



รูปที่ 4.1 ริ้วการแทรกสอดของแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

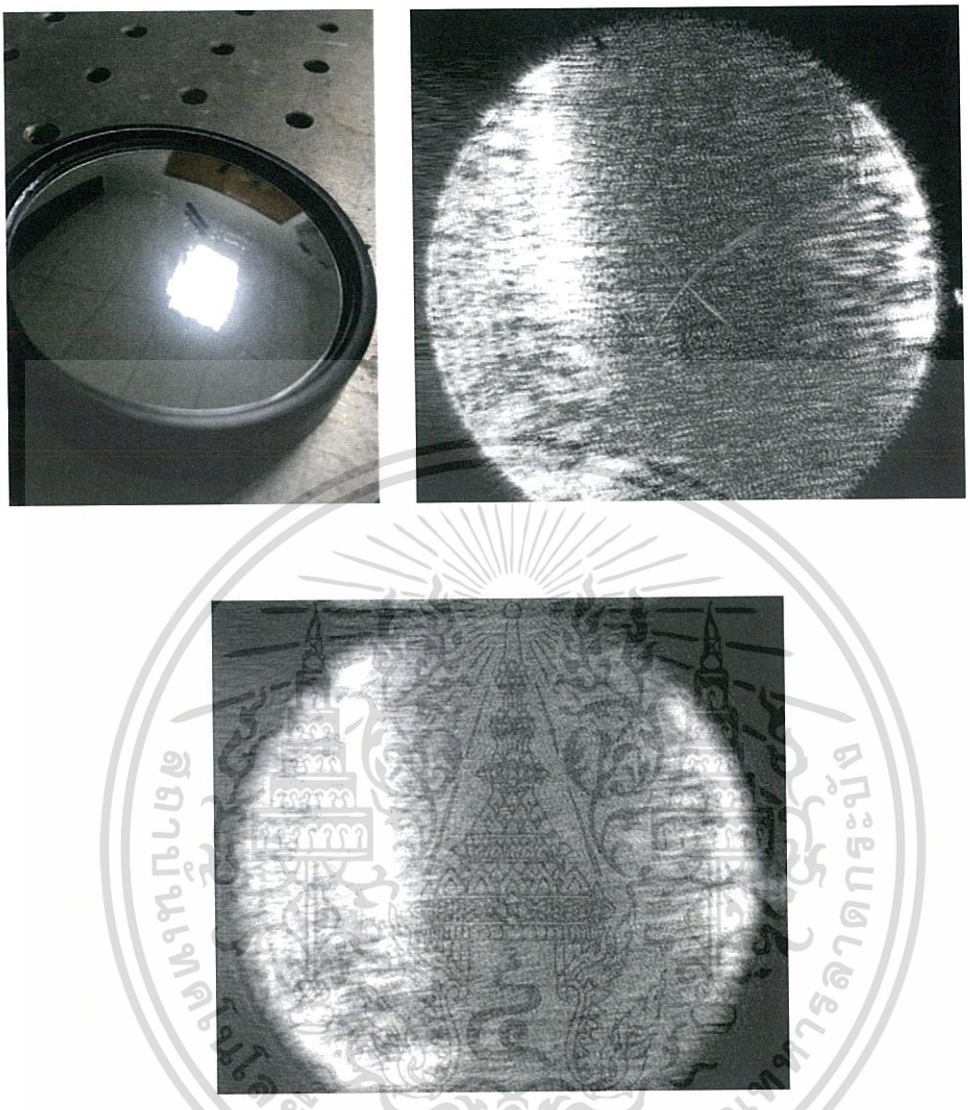
4.2 ผลการทดลองเมื่อใช้ตัวอักษรเป็นวัตถุ



รูปที่ 4.2 ภาพที่เกิดของตัวอักษร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

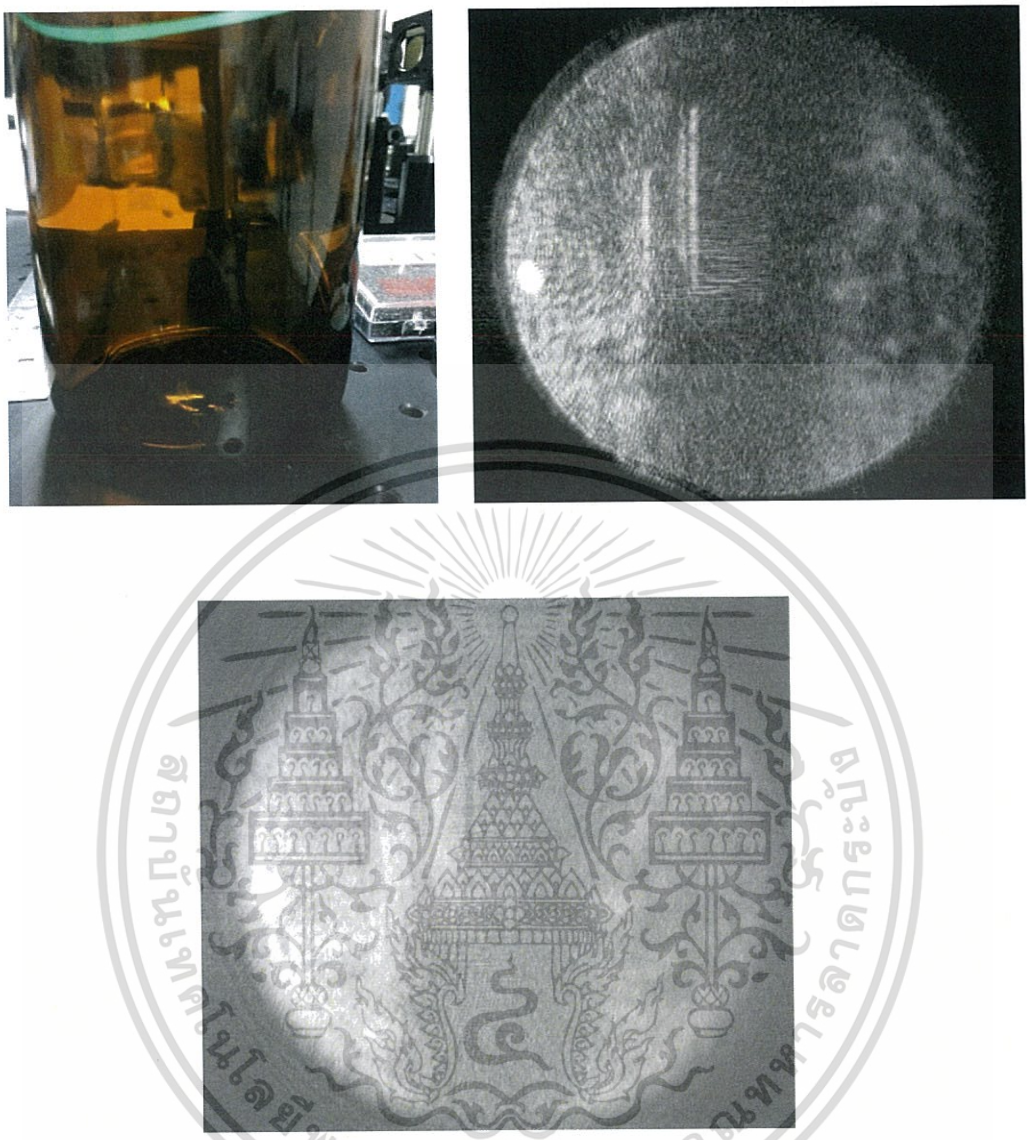
4.3 ผลการทดลองเมื่อใช้กระจกนูนเป็นวัตถุ



รูปที่ 4.3 ภาพที่เกิดของกระจกนูน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

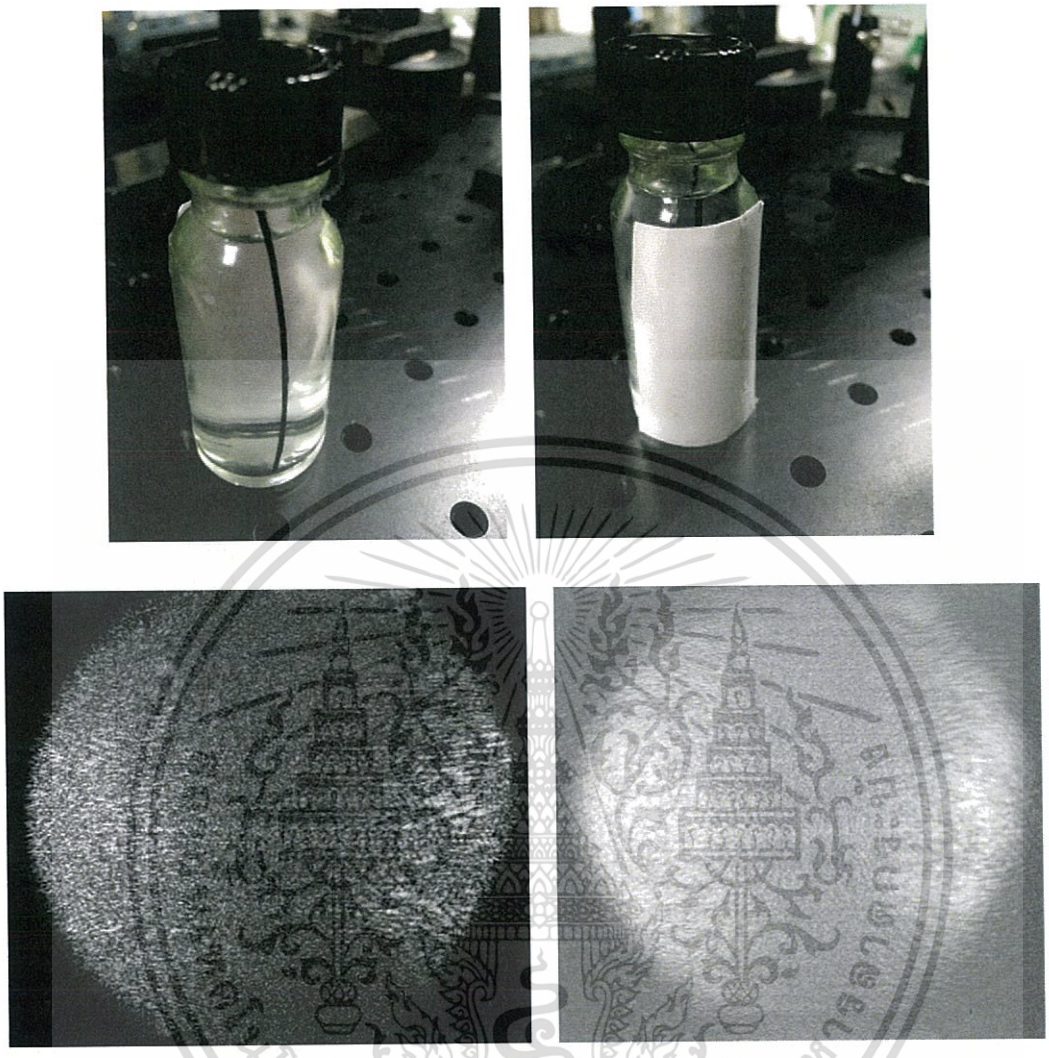
4.4 ผลการทดลองเมื่อใช้ขวดเป็นวัตถุ



รูปที่ 4.4 ภาพที่เกิดของขวด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 ผลการทดลองเมื่อใช้ขวดใสใส่น้ำขนาด 2.9 เซนติเมตร



รูปที่ 4.5 ภาพที่เกิดของขวดใสใส่น้ำขนาด 2.9 เซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6 ผลการทดลองเมื่อใช้ขวดใสใส่น้ำขนาด 2.3 เซนติเมตร

รูปที่ 4.6 ภาพที่เกิดของขวดใสใส่น้ำขนาด 2.3 เซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปและวิเคราะห์ผลการวิจัย

โครงงานพิเศษฉบับนี้เป็นการทดลองเพื่อศึกษาและพัฒนาการวินิจฉัยโรคต้อหินด้วยอุปกรณ์ที่สะดวกต่อการใช้งาน ปลอดภัยและประหยัดในค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์ โดยอาศัยการออกแบบไดอะแกรมแบบไมเคิลสันในการสร้างภาพด้วยหลักการสะท้อนของแสงจากกระจกนูนและขวด เราจำลองวัตถุโดยให้กระจกนูนและขวดแทนดวงตาของคน

สำหรับโรคต้อหิน จะแบ่งลักษณะของโรคออกเป็น 2 แบบหลักๆคือ แบบต้อหินมุมเปิดและต้อหินมุมปิด

1. แบบต้อหินมุมเปิดเป็นชนิดที่พบมากที่สุด โครงสร้างของท่อระบายน้ำในตาที่เรียกว่า trabecular meshwork ดูเหมือนจะปกติ แต่ของเหลวไม่สามารถไหลออกตามที่ควร
2. แบบต้อหินมุมปิด น้ำในดวงตาไม่ถูกระบายออกเนื่องจากมุมระหว่างม่านตาและกระจกตาแคบเกินไป ทำให้เกิดการสะสมตัวฉับพลันของความดันในตา

เพราะฉะนั้นการวิเคราะห์โรคต้อหินเราสามารถดูได้จากบริเวณนี้ถ้ามีมุมเปิดและมุมปิดแสดงว่ามีความเป็นไปได้ที่จะเป็นโรคต้อหิน

จุดประสงค์หลักของการทดลองนี้คือต้องการออกแบบการถ่ายภาพแบบ Digital Holography สำหรับตรวจดูมุมเปิดปิดของโรคต้อหินซึ่งอยู่ในบริเวณที่มุมถูกบังไว้ด้วยเนื้อเยื่อที่มีความทึบแสง

โดยเราทำการออกแบบการทดลองแบบไมเคิลสันเริ่มจากจัดวางอุปกรณ์ เริ่มแรกใช้กระจกราบแทนวัตถุทำให้ลำแสงแทรกสอดกันและเกิดริ้วขึ้นในกล้อง จากนั้นเปลี่ยนวัตถุจากกระจกราบเป็นตัวอักษรรูปตัว k เมื่อเกิดภาพเรียบร้อยจึงนำกระจกนูนที่ติดเส้นสีดำไว้แล้วถ่ายภาพออกมาสลับกับขวดเบียร์ที่มีรอยตำหนิบนขวดซึ่งมองผ่านๆจะมองไม่เห็น ขั้นสุดท้ายเรานำขวดแก้วที่ใส่น้ำมาจำลองเป็นดวงตาจริงๆ เนื่องจากดวงตามีกระจกตาถัดมาเป็นน้ำในตาเพราะงั้นเราจึงจำลองแบบนี้

เมื่อเราทำการทดลองและได้ผลการทดลองจากบทที่ 4 ซึ่งผลการทดลองแรกที่ได้คือการใช้ตัวอักษรรูปตัว k ผลที่ได้จะพบว่า รูปจะชัดมากเนื่องจากตัวอักษรถูกติดกับกระจกใส ทำให้ภาพที่ปรากฏชัดมากและเนื่องจากเป็นกระจกราบทำให้การ reconstruction ได้ระยะห่างระหว่างวัตถุและกล้องตรงตามระยะห่างจริงๆ ถัดมาเราได้ใช้กระจกนูนที่ติดเทปดำ เนื่องจากกระจกนูนต่างจากกระจกราบทำให้การเกิดภาพค่อนข้างยาก ต้องขยับวัตถุดีๆให้ตรงกับกล้องจึงจะเห็นภาพได้ และเมื่อนำไป reconstruction ระยะห่างระหว่างวัตถุและกล้องจะห่างจากระยะจริงมาก เพราะกระจกนูนเมื่อแสงมาตกกระทบ แสงจะไม่วิ่งกลับไปทางเดียวเหมือนกระจกราบ แต่จะวิ่งกระจายออกไปตามทิศทางการนูนของกระจก จากนั้นเราใช้ขวดเบียร์ที่มีรอยตำหนิ ผลปรากฏว่าเห็นภาพยากกว่ากระจกนูนเพราะการสะท้อนกลับของกระจกจะสะท้อนกลับเยอะกว่าขวดเบียร์ และขวดเบียร์มีความนูนมากกว่ากระจกนูน ทำให้ภาพที่ได้ออกมามีระยะห่างไกลยิ่งกว่ากระจกนูน และสุดท้ายเรานำขวดแก้วที่ใส่น้ำ ใส่เส้นพลาสติดสีดำเข้าไปด้านใน ผลที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้คือหาเส้นพลาสติกค่อนข้างยากเนื่องจากแสงต้องผ่านขวดแก้ว ผ่านตัวกลางน้ำไปถึงเส้นพลาสติกและสะท้อนกลับออกจากขวด

แต่ภาพที่ได้ไม่ชัด แทบไม่เห็นขอบของเส้นสีดำเลย เราจึงลองตั้งสมมติฐานดูว่าหากนำเอาขวดแก้วใสที่มีความหนาบางกว่าแบบเดิมและมีความใสยิ่งกว่า จะเห็นได้ชัดกว่าเดิมหรือไม่ ผลปรากฏว่าเห็นขอบของเส้นสีดำได้อย่างชัดเจนกว่าแบบเดิมมาก เราจึงสรุปว่าหากใช้กับดวงตาจริงๆที่มีความบางกว่าและมีความใสกว่าแก้วมาก ภาพที่ได้จะต้องมีความชัดกว่าแก้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] James G Fujimoto, Costas Pitris, Stephen A Boppart, Mark E Brezinski ; **Optical Coherence Tomography : An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy**, Neoplasia JOURNAL. VOL. 2 (1-2), 2000.

[2] Jeff Hecht. ; **Digital techniques render real-time response in holography,** Laser Focus World, VOL. 48, NO. 7, 2012.

[3] Kathryn E. Bollinger, Michael D. Westafer ; **Gonioscopy: What Is It And Why Is It Needed,** GRF, 2017

[4] Faschinger Christoph, Hommer Anton ; **Gonioscopy,** Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012

[5] Myung K. Kim ; **Principles and techniques of digital holographic microscopy,** SPIE, 2010

[6] Kierstan Boyd ; **Glaucoma What Is Glaucoma**, American academy of ophthalmology, 2018

[7] A F Fercher, W Drexler, C K Hitzenberger, T Lasser ; **Optical coherent tomography : principles and applications,** Institute of Physics Publishing, 2003

[8] Jina Kim, William Brown, Jason R. Maher, Howard Levinson, Adam Wax ; **Functional optical coherence tomography : principles and progress**, Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2015

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานทะเบียนคณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
คำรับรองเล่มโครงงานพิเศษ/ปัญหาพิเศษ/สหกิจศึกษา

วันที่ 4 เดือน กรกฎาคม พ.ศ. 2561

ข้าพเจ้า นางสาวณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ รหัสประจำตัว 57050959
นักศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์ ภาควิชาฟิสิกส์
ขอรับรองว่าสหกิจศึกษา เรื่อง
ชื่อภาษาไทย การออกแบบการทดลองสำหรับการสังเกตมุมปิดของโรคต้อหินด้วยการถ่ายภาพแบบดิจิตอล

ชื่อภาษาอังกฤษ EXPERIMENT FOR DETECTION OF ANGLE CLOSURE GLAUCOMA BY DIGITAL HOLOGRAPHY

ปีการศึกษา 2561
เป็นผลงานวิจัยที่มิได้คัดลอกหรือละเมิดลิขสิทธิ์ของผู้อื่น และได้ผ่านการตรวจสอบความซ้ำซ้อนเรียบร้อยแล้ว และได้แนบเอกสารการตรวจสอบการลอกเลียนงานวรรณกรรมที่ตรวจสอบจากเล่มสหกิจศึกษาฉบับสมบูรณ์แล้ว

โปรแกรมอักขราวิสุทธิ์ 1.94 % หรือโปรแกรม Turnitin - %

ลงชื่อ.....
(นางสาวณัฏฐา เลิศสุขประเสริฐ)

ข้าพเจ้า ผศ.ดร.ประธาน บุรณศริ อาจารย์ที่ปรึกษาสหกิจศึกษา ได้ตรวจสอบสหกิจศึกษา ของนักศึกษาข้างต้นแล้ว ขอรับรองว่าเป็นผลงานวิจัยของนักศึกษาจริงและมีเนื้อหาสมบูรณ์ จึงลงชื่อไว้เป็นหลักฐาน

ลงชื่อ.....
(ผศ.ดร.ประธาน บุรณศริ)
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้