



กลอคูตู ระบบตรวจวัดลานสายตาด้วยเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือน

โดย

พัทพล กันอำพล

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

วิศวกรรมศาสตร์ ไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
คณะวิศวกรรมศาสตร์

วิทยานิพนธ์

โดย

พัทธพล กันอำพล

เรื่อง

กลอคูตู ระบบตรวจวัดลานสายตาด้วยเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือน

ได้รับการตรวจสอบและอนุมัติ ให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

เมื่อ วันที่ 5 สิงหาคม พ.ศ. 2565

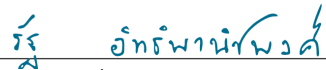
ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศุภชัย วรพจน์พิศุทธิ์)

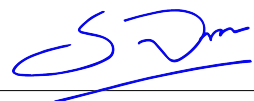
กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์


(รองศาสตราจารย์ ดร.จาตุรงค์ ตันติบัณฑิต)

กรรมการสอบวิทยานิพนธ์


(อาจารย์ นพ.รัฐ อธิพานิชพงศ์)

คณบดี


(รองศาสตราจารย์.ดร.ธีร เจียศิริพงษ์กุล)

หัวข้อวิทยานิพนธ์	กลอคูตู ระบบ ตรวจวัดลานสายตาด้วยเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือน
ชื่อผู้เขียน	พัทธพล กันอำพล
ชื่อปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา/คณะ/มหาวิทยาลัย	วิศวกรรมศาสตร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รองศาสตราจารย์ ดร.จตุรงค์ ตันติบัณฑิต
ปีการศึกษา	2564

บทคัดย่อ

โรคต้อหินเป็นโรคทางจักษุที่มีความสำคัญเป็นอย่างมากและเป็นสาเหตุของการสูญเสียการมองเห็นอย่างถาวรรองจากโรคต้อกระจก ในระยะแรกผู้ป่วยมักจะไม่รู้สึกตัวจนกระทั่งเริ่มสูญเสียการมองเห็นไปบางส่วนแล้ว นอกจากนี้ปัญหาคาดแคลนจักษุแพทย์ในประเทศไทยและการกระจุกตัวของจักษุแพทย์ในพื้นที่จังหวัดกรุงเทพมหานครหรือเมืองใหญ่ในต่างจังหวัด ส่งผลให้ผู้ป่วยไม่ได้รับการรักษาและตรวจคัดกรองอย่างทันท่วงที ด้วยเหตุนี้ ผู้วิจัยจึงพัฒนาชุดทดสอบกลอคูตู (GlauCUTU) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ทดสอบลานสายตาที่ใช้เทคโนโลยีจำลองโลกเสมือน (Virtual Reality:VR) สำหรับคัดกรองโรคต้อหิน โดยอาศัยหลักการเพิ่มขึ้นของค่าความไวแสง (light sensitivity) ของจุดทดสอบร่วมกับระยะเวลาจนกระทั่งรับรู้ (Time Until Perceived: TUP) เพื่อตรวจหาความผิดปกติทางการมองเห็น ซึ่งแตกต่างจากอุปกรณ์วิเคราะห์ลานสายตาฮัมฟรีย์ (Humphrey Field Analyzer: HFA) ที่ใช้วิธีการแบ่งขอบ (bracketing method) ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐานทางคลินิก อย่างไรก็ตามเนื่องจากวิธีการทดสอบที่ต่างกันทำให้ไม่สามารถเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่าง GlauCUTU และ HFA อย่างตรงไปตรงมาได้ ผู้วิจัยจึงพัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับทำนายค่าความไวพื้นที่การมองเห็นสำหรับอุปกรณ์ GlauCUTU โดยใช้เทคโนโลยีปัญญาประดิษฐ์ด้วยการเรียนรู้ด้วยเครื่อง (machine learning: ML) และการเรียนรู้เชิงลึก (deep learning: DL) ในงานวิจัยชิ้นนี้รับอาสาสมัคร 4 ประเภท ได้แก่ อาสาสมัครกลุ่มควบคุม กลุ่มที่เป็นต้อหินระยะแรก กลุ่มที่เป็นต้อหินระดับปานกลาง และกลุ่มที่เป็นต้อหินระดับรุนแรง ผลการทดสอบเปรียบเทียบพหุคูณ (multiple comparison) โดยใช้ความแปรปรวนสองทาง (two-way analysis of variance: two-way ANOVA) ของค่าดัชนีลานสายตา (Visual Field Index: VFI) ที่คำนวณจากความไวแสงพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างผลการแปลงค่าความไวพื้นที่การมองเห็นด้วยการเรียนรู้ด้วยเครื่อง (GlauCUTU-ML) และ

HFA ($p=0.073$) ในขณะที่การแปลงค่าความไวพื้นที่การมองเห็นด้วยการเรียนรู้เชิงลึก (GlaucUTU-DL) พบความแตกต่างในกลุ่มต้อหินระยะรุนแรง ($p<0.05$) นอกจากนี้ค่าความไวแสงบนลานสายตา ระหว่างอุปกรณ์ GlaucUTU-ML, GlaucUTU-DL และ HFA ยังมีความคล้ายคลึงกัน โดยมีความเห็นตรงกันระหว่างจักษุแพทย์อย่างน้อย 2 ใน 3 เสียงเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 83 จากผลลัพธ์ที่กล่าวมาข้างต้นแสดงให้เห็นว่า อุปกรณ์ GlaucUTU สามารถใช้ในการคัดกรองโรคต้อหินที่มีผลลัพธ์ทัดเทียมกับอุปกรณ์มาตรฐาน HFA โดยที่มีราคาต้นทุนที่ต่ำกว่าและสามารถพกพาได้ นอกจากนี้ยังสามารถผลิตสำหรับจำหน่ายภายในประเทศไทยเพื่อช่วยลดความสูญเสียทางเศรษฐศาสตร์สำหรับประเทศได้ อย่างมีนัยสำคัญ

คำสำคัญ: โรคต้อหิน, เทคโนโลยีจำลองโลกเสมือน, การตรวจวัดลานสายตา, ชุดทดสอบลานสายตา, จักษุวิทยา

Thesis Title	GLAUCUTU: VIRTUAL REALITY VISUAL FIELD TEST
Author	Patthapol Kunumpol
Degree	Master of Engineering
Major Field/Faculty/University	Engineering Faculty of Engineering Thammasat University
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Charturong Tantibundhit
Academic Year	2021

ABSTRACT

Glaucoma is a severe eye disease and the second leading cause of irreversible blindness after cataracts. People suffering from glaucoma may not realize they have the disease until they experience significant vision loss. Furthermore, a shortage of ophthalmologists and the fact that most of them are clustered around Bangkok and big cities in rural areas lead to the lack of glaucoma screening tests and treatment. To address these limitations, an automated glaucoma screening system (GlauCUTU) is developed using Virtual Reality (VR) technology. The method of increasing light sensitivity with time until perceived (TUP) is used to detect visual defects, which is different from the clinical standard of using bracketing method from Humphrey Field Analyzer (HFA). However, the results from GlauCUTU and HFA can not be directly compared, as they have different approaches. Hence, we developed an AI-Based VF prediction for GlauCUTU perimetry device using machine learning (ML) and deep learning (DL). In this study, we recruited 4 groups of volunteers; controlled normal eye, early glaucoma, moderate glaucoma, and severe glaucoma. We have used multiple comparisons from two-way analysis of variance (two-way ANOVA) of VFI which is calculated from light sensitivity. Results demonstrate no significant difference ($p < 0.073$) between HFA and GlauCUTU with machine learning (GlauCUTU-ML) in all glaucomatous eye subjects. However, GlauCUTU with deep learning (GlauCUTU-DL) found significant differences in severe glaucoma ($p < 0.05$). Furthermore, the conversion of light sensitivity in the fixation points of the visual field between the GlauCUTU and the standard Humphrey Field Analyzer

were similar, with at least two-thirds of ophthalmologists agreeing on an average of 83%. The results from this study show that GlauCUTU can be used for glaucoma screening. Giving similar results as the standard HFA device, GlauCUTU is also inexpensive and portable. Furthermore, manufacturing and distributing can be done locally in Thailand to significantly reduce the trade deficit.

Keywords: Glaucoma, virtual reality technology, perimetry, Visual Field examination, ophthalmology



กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์ได้จากความอนุเคราะห์จากคณะจักษุแพทยจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยโดยมี รศ.นพ. ปริญญ์ โรจนพงศ์พันธ์, รศ.พญ.วิศนี ตันติเสวี, ผศ.พญ.อนิตา มั่นสสารกรม, อ.พญ.สุณี จันทรแสงเพ็ชร, อ.นพ.รัฐ อธิพานิชพงศ์, และอ.พญ.กิตติยา รัตนวงศ์ไพบูลย์ ที่รวบรวมข้อมูลและความรู้ทางด้านโรคต้อหินซึ่งช่วยในการออกแบบบททดสอบลายตาของแว่นตาจำลองโลกเสมือนกลอคูตู ขอขอบ คุณนพ.กัญจน์พัฒน์ เตมหิวงศ์ ผู้ช่วยวิจัยจากคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่กรุณาสละเวลาให้คำแนะนำสำหรับการพัฒนา GlauCUTU-VR และช่วยแก้ไขงานวิจัยจนสามารถตีพิมพ์ได้ในระดับสากล ขอขอบคุณ พญ. นิชาภา เลิศหิรัญวิบูลย์ ผู้ช่วยวิจัยจากคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ที่กรุณาสละเวลามาร่วมแก้ไขผลงานตีพิมพ์วิจัยจนสามารถตีพิมพ์ผลงานในระดับสากล ขอขอบคุณนายพงศ์พันธ์ เพียรพานิชย์, นายอดิเรก มุลทุลี และนักวิจัยจากศูนย์แห่งความเป็นเลิศทางวิชาการด้านสารสนเทศอัจฉริยะ เทคโนโลยีเสียงพูดและภาษา และนวัตกรรมด้านบริการ (Center of Excellence in Intelligence Informatics, Speech and Language Technology, and Service Innovation: CILS) ทำหน้าที่สุดขอกราบขอบคุณรองศาสตราจารย์ ดร. จาตุรงค์ ตันติบัณฑิต ที่ช่วยเหลือแนะนำและอำนวยความสะดวกและลำดับขั้นตอนการออกแบบแว่นตาจำลองโลกเสมือนกลอคูตูจนประกอบกันเป็นชุดทดสอบให้สำเร็จได้ ผู้วิจัยขอขอบคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอบคุณคณะผู้บริหาร คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์เป็นอย่างสูงที่ให้ ความอนุเคราะห์สนับสนุนทุนการศึกษาให้แก่นายพัทธพล กันอำพล และสถานที่สำหรับทำวิจัย

พัทธพล กันอำพล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	(1)
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	(1)
กิตติกรรมประกาศ	(3)
สารบัญตาราง	(6)
สารบัญภาพ	(7)
บทที่ 1 INTRODUCTION	1
บทที่ 2 REVIEW OF LITERATURE	3
2.1 การทดสอบลานสายตา	3
2.2 โรคต้อหิน	5
2.2.1 ปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดต้อหิน	6
2.2.2 ชนิดของต้อหิน	7
2.2.3 การวินิจฉัยต้อหิน	9
2.3 ขั้นตอนวิธีตรวจลานสายตาด้วยเครื่องแบบอัตโนมัติ	14
2.4 การเรียนรู้ด้วยเครื่อง	17
2.5 การเรียนรู้เชิงลึก	20
2.5.1 โครงข่ายประสาทสังวัตนาการ (Convolutional Neural Networks: CNNs)	20
2.6 เทคโนโลยีแว่นตาจำลองโลกเสมือน	21
บทที่ 3 RESEARCH METHODOLOGY	25
3.1 กลุ่มตัวอย่างงานวิจัย	25
3.2 การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์แว่นจำลองโลกเสมือน GlauCUTU	26

	(5)
3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับใช้ในอุปกรณ์ GlauCUTU	32
3.4 การออกแบบลำดับขั้นตอนการแปลงค่าความไวการมองเห็นอย่างอัตโนมัติ	37
3.5 การออกแบบขั้นตอนวิธีสำหรับการแปลงค่าเวลาจนกระทั่งเกิดการตอบสนอง เป็นค่าความไวแสงสำหรับ GlauCUTU	38
3.6 การเปรียบเทียบผลลัพธ์ทางสถิติ	42
3.6.1 การประเมินเชิงวัตถุวิสัย (objective evaluation)	42
3.6.2 การประเมินเชิงจิตวิสัย (subjective evaluation)	43
บทที่ 4 RESULTS AND DISCUSSION	44
4.1 การประเมินเชิงวัตถุวิสัย	44
4.2 การประเมินเชิงจิตวิสัย	47
บทที่ 5 CONCLUSIONS AND RECOMMENDATIONS	49
ประวัติผู้เขียน	58

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ตัวอย่างลักษณะของพื้นหลังและจุดทดสอบสำหรับโปรแกรมที่ใช้ตรวจผู้ป่วยโรคต้อหิน	15
4.1 ตารางผลลัพธ์การทดสอบ MAE, RMSE, และ Pearson's r correlation coefficient จากศึกษาลำดับขั้นตอนการแปลงค่าความไวพื้นที่ลานสายตา GlauCUTU เป็นค่าความไวพื้นที่การมองเห็นแบบ HFA	44
4.2 อัตราส่วนความสอดคล้องจากเสียง 2 ใน 3 ของจักษุแพทย์ของความสัมพันธ์รูปแบบลานสายตาที่ได้จาก GlauCUTU-Original, GlauCUTU-ML, และ GlauCUTU-DL เมื่อเปรียบเทียบกับผลลานสายตา HFA ตามกลุ่มอาการ 1) กลุ่มควบคุมผู้มีสายตาปกติ 2) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะเริ่มต้น 3) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะรุนแรง 4) กลุ่มต้อหินระยะรุนแรง ตามลำดับ	48

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2.1 รูปแบบปกติของการสูญเสียการมองเห็นจากต้อหิน (ที่มา: https://bangkokhatyai.com/knowledge/view/384)	6
2.2 เครื่องตรวจวัดความดันลูกตา (Tonometry) ก) เครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบ Non-Contact airpuff Tonometer (NCT) ข) เครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบ Tono-Pen ค) เครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบ the Goldmann applanation tonometer (GAT) (ที่มา: ก) https://lombartinstrument.com/products/keeler-pulsair-desktop-non-contact-tonometer ข) https://store.reichert.com/Tono-Pen-AVIA/ ค) https://ophthalmiatroscopyprus.com/en/equipment/goldmann-applanation-tonometry)	10
2.3 ก.) ตัวอย่างแสดงถึงพื้นที่ครอบคลุมการถ่ายภาพจอประสาทตาแบบ 20, 40, 60 องศาจากสีอ่อนไปเข้มตามลำดับ ข.) ภาพถ่ายจอประสาทตาแบบ 20 องศา ค.) ภาพถ่ายจอประสาทตาแบบ 40 องศา ง.) ภาพถ่ายจอประสาทตาแบบ 60 องศา (ที่มา: https://www.opsweb.org/page/fundusphotography)	11
2.4 ภาพตัวอย่างข้าวประสาทดตา (Cup) และรอยบุ๋มบริเวณข้าวประสาทดตา (Disc) (ที่มา: https://store.reichert.com/Tono-Pen-AVIA/)	11
2.5 รูปแบบความไวต่อการตอบสนองต่อแสงของลานสายตา (ที่มา: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-13-2502-19)	12
2.6 ก) การตรวจด้วยพื้นหลังสีดำ (Tangent screen) ข) Goldmann perimeter ค) Automated perimetry (ที่มา: https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/perimetry.html)	13
2.7 ตำแหน่งจุดทดสอบด้วย SAP โปรแกรม 30-2 และ 24-2 (กลองดำ, จุดบอด) จุดสีแดงคือตำแหน่งทดสอบ 24-2 และ จุดสีเหลืองคือตำแหน่งทดสอบ 30-2 โดยการทดสอบทั้งสองโปรแกรมจำเริ่มต้นทดสอบที่ตำแหน่งจุดสีฟ้าก่อน (initial value) มี 4 จุดทดสอบ (ดัดแปลงมาจาก https://www.cejjournal.org/article/visual-fields-interpretation-in-glaucoma-a-focus-on-static-automated-perimetry/)	16

2.8 ตัวอย่างการทำงานของ LWL ด้วยการวิเคราะห์การถดถอย (ที่มา: https://towardsdatascience.com/locally-weighted-linear-regression-in-python-3d324108efbf)	18
2.9 ตัวอย่างโครงข่ายประสาทเทียม MLP (ที่มา: https://becominghuman.ai/multi-layer-perceptron-mlp-models-on-real-world-banking-data-f6dd3d7e998f?gi=5a2196de95af)	19
2.10 ตัวอย่างโครงข่ายประสาทสังวัตนาการสำหรับการจำแนกประเภทตัวเลขที่ถูกเขียนด้วยลายมือ (ที่มา: https://towardsdatascience.com/a-comprehensive-guide-to-convolutional-neural-networks-the-eli5-way-3bd2b1164a53)	21
2.11 ตัวอย่างแว่นตาจำลองโลกเสมือนแบบ Phone-based VR	22
2.12 ตัวอย่างแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU ซึ่งเป็นแบบ PC-VR โดยมี 2 พอร์ตการเชื่อมต่อคือ 1) สายสัญญาณภาพ 2) สายพลังงาน	23
2.13 ตัวอย่างแว่นตาจำลองโลกเสมือนแบบ standalone (ที่มา: https://www.picoxr.com/global/th/G2_4K.html)	24
3.1 ก) ตัวอย่างวัสดุการพิมพ์สามมิติของเครื่อง FDM ข) ตัวอย่างวัสดุการพิมพ์ของเครื่อง SLA (ที่มา: ก) https://coexllc.com/product/3d-filaments/pla-filament/pla/ ข) https://www.3dnatives.com/en/stereolithography-explained100420174/)	27
3.2 ก) ตัวอย่างการพิมพ์งานสามมิติด้วยเครื่อง SLA ข) ตัวอย่างการพิมพ์งานสามมิติด้วยเครื่อง FDM (ที่มา: ก) https://www.3dnatives.com/en/stereolithography-explained100420174/ ข) https://www.kimya.fr/en/manufacturers-of-fdm-3d-printers/)	28
3.3 การออกแบบแม่พิมพ์ซิลิโคนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ	29
3.4 ส่วนประกอบของแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU	29
3.5 กล้องแสดงภาพซ้ายขวาแยกกันอิสระของแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU	30
3.6 องค์ประกอบการวัดแสงหน้าจอด้วยเครื่องวัดแสง Extech EA31	31
3.7 ภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความสว่างหน่วย LUX ที่วัดได้จากเครื่อง Extech EA31 กับค่าความสว่างที่รับจาก OpenCV ตั้งแต่ 0-255	31
3.8 การจัดวางอุปกรณ์ทดสอบค่าความหน่วงการตอบสนอง	33
3.9 แผนภาพแสดง 1 รอบการทดสอบของลำดับขั้นตอนการทดสอบลานสายตาถาลอคูตู	33
3.10 ค่าความหน่วงการตอบสนอง	34

3.11	ระยะเวลาการทำงานหนึ่งรอบของโปรแกรมตรวจ	34
3.12	ซอฟต์แวร์สำหรับการทดสอบอุปกรณ์ GlauCUTU-VR เพื่อระบุตำแหน่งจุดบอด โดยจุดสีเขียวคือตำแหน่งของดวงตา และจุดสีแดงคือตำแหน่งจุดบอดโดยทั่วไปบน ลานสายตาซึ่งขยับตามจุดสีเขียว	34
3.13	ซอฟต์แวร์สำหรับการทดสอบอุปกรณ์ GlauCUTU-VR เพื่อวัดเวลาที่ใช้ในการตอบ สอนจุดกระตุ้น โดยหากจุดกระตุ้น (สีขาว) แสดงบนจอ ผู้ใช้งานจะต้องกดปุ่ม ทัชที่เพื่อบันทึกเวลาที่ใช้ในการมองเห็น	35
3.14	ตัวอย่างการหาค่า BPRT จากการเก็บเวลาจนกระทั่งตอบสนองจากการทดสอบ เบื้องต้น	36
3.15	ภาพแสดงตำแหน่งอ้างอิงสำหรับวิเคราะห์พื้นที่ลานสายตา GlauCUTU ก) ภาพ ตำแหน่งอ้างอิงตาซ้าย ข) ภาพตำแหน่งอ้างอิงตาขวา	36
3.16	ตัวอย่างแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง TUR, TUP, และ BPRT	38
3.17	กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่าความสว่างหน้าจอและเวลาการตอบสนอง	39
3.18	ภาพพื้นที่ลานสายตา ก) ภาพพื้นที่ลานสายตาเฉลี่ยจากผลการทดสอบ TUP ใน กลุ่มควบคุมสายตาปกติ ข) ภาพพื้นที่ลานสายตาเฉลี่ยจากผลการทดสอบ HFA ใน กลุ่มควบคุมสายตาปกติ	39
3.19	ภาพแสดงพื้นที่ลานสายตา 2 ลานสายตาจากคนละอาสาสมัครโดยแทนด้วยตัวเลข และกลุ่มภายในพื้นที่ลานสายตาที่มีค่าความสัมพันธ์ทางสถิติแทนที่ด้วยสี โดยการ สังเคราะห์ชุดข้อมูลจะนำกลุ่มพื้นที่ลานสายตาของคนอาสาสมัครมาผสมกัน เพื่อสังเคราะห์ข้อมูลเพิ่มสำหรับฝึกฝน	40
3.20	แผนภาพโครงข่ายประสาทเทียมการเรียนรู้เชิงลึก GlauCUTU	41
3.21	แผนภาพแสดงการวิเคราะห์ผลการทำงานของชุดทดสอบ GlauCUTU ด้วย VFI โดยเปรียบเทียบค่าความไวพื้นที่ลานสายตา HFA กับค่าความไวพื้นที่การมองเห็น ที่ผ่านการแปลงจากค่าความไวพื้นที่การมองเห็น GlauCUTU-original เป็น GlauCUTU-ML และ GlauCUTU-DL โดย VFI จะคำนวณจากค่าความไวพื้นที่การมองเห็นทั้งหมด 54 จุด ในท้ายที่สุดค่า VFI ทั้งหมดจะถูกนำไปคำนวณผ่านวิธีทาง สถิติ	42
4.1	ค่าผลลัพธ์ความผิดพลาดเฉลี่ย RMSE และ MAE ของ 54 ตำแหน่งจุดทดสอบการ มองเห็นระหว่าง 2 วิธี 1. ResNet แสดงแทนด้วยเส้นสีส้ม 2. AddReg แสดงแทน ด้วยเส้นสีน้ำเงิน	45

4.2 ตัวอย่างผลลัพธ์การทดสอบระหว่างผู้ทดสอบในแต่ละกลุ่มอาการโดยแสดงผลลัพธ์ในลำดับขั้นตอน 5 ตัวอย่าง ก) TUP ข) GlauCUTU-original ค) GlauCUTU-ML ง) GlauCUTU-DL จ) HFA โดยแบ่งเป็น 4 กลุ่มอาการอยู่ในแนวตั้งจากบนลงล่างคือ 1) กลุ่มควบคุมผู้มีสายตาปกติ 2) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะเริ่มต้น 3) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะรุนแรง 4) กลุ่มต้อหินระยะรุนแรง ตามลำดับ ซึ่งลำดับขั้นตอน ก) เป็นผลลัพธ์โดยตรงจากชุดทดสอบ GlauCUTU ซึ่งถูกแปลงเป็นค่าความไวพื้นที่การมองเห็น ข) และนำมาผ่านลำดับขั้นตอนการแปลงจากค่าความไวพื้นที่การมองเห็น GlauCUTU ให้อยู่ในรูปแบบเดียวกับ HFA โดยมีผลลัพธ์คือ ค) และ ง) โดย จ) นั้นคือผลเฉลยที่ได้จากการทดสอบ HFA

46

4.3 ผลลัพธ์จากการทำ post-hoc analysis ของ two-way ANOVA ระหว่างคะแนน VFI ที่ได้จากลำดับขั้นตอนการทดสอบลานสายตา 1) HFA 2) GlauCUTU-ML 3) GlauCUTU-DL ซึ่งเป็นแบ่งการเปรียบเทียบเป็นทั้งหมด 5 ช่องตามประเภทของกลุ่มการทดสอบ 1) กลุ่มการทดสอบทั้งหมด 2) กลุ่มควบคุมผู้มีสายตาปกติ 3) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะเริ่มต้น 4) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะรุนแรง 5) กลุ่มต้อหินระยะรุนแรง เพื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างกลุ่มการทดสอบในแต่ละลำดับขั้นตอนการทดสอบ

47

4.4 ผลการเปรียบเทียบระหว่างลานสายตาจากอุปกรณ์ GlauCUTU (ML หรือ DL) และอุปกรณ์ HFA โดยการลงความเห็นของแพทย์ 3 ท่าน (Y=เห็นว่าเหมือนกัน; N=เห็นว่าไม่เหมือนกัน)

48

บทที่ 1

INTRODUCTION

โรคต้อหินเป็นสาเหตุของการสูญเสียการมองเห็นอย่างถาวรเป็นอันดับ 2 รองจากโรคต้อกระจก (Kingman, 2004) โดยมีผู้ได้รับผลกระทบจากต้อหินประมาณ 60 ล้านคนทั่วโลกและคาดว่าจะเพิ่มเป็นอีกเท่าตัวในปี พ.ศ. 2583 (Johnson, 2003) ต้อหินทำให้สูญเสียการมองเห็นจากการสร้างความเสียหายที่เซลล์ปมประสาทตา (retinal ganglion cells) และขั้วประสาทตา (optic nerve heads) (Osborne et al., 1999) อย่างไรก็ตามการตรวจพบภาวะต้อหินในระยะเริ่มต้นสามารถตรวจพบได้จากการคัดกรองอย่างละเอียดจากจักษุแพทย์ อย่างไรก็ตามเนื่องจากในประเทศไทยมีภาวะขาดแคลนจักษุแพทย์โดยเฉลี่ยแพทย์ประมาณ 1.52 คนจะต้องรองรับประชากรถึง 100,000 คน และจักษุแพทย์ส่วนใหญ่มักอยู่ตามเมืองใหญ่ทำให้ผู้คนในพื้นที่ห่างไกลไม่สามารถเข้าถึงอุปกรณ์การรักษาหรือจักษุแพทย์ได้ตามความจำเป็น (Silpa-Archa et al., 2015; แพทยสภา, 2022) ส่งผลให้ผู้ป่วยเกิดการความเสียหายต่อการมองเห็นในระยะก่อนที่จะได้รับการรักษา ทำให้ลดทอนคุณภาพชีวิตความสามารถในการประกอบอาชีพ รวมถึงการเพิ่มภาระในการใช้จ่ายสำหรับการรักษาและติดตามผลต่อเนื่อง

สภาวะต้อหินสามารถตรวจพบได้จากหลายสาเหตุการเพิ่มขึ้นจากแรงดันภายในลูกตาจนทำให้เส้นประสาทบริเวณขั้วประสาทตาเสียหายอย่างไรก็ตามการเพิ่มของแรงดันลูกตานั้นอาจมาจากโลกภายในดวงตาอื่นๆอีกเช่น โรคความดัน และโรคเบาหวาน เป็นต้น การตรวจวัดลานสายตาตั้งแต่เริ่มรู้สึกถึงความพร่ามัวบริเวณส่วนขอบของการมองเห็นเนื่องจากโรคต้อหินโดนส่วนใหญ่มักจะเริ่มจากการสูญเสียการมองเห็นจากบริเวณส่วนขอบของการมองเห็นเข้าสู่บริเวณจุดศูนย์กลางการมองเห็น การถ่ายภาพจอประสาทตาเป็นอีกหนึ่งในวิธีการตรวจหาโรคต้อหินโดยภาพจอประสาทตาจะแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของจอประสาทตาโดยแบ่งเป็นอัตราส่วนระหว่างขั้วประสาทตาและรอยบุ๋มบริเวณขั้วประสาทตา (Cup to Disc Ratio: CDR) ภายในขั้วจอประสาทตาซึ่งเมื่อเกิดภาวะต้อหินขึ้นทำให้เกิดความเสียหายต่อขั้วประสาทตาทำให้อัตราส่วนของขั้วจอประสาทตานั้นมีความผิดปกติไปจากขั้วจอประสาทตาปกติ การตรวจเทคโนโลยีวินิจฉัยจอประสาทและขั้วประสาทตาด้วยเครื่องตรวจวิเคราะห์ภาพตัดขวางขั้วประสาทตาด้วยเลเซอร์ (Optical Coherence Tomography: OCT) เป็นวิธีการตรวจขั้วจอประสาทตาอย่างละเอียดสามารถแยกชั้นเนื้อเยื่อของขั้วประสาทตาได้ทำให้รับรู้ถึงความเสียหายต่อขั้วจอประสาทตาอย่างละเอียด

แรงดันภายในลูกตาสามารถตรวจสอบได้จากเครื่องวัดความดันลูกตา (tonometry) แต่ในบางครั้งผู้ที่เริ่มมีความผิดปกติของภาวะต้อหินอาจยังไม่ปรากฏอาการจากความดันในลูกตา หรือการเพิ่มขึ้นของแรงดันในลูกตานั้นอาจมาจากสาเหตุอื่น จึงจำเป็นต้องใช้ภาพถ่ายจอประสาทตาหรือภาพจากเครื่อง OCT ในการช่วยวินิจฉัยแต่ด้วยเครื่องดังกล่าวนี้มีขนาดใหญ่และมีราคาสูงทำให้มี

ปริมาณไม่เพียงพอต่อการใช้งาน นอกจากนี้การตรวจวัดลานสายตาด้วยเครื่องตรวจวัดแบบมาตรฐานด้วยเครื่องตรวจวิเคราะห์ลานสายตา (Humphrey Field Analyzer: HFA) (Brenton and Phelps, 1986) ยังเป็นอีกวิธีที่ช่วยหาความผิดปกติทางการมองเห็นเนื่องจากผู้ทดสอบมีการตอบสนองโดยตรงกับการมองเห็นจึงช่วยในการวินิจฉัยถึงสภาวะการมองเห็นปัจจุบันได้ แต่เนื่องจากเครื่องตรวจแบบ HFA นั้นมีราคาสูงทำให้เครื่องตรวจชนิดนี้มีแต่ในโรงพยาบาลใหญ่ ทำให้ผู้ป่วยพลาดโอกาสในการตรวจคัดกรองโรคต้อหินอย่างมีประสิทธิภาพ

การออกแบบพัฒนาวิจัยแว่นตาจำลองโลกเสมือนสำหรับการตรวจวัดลานสายตาเพื่อเพิ่มความสามารถในการตรวจคัดกรองโรคต้อหินรวมถึงความผิดปกติในลานสายตาของผู้ทดสอบ จากผลการทดสอบในงานวิจัยหลายฉบับพบว่าเครื่องตรวจวัดลานสายตาด้วยเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือนนั้นให้ผลการทดสอบเทียบเคียงกับเครื่องทดสอบแบบ HFA ได้อย่างมีนัยสำคัญ (Hollander et al., 2000; Tsapakis et al., 2017; Mees et al., 2020; Saccà et al., 2014) และเข้าถึงกลุ่มผู้ทดสอบได้มากกว่าเนื่องจากมีความสามารถในการพกพาสูง (Diniz-Filho et al., 2015) นอกจากนี้ยังเข้าถึงกลุ่มผู้มีความผิดปกติด้านร่างกายได้เนื่องจากการสวมใส่แว่นตาโลกเสมือนนั้นสามารถจัดทำทางในการใช้งานได้หลากหลายทำให้สามารถปรับใช้งานได้อย่างหลากหลายเช่น กลุ่มผู้ป่วยติดเตียง กลุ่มผู้สูงอายุ เป็นต้น (Law, 2020) แต่อย่างไรก็ตามรูปแบบการทดสอบที่ผ่านมานั้นยังใช้รูปแบบเดียวกับเครื่องตรวจ HFA คือรูปแบบ 24-2 ในขั้นตอนวิธีการแบ่งช่วงปรับตัวได้แบบสวีเดน (Swedish Interactive Thresholding Algorithm: SITA) (Artes et al., 2002) ที่เป็นลำดับขั้นตอนตรวจแบบมาตรฐานที่ใช้ในการวินิจฉัยต้อหินแต่การตรวจรูปแบบนี้ใช้เวลานานต่อการตรวจตาหนึ่งข้างอาจทำให้ผู้ทดสอบเหนื่อยล้าจนส่งผลถึงความแม่นยำต่อการทดสอบ

ด้วยข้อจำกัดดังกล่าวทีมวิจัยจึงพัฒนาแว่นตาจำลองโลกเสมือนที่มีความเหมาะสมต่อการตรวจวัดลานสายตาที่มีราคาย่อมเยาสามารถเข้าถึงประชาชนที่อยู่ห่างไกลได้สะดวก และลำดับขั้นตอนการตรวจวัดลานสายตาที่แตกต่างจากลำดับขั้นตอนการตรวจแบบมาตรฐาน SITA ที่มีความรวดเร็วขึ้นแต่ยังให้ผลการทดสอบที่มีความแม่นยำสำหรับคัดแยกผู้มีสายตาผิดปกติ ออกจากผู้สายตาปกติได้เช่นเดียวกันกับขั้นตอนการตรวจแบบมาตรฐาน SITA ด้วยเครื่องมือการตรวจลานสายตา HFA โดยเนื้อหาในงานวิจัยฉบับนี้ประกอบด้วย 1) ความสำคัญและที่มาของต้อหิน 2) งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดลานสายตา 3) การพัฒนาอุปกรณ์การทดสอบลายสายตากลอคูตู 4) ลำดับขั้นตอนการออกแบบโปรแกรมการทดสอบกลอคูตู 5) การพัฒนาลำดับขั้นตอนในการแปลงค่าความไวการมองเห็นกลอคูตูเป็นค่าความไวพื้นที่การมองเห็น HFA และ 6) ผลการทดสอบชุดทดสอบลานสายตากลอคูตู

บทที่ 2

REVIEW OF LITERATURE

2.1 การทดสอบลานสายตา

การทดสอบลานสายตาได้มีการพัฒนาเป็นอย่างมากตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน วิธีการทดสอบลานสายตาแบ่งออกเป็นสองวิธีหลักคือ การทดสอบลานสายตาแบบจลนศาสตร์หรือการทดสอบลานสายตาด้วยจุดทดสอบแบบเคลื่อนที่ โดยการทดสอบรูปแบบนี้จะให้ผู้ควบคุมเลื่อนจุดทดสอบที่สามารถปรับขนาดและความสว่างได้ ไปยังตำแหน่งการมองเห็นภายในพื้นที่ลานสายตา โดยผู้ทดสอบจำเป็นต้องมอง ณ ตำแหน่งอ้างอิงการมองเห็นตรงกลางของชุดทดสอบเมื่อจุดทดสอบ หายไปจากการมองเห็น ผู้ทดสอบจำเป็นต้องส่งสัญญาณไปยังผู้ควบคุมเพื่อบันทึกรูปแบบการมองเห็น (Saccà et al., 2014; Pineles et al., 2006) การทดสอบรูปแบบดังกล่าวจำเป็นต้องใช้ผู้ควบคุมที่ได้การอบรมและมีประสบการณ์สูง ซึ่งการทดสอบรูปแบบนี้ความแตกต่างระหว่างผู้ควบคุมอาจส่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการแปลผลลานสายตา ทำให้การทำให้เป็นมาตรฐานนั้นทำได้ยาก (Pineles et al., 2006; Heijl et al., 2019) ในขณะที่การทดสอบแบบใช้การฉายจุดทดสอบลงตำแหน่งการมองเห็นในพื้นที่ลานสายตา หรือการทดสอบลานสายตาแบบสถิติ เป็นการทดสอบโดยการใช้ซอฟต์แวร์ในการจัดการลำดับขั้นตอนการทดสอบทำให้การทดสอบไม่จำเป็นต้องอาศัยความชำนาญหรือประสบการณ์ของผู้ทดสอบแต่ละคน ทำให้ผลการทดสอบเป็นมาตรฐาน (Pineles et al., 2006) ดังนั้นการทดสอบลานสายตาจึงใช้วิธีการตรวจแบบใช้การฉายจุดทดสอบ ลงตำแหน่งการมองเห็นในพื้นที่ลานสายตาเป็นมาตรฐานในการใช้ตรวจคัดกรอง ติดตามผล หรือวินิจฉัยการทดสอบ ตัวอย่างเครื่องทดสอบลานสายตาที่นิยมใช้ในปัจจุบันคืออุปกรณ์ HFA (Pineles et al., 2006; Heijl et al., 2019) ซึ่งเครื่องทดสอบแบบมาตรฐานใช้วิธีการเพิ่มขึ้นลดลงของ ความสว่างและขนาดของจุดทดสอบ เพื่อหาความไวของตำแหน่งการมองเห็นในพื้นที่ลานสายตา การทดสอบจะให้ผู้ทดสอบมองไป ณ จุดกึ่งกลางซ้ายขวา บนล่างของพื้นที่ลานสายตา ซึ่งจุดทดสอบ จะฉายลงบนฉากทดสอบสลับในระยะไม่เกิน 30 องศาจากจุดกึ่งกลางการทดสอบ (Heijl, 1985) อย่างไรก็ตามการทดสอบด้วย HFA จำเป็นต้องใช้เวลานานในการทดสอบตาแต่ละข้าง ทั้งยังต้องอาศัยสมาธิของผู้เข้าทดสอบในการจ้องมองไปยังจุดอ้างอิง เมื่อผู้ทดสอบเกิดความเหนื่อยล้า หรือสูญเสียสมาธิระหว่างการทดสอบอาจทำให้เกิดความเบี่ยงเบนของผลการทดสอบขึ้น (Saccà et al., 2014)

ขั้นตอนวิธีความแตกต่างของสี (colour contrast) (Hart, 1987) เทคโนโลยีความถี่ทวีคูณ (the Frequency-Doubling Technology: FDT) (Anderson and Johnson, 2003) และการทดสอบลานสายตาอย่างอัตโนมัติด้วยคลื่นสั้น (Short-Wavelength Automated Perimetry: SWAP) (Racette and Sample, 2003) เป็นรูปการทดสอบลานสายตาที่มีประสิทธิภาพสำหรับการ

ทดสอบลานสายตาสำหรับการคัดกรองโรคต้อหินด้วยขั้นตอนวิธีความแตกต่างของสี ข เป็นการฉายหรือปรากฏจุดทดสอบ แบบสีที่มีส่วนผสมของแสงฟ้าลงบนพื้นหลังสีขาวเพื่อกระตุ้นเซลล์จอประสาทตามีความไวต่อแสงสีน้ำเงิน หรือ blue light scotoma เพื่อตรวจวัดความเสียหายของตำแหน่งการมองเห็น (Hart, 1987), FDT เป็นเทคนิคการฉายแสงแบบกระพริบและสั้นไหวด้วยความเร็วสูง ที่สามารถกระตุ้นเซลล์ประสาทประเภท nonlinear ganglion cells ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งเซลล์ประสาทรับภาพ ที่ไวต่อความเสียหายจากผู้ป่วยต้อหินจึงทำให้การออกแบบทดสอบสำหรับการคัดกรองต้อหินในระยะเริ่มต้นมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น (lester et al., 2003), (Cello et al., 2000) การทดสอบลานสายตาอย่างอัตโนมัติด้วยคลื่นสั้นเป็นการทดสอบแบบมาตรฐานการทดสอบในปัจจุบันหรือ Standard Automated Perimetry (SAP) การทดสอบประเภทนี้มีรูปแบบในการฉายหรือปรากฏจุดในรูปแบบคล้ายกับวิธีความแตกต่างของสีแต่การทดสอบ SAP สามารถใช้รูปแบบจุดทดสอบ ได้หลากหลายมากขึ้นเช่น ขนาด ช่วงของคลื่นแสงและสีทดสอบ เป็นต้น พื้นหลังที่ใช้งานมีช่วงแสงและสี ใช้ได้หลากหลายมากขึ้นแตกต่างกันตามประเภทของการตรวจเช่น white-on-white blue-on-yellow เป็นต้น ซึ่งการทดสอบด้วยรูปแบบมาตรฐานจะครอบคลุมเซลล์การรับภาพหลายส่วนตามรูปแบบที่ใช้ทดสอบ เช่น blue-on-yellow จะมีผลต่อกลุ่มเซลล์จอประสาทตา ganglion เป็นต้น (Moss et al., 1995) อย่างไรก็ตามการทดสอบแบบมาตรฐานเป็นการทดสอบแบบตาทีละข้างหรือ monocular test ทำให้การทดสอบมีระยะเวลานาน ร่วมกับการทดสอบที่ต้องอาศัยสมาธิของผู้ทดสอบในการจ้องมองจุดตรงกลางทดสอบ หรือจุดอ้างอิงการทดสอบ ทำให้ผู้เข้าทดสอบต้องพยายามจัดวางท่ายืนให้คงที่มากที่สุดจึงทำให้ผู้ทดสอบอ่อนล้าจากการทดสอบได้และมีโอกาสเกิดความเบี่ยงเบนของผลการทดสอบ (Turano et al., 1996)

ด้วยการพัฒนาของแว่นตาจำลองโลกเสมือนที่เป็นแว่นตาพร้อมจอภาพผูกติดกับศีรษะทำให้สามารถใช้เป็นเครื่องมือทางเลือกสำหรับทดสอบลานสายตา ที่มีราคาไม่สูง สามารถใช้งานได้กับกลุ่มคนหลากหลายเช่น ผู้สูงอายุที่ไม่สามารถรักษาท่าทางในการทดสอบได้ยาวนาน กลุ่มผู้ป่วยติดเตียง เป็นต้น เนื่องจากการสวมใส่แว่นตาจำลองโลกเสมือนทำให้มีอิสระในการจัดการท่าทางในการทดสอบให้เข้ากับผู้ทดสอบแต่ละบุคคล รวมทั้งสามารถนำชุดการทดสอบออกไปยังพื้นที่ห่างไกลเข้าถึงกลุ่มทดสอบได้มากขึ้น (Saccà et al., 2014), (Tsapakis et al., 2017) จากงานศึกษาวิจัยหลายฉบับพบว่าการทดสอบลานสายตาด้วยแว่นตาจำลองโลกเสมือนนั้นให้ผลลัพธ์ที่สอดคล้องกับเครื่องตรวจแบบมาตรฐาน HFA และจากการทดลองใช้ผู้ร่วมการทดสอบยอมรับ แนะนำการใช้งานเครื่องตรวจลานสายตาด้วยแว่นตาจำลองโลกเสมือนมากกว่าเครื่องตรวจแบบมาตรฐาน (Heijl, 1985; Tsapakis et al., 2017; Mees et al., 2020; Saccà et al., 2014) Tsapakis และคณะค้นคว้าออกแบบชุดตรวจวัดลานสายตาอย่างอัตโนมัติด้วยเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือน จากแว่นตาจำลองโลกเสมือนเชิงพานิช Trust EXOS 3D VR ร่วมกับโทรศัพท์สมาร์ทโฟนซึ่งใช้ลำดับขั้นตอนการทดสอบคล้ายคลึงกับเครื่องตรวจแบบมาตรฐาน แต่ใช้ลักษณะการปรากฏของจุดทดสอบ แทนการฉายแสงลงบนฉาทดสอบ จาก

การทดสอบพบว่า การทดสอบด้วยแว่นตาจำลองโลกเสมือนให้ผลการทดสอบที่มีความสอดคล้องกับเครื่องตรวจแบบมาตรฐาน HFA (Tsapakis et al., 2017) VirtualEye เป็นระบบตรวจวัดลานสายตาที่คิดค้นโดย Wroblewski และคณะ (Saccà et al., 2014) ซึ่งมีลักษณะการตรวจวัดลานสายตาจากระบบติดตามดวง การใช้งานการตอบสนองต่อจุดทดสอบ ด้วยการกดปุ่มตอบสนอง จากการทดสอบวิจัยพบว่า ผลการตอบสนองจากการติดตามดวงตาให้ผลสอดคล้องกับการตอบสนองแบบปกติจากเครื่องทดสอบลานสายตาแบบมาตรฐาน HFA อย่างไรก็ตามระบบ

VirtualEye จำเป็นต้องใช้ควบคู่กับแว่นตาจำลองโลกเสมือนที่มีระบบติดตามดวงตาประสิทธิภาพสูง พร้อมกับหน่วยประมวลผลที่มีความรวดเร็วและมีขนาดใหญ่ (Saccà et al., 2014) Mees และคณะ นำเสนอระบบตรวจวัดลานสายตา C3 field analyser เป็นระบบที่มีประสิทธิภาพในการคัดกรองกลุ่มผู้ป่วยโรคต้อหินออกจากกลุ่มผู้มีการมองเห็นปกติ สามารถแปลผลลัพธ์การทดสอบให้อยู่ในรูปแบบคล้ายคลึงกับเครื่องตรวจแบบมาตรฐานได้ แต่อย่างไรก็ตามค่าคะแนนความไวของพื้นที่การมองเห็น (threshold) ของ C3 field analyser ให้ผลลัพธ์ที่แตกต่างกับเครื่องตรวจแบบมาตรฐานแต่ยังสามารถใช้จำแนกบุคคลที่เป็นโรคต้อหินออกจากผู้สายตาปกติได้ (Mees et al., 2020) จากงานวิจัยล่าสุด Sipatchin และคณะ ทำการทดสอบและนำเสนอระบบคัดกรองต้อหินจากแว่นตาจำลองโลกเสมือนเชิงพาณิชย์ HTC vive pro ใช้งานร่วมกับกล้องคู่จากการใช้ระบบสมองกลแบบฝังตัว Raspberry Pi 4 ที่ดัดแปลงใช้งานกับ HTC vive pro เพื่อวัดประสิทธิภาพและความแม่นยำในสถานะต่างๆ เช่น สถานะการคงศีรษะปกติ สถานะการขยับหัว เป็นต้น จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการใช้งานระบบติดตามดวงตาจากหน่วยประมวลผลขนาดเล็กในการติดตามดวงตาเพื่อทดสอบลานสายตาในอนาคต (Sipatchin et al., 2021)

2.2 โรคต้อหิน

ต้อหิน (glaucoma) เป็นโรคทางจักษุที่นำไปสู่การสูญเสียการมองเห็นอย่างถาวรเนื่องจากการเพิ่มสูงขึ้นของความดันภายในดวงตาเนื่องจากลูกตามีความสามารถในการนำของเหลวออกลดลง ทำให้ความดันเพิ่มสูงขึ้นกว่า 20 มิลลิเมตรปรอท ทำให้ข้อประสาทตาได้รับความเสียหายและไม่สามารถส่งข้อมูลไปยังแปลผลได้อย่างครบถ้วน จึงเป็นเหตุให้สูญเสียการมองเห็น โรคต้อหินในระยะเริ่มต้นผู้ป่วยส่วนใหญ่มักไม่รู้ตัว เนื่องจากผู้ป่วยจะเริ่มสูญเสียการมองเห็นจากระยะขอบของการมองเห็นไล่เข้ามาจนจุดศูนย์กลาง (Mills et al., 2006) ดังรูปที่ 2.1 ซึ่งการแบ่งความรุนแรงจากความเสียหายของโรคต้อหินนั้นสามารถแบ่งได้เป็น 3 ระยะคือ 1) ภาวะต้อหินระยะเริ่มต้น 2) ภาวะต้อหินระยะปานกลาง และ 3) ภาวะต้อหินระยะรุนแรง การตรวจหาโรคต้อหินนั้นสามารถนั้นสามารถแบ่งเป็นวิธีหลัก 4 วิธี 1) การตรวจวัดความดันลูกตา (tonometry) 2) การตรวจอัตราส่วนระหว่างข้อประสาทตาและรอยบุ๋มบริเวณข้อประสาทตา (Cup to Disc Ratio: CDR) จากภาพถ่ายจอประสาทตา 3) การ



ภาพที่ 2.1 รูปแบบปกติของการสูญเสียการมองเห็นจากต้อหิน
(ที่มา: <https://bangkokhatyai.com/knowledge/view/384>)

ตรวจวัดลานสายตา (Visual Field test) และ 4) การตรวจบริเวณจอประสาทและขั้วประสาทตาด้วย
เครื่องตรวจวิเคราะห์ภาพชั้นจอประสาทตาด้วยเลเซอร์

2.2.1 ปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดต้อหิน

- มักพบในผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 40 ปี
- คนเชื้อชาติแอฟริกันอเมริกันจะพบต้อหินสูงกว่าคนผิวขาวถึง 6-8 เท่า ในขณะที่คนเชื้อชาติเอเชียจะมีความเสี่ยงต่อการเกิดโรคต้อหินชนิดมุมปิดมากกว่าชาติอื่น เนื่องจากโครงสร้างลูกตาของคนเอเชียมีแนวโน้มที่มุมระบายน้ำหล่อเลี้ยงลูกตาจะมีความแคบมากกว่าชาวยุโรปหรืออเมริกันถึง 9 เท่า พบว่า การมีคนในครอบครัวเป็นโรคต้อหินจะมีโอกาสเป็นโรคต้อหินมากกว่าคนทั่วไปถึง 9.2 เท่า
- ผู้ป่วยโรคเรื้อรัง เช่น โรคหัวใจ โรคความดันโลหิตสูง โรคหลอดเลือดแดงแข็ง เนื่องจากโรคเหล่านี้ส่งผลให้เลือดไหลเวียนไปเลี้ยงขั้วประสาทตาได้น้อยลง รวมไปถึงโรคเบาหวานซึ่งเป็นโรคเรื้อรังที่นำไปสู่ความผิดปกติของหลอดเลือดทั่วร่างกาย
- ผู้ที่เคยได้รับอุบัติเหตุทางตาหรือเคยรับการผ่าตัดตามาก่อน รวมถึงผู้ที่เคยเป็นหรือเป็นโรคเรื้อรังทางตา เช่น ตาขาวอักเสบ ม่านตาอักเสบ เป็นระยะเวลานาน

- ผู้ที่มีสายตาสั้นมาก เนื่องจากพบว่าผู้ที่มีสายตาสั้นมากจะมีขนาดลูกตาใหญ่ และจอประสาทตาบาง ทำให้มีโอกาสที่ความดันตาจะโปกตประสาทตาให้เสื่อมเร็วขึ้นได้มากกว่าคนที่ไม่มีสายตาสั้น (พญ.พรรณิศา, 2013)

2.2.2 ชนิดของต้อหิน

– ต้อหินปฐมภูมิ (Primary Glaucoma) ต้อหินปฐมภูมิเป็นต้อหินที่ไม่ทราบสาเหตุ พบในผู้สูงอายุ อายุยิ่งมากมีโอกาสเป็นมากขึ้นและเป็นต้อหินที่พบมากที่สุด หากพูดถึงต้อหินโดยไม่บอกว่าเป็นชนิดใดมักหมายถึงชนิดนี้ ซึ่งต้อหินชนิดนี้อาจจำแนกตามอาการออกได้เป็น 2 ชนิดคือ

- o ต้อหินมุมเปิด (open-angle glaucoma) เป็นต้อหินชนิดที่พบมากที่สุดประมาณร้อยละ 90 ของต้อหินทั้งหมด โดยประมาณร้อยละ 80 เป็นประเภทที่ความดันลูกตาส่ง ผู้ป่วยที่เป็นต้อหินประเภทนี้จะมีความดันในลูกตาส่งขึ้น ขณะที่ช่องด้านหน้าในลูกตาและมุมระบายน้ำหล่อเลี้ยงในลูกตากว้างตามปกติ และอีกประมาณร้อยละ 20 คือประเภทความดันลูกตาส่งหรือต้อหินประเภทที่ผู้ป่วยจะมีลานสายตาและชั่วประสาทตาผิดปกติเหมือนกับต้อหินเรื้อรังทุกประการแต่มีความดันลูกตาส่งในระดับปกติกล่าวคือไม่เกิน 21 มม.ปรอท โดยผู้ป่วยที่เป็นต้อหินทั้ง 2 ประเภทนี้มักจะไม่มีทราบถึงอาการของโรค เนื่องจากต้อหินทั้ง 2 ประเภทนี้จะไม่มีอาการปวดตาหรือตาแดง แต่สายตาส่งค่อย ๆ มัวลง และหากไม่ได้รับการรักษาอย่างทันท่วงทีจะทำให้สูญเสียความสามารถในการมองเห็นได้ (โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์, 2016)
- o ต้อหินมุมปิด (angle-closure glaucoma) เป็นต้อหินชนิดที่พบน้อยกว่าต้อหินชนิดมุมเปิดมาก โดยมีสาเหตุมาจากโครงสร้างของลูกตาที่ผิดปกติไปจากทั่วไป สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ได้แก่ ต้อหินชนิดเฉียบพลัน (acute angle-closure glaucoma) เกิดจากการที่มีความดันตาส่งอย่างเฉียบพลัน ทำให้สายตาส่งอย่างรวดเร็วภายใน 1-2 วัน โดยผู้ป่วยจะมีอาการปวดตาอย่างรุนแรงอาจเห็นแสงสีรุ้ง รวมถึงอาจมีอาการปวดหัวคลื่นไส้อาเจียนร่วมด้วย และอาจสูญเสียการมองเห็นได้ภายในไม่กี่วันหากไม่ได้รับการรักษาอย่างทันท่วงที และต้อหินชนิดเรื้อรัง (chronic angle-closure glaucoma) เกิดจากการที่ความดันลูกตาเพิ่มสูงขึ้นอย่างช้า ๆ ผู้ป่วยอาจจะมีอาการปวดตา ปวดหัวเล็กน้อย สายตาส่งแสบและมัวลงอย่างช้า ๆ จนผู้ป่วยไม่สังเกตถึงความผิดปกติทำให้เมื่อผู้ป่วยจะมาพบแพทย์ประสาทตาก็เสียหายไปมากแล้ว (โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์, 2016)

– ต้อหินทุติยภูมิหรือต้อหินชนิดแทรกซ้อน (secondary glaucoma) ต้อหินชนิดนี้จะเกิดจากการภาวะแทรกซ้อนอื่น ๆ ของโรคทางตา มักเกิดจากโรคต้อกระจกที่เป็นมาก

ม่านตาอักเสบ อุบัติเหตุทางตา เบาหวานขึ้นจอตา การใช้ยาประเภทสเตียรอยด์ติดต่อกันเป็นเวลานาน เส้นเลือดที่จอประสาทตาอุดตัน ปานแดงปานดำในลูกตา เนื้องอกในลูกตา การอักเสบภายในลูกตาหรือยูเวีย (uvea) อักเสบที่เป็นซ้ำ ๆ เม็ดสีของตาหลุดไปอุดต่อระบาย การมีเลือดออกในลูกตาจากอุบัติเหตุหรือจากหลอดเลือดในตาฉีกขาด การมีแรงกระแทก บริเวณลูกตา หรือเกิดตามหลังการผ่าตัดทางตา (โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์, 2016)

– ต้อหินตั้งแต่กำเนิด หรือกรรมพันธุ์ (congenital glaucoma) เป็นต้อหินที่มักพบในทารกหรือเด็ก อาการมักรุนแรงและควบคุมโรคได้ยาก หากไม่ได้รับการรักษาตั้งแต่ระยะแรก อาจพัฒนาไปจนทำให้ตาบอดได้ การตรวจหาโรคอาจทำได้ยากแต่สามารถสังเกตพฤติกรรมของเด็กและสังเกตทางกายภาพได้ เช่น มีดวงตาที่ใหญ่กว่าคนปกติ ไม่ชอบแสงสว่างจ้า ไม่สามารถควบคุมการกระพริบตาได้ มีตาแดง ตาแฉะ หรือตาขุ่นมัว ขยี้ตาบ่อย (โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์, 2016)

– ภาวะสงสัยต้อหิน (suspect glaucoma) ผู้ป่วยที่มีภาวะต้อหินจะมีลักษณะคล้ายคลึงกับผู้ป่วยต้อหินเรื้อรังแต่อาการยังไม่ครบทุกข้อที่จะสามารถวินิจฉัยได้ว่าเป็นต้อหิน กล่าวคือผู้ป่วยในภาวะนี้บางรายอาจมีความดันลูกตาสูงอย่างเดียว แต่ลานสายตามีรอยในชั่วประสาทตาขนาดยังปกติ หรือผู้ป่วยที่มีรอยระหว่างในชั่วประสาทตาใหญ่หรือกว้างขึ้น หรืออาจเป็นผู้ป่วยที่มีลานสายตาคิดปกติโดยไม่พบสาเหตุ โดยที่ความดันลูกตาและรอยหวายังปกติก็ได้ โดยผู้ป่วยในภาวะนี้ต้องได้รับการติดตามอย่างใกล้ชิด (โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์, 2016)

– ระยะการเปลี่ยนแปลงของลูกตาในภาวะต้อหิน การเปลี่ยนแปลงของลูกตาในภาวะต้อหินสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ระยะ (Mills et al., 2006)

- ระยะที่ 1 ภาวะต้อหินระยะเริ่มต้น ในระยะนี้จะยังไม่มีการทำลายชั่วประสาทตาหรือการสูญเสียการมองเห็น โดยอาจพบว่ามีความดันตาผิดปกติเพียงอย่างเดียว การรักษาในระยะนี้ได้ผลดีมาก และหากผู้ป่วยในระยะนี้ได้รับการรักษาอย่างทันท่วงทีจะมีโอกาสสูญเสียการมองเห็นจากโรคต้อหินน้อยมาก
- ระยะที่ 2 ภาวะต้อหินระยะปานกลาง เกิดการทำลายของชั่วประสาทตา การทำลายของเส้นประสาทตาจะเกิดขึ้นทีละน้อย ทำให้ผู้ป่วยสังเกตได้ถึงความผิดปกติก็ต่อเมื่อมีการสูญเสียของเส้นประสาทตาไปแล้วมากกว่าร้อยละ 40-50 คือลานสายตาในบริเวณของด้านนอกแคบลงเพียงเล็กน้อย ทำให้ไม่สามารถสังเกตเห็นความผิดปกติใด ๆ ถ้าไม่ตรวจวัดลานสายตาโดยใช้เครื่องมือเฉพาะ การรักษาในระยะนี้จะเป็นการรักษาเพื่อให้เส้นประสาทตายังสามารถทำงานได้เป็นปกติหรือเพื่อชะลอให้แย่งช้าที่สุด

- o ระยะที่ 3 ภาวะต้อหินระยะรุนแรง โรคต้อหินในระยะนี้เป็นระยะที่ผู้ป่วยสามารถสังเกตถึงความผิดปกติได้ด้วยตนเอง กล่าวคือจะตรวจพบการทำลายของเส้นประสาทตาไปมากกว่า ร้อยละ 90 ทำให้การรักษาในระยะนี้สามารถทำได้เพียงประคองให้การมองเห็นคงเดิมไม่แย่ลง แต่ไม่สามารถทำให้ลานสายตากลับคืนเป็นปกติได้

จากการศึกษาของ Heijl และคณะ (Heijl et al., 2019) พบว่าผู้ป่วยใหม่ที่เพิ่งได้รับการวินิจฉัยโรคต้อหินอยู่ในภาวะต้อหินระยะเริ่มต้นร้อยละ 37.3 ขณะที่ร้อยละ 31.7 เป็นภาวะต้อหินระยะปานกลาง และร้อยละ 30.9 ของผู้ป่วยได้เข้าสู่ระยะรุนแรงของโรคแล้ว

2.2.3 การวินิจฉัยต้อหิน

การวินิจฉัยต้อหินแบ่งออกเป็น 3 วิธี

– การตรวจความดันลูกตา การตรวจวัดความดันนั้นเป็นวิธีสำหรับการตรวจคัดกรองโรคต้อหินเบื้องต้นเท่านั้น ในบางกรณีโรคต้อหินในระยะเริ่มต้นอาจยังไม่ปรากฏการเพิ่มขึ้นของแรงดันภายในลูกตา การตรวจวัดแรงดันลูกตานี้สามารถทำได้ 3 วิธีดังที่เห็นในภาพ 2.2 (Yilmaz et al., 2014)

1. Goldmann Applanation Tonometer (GAT) วิธีการตรวจนี้จะใช้ยาชาหยดบริเวณดวงตาก่อนการตรวจวัดเพื่อป้องกันความระคายเคืองระหว่างทดสอบ จากนั้นจะใช้สีย้อมสีส้มและบริเวณกระจกตาเพื่อใช้สำหรับกำหนดจุดการวัด โดยการวัดนั้นผู้เข้ารับการตรวจจะวางศีรษะไว้บนแท่นการตรวจเพื่อจัดตำแหน่งให้คงที่สำหรับการวัด บริเวณหัวทดสอบจะมีแสงสีน้ำเงินเมื่อสะท้อนกับสีย้อมสีส้มจะเกิดเป็นสีเขียวสว่างขึ้นเพื่อหาบริเวณกระจกตาที่เรียบที่สุดสำหรับการตรวจวัดแรงดันในลูกตา
2. Non-Contact airpuff Tonometer (NCT) การวัดวิธีนี้จะเป็นการวัดแบบไม่ต้องสัมผัสบริเวณกระจกตา การวัดจะเริ่มจากการนำอุปกรณ์ NCT ไปวางในตำแหน่งการทดสอบ บริเวณหน้ากระจกตาเมื่ออยู่ในระยะการตรวจอุปกรณ์จะยิงคลื่นแสงไปยังกระจกตาเพื่อวัดระยะในครั้งแรก เมื่อวัดเสร็จเครื่อง NCT จะทำการเป่าลมใส่กระจกตาและยิงคลื่นแสงในเวลาใกล้กัน ถ้ามีแรงดันในลูกตาสูงกระจกตาจะมีการยุบตัวน้อย โดยอุปกรณ์จะทำการเปรียบระยะทางจากการวัดในครั้งแรกและครั้งที่สองเพื่อคำนวณหาแรงดันในลูกตา
3. Tono-Pen เป็นเครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบพกพาโดยใช้ยาชาหยดลงบริเวณลูกตาเช่นเดียวกันกับวิธี GAT โดยผู้ทดสอบจะนำหัวการวัดแตะลงบริเวณกระจกตาเช่นเดียวกันกับวิธี GAT



ก.)



ข.)



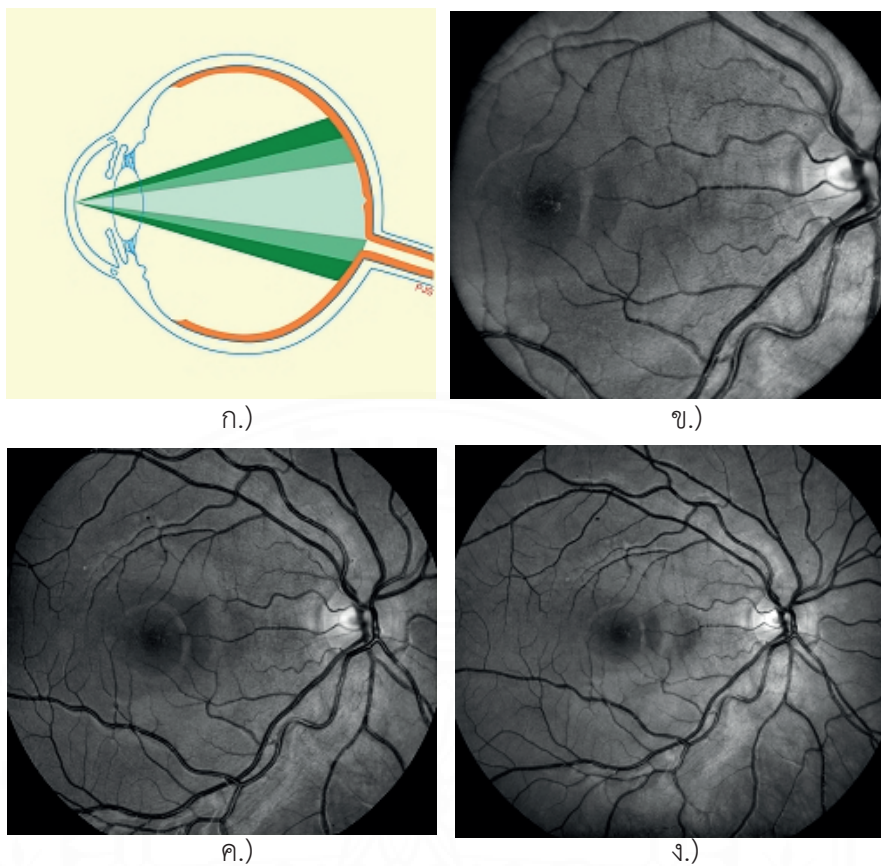
ค.)

ภาพที่ 2.2 เครื่องตรวจวัดความดันลูกตา (Tonometry) ก) เครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบ Non-Contact airpuff Tonometer (NCT) ข) เครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบ Tono-Pen ค) เครื่องมือวัดแรงดันในลูกตาแบบ the Goldmann applanation tonometer (GAT)

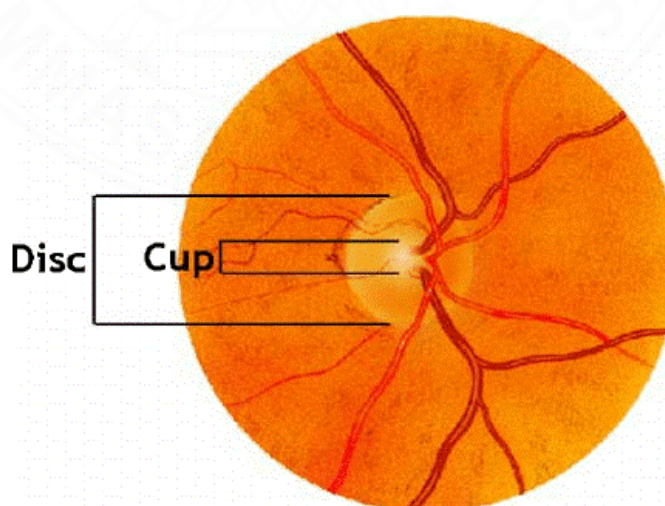
(ที่มา: ก) <https://lombartinstrument.com/products/keeler-pulsair-desktop-non-contact-tonometer> ข) <https://store.reichert.com/Tono-Pen-AVIA/> ค) <https://ophthalmia-troscopyprus.com/en/equipment/goldmann-applanation-tonometry>)

– การตรวจวัดประสาทตา

การตรวจวัดประสาทตานี้ต้องใช้ภาพถ่ายจอประสาทตาจากเครื่องถ่ายภาพจอประสาทตา โดยเครื่องถ่ายภาพจอประสาทตานั้นสามารถถ่ายภาพครอบคลุมพื้นที่ได้ตั้งแต่ประมาณ 15 องศา จนถึง 140 องศาโดยประมาณโดยภาพถ่ายจอประสาทตาสำหรับวินิจฉัยต้อหินจะนิยมใช้ภาพถ่ายที่มีองศาอย่างน้อย 20 องศาซึ่งเป็นภาพถ่ายที่จะเห็นรายละเอียดของหัวประสาทตาได้มากที่สุด ดังภาพที่ 2.3 โดยบริเวณหัวประสาทจะประกอบส่วนประกอบที่ใช้สำหรับการวินิจฉัยต้อหิน



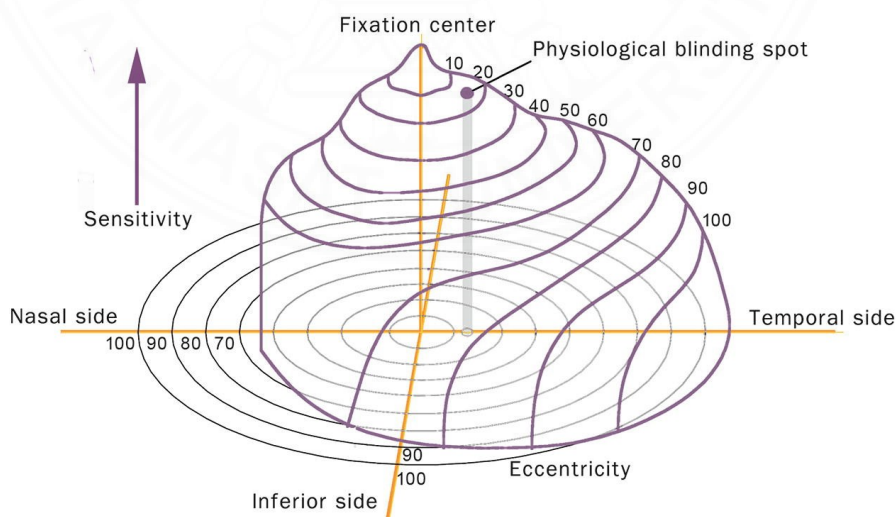
ภาพที่ 2.3 ก.) ตัวอย่างแสดงถึงพื้นที่ครอบคลุมการถ่ายภาพจอประสาทตาแบบ 20, 40, 60 องศาจาก
 สี่องศาไปเข็มตามลำดับ ข.) ภาพถ่ายจอประสาทตาแบบ 20 องศา ค.) ภาพถ่ายจอประสาทตาแบบ 40
 องศา ง.) ภาพถ่ายจอประสาทตาแบบ 60 องศา
 (ที่มา: <https://www.opsweb.org/page/fundusphotography>)



ภาพที่ 2.4 ภาพตัวอย่างขั้วประสาทตา (Cup) และรอยบุ๋มบริเวณขั้วประสาทตา (Disc)
 (ที่มา: <https://store.reichert.com/Tono-Pen-AVIA>)

คือส่วนหัวประสาทตา (Cup) และรอยบุ๋มบริเวณหัวประสาทตา (Disc) ดังที่เห็นในภาพ 2.4 ด้วยกฎ Inferior Superior Nasal Temporal (ISNT) โดยปกติส่วนถ้วยจะไม่ได้อยู่บริเวณตรงกลางจอแต่จะอยู่เยื้องออกมาจากจุดศูนย์กลางโดยพื้นที่บริเวณรอบจากถ้วยไปถึงจอจะเรียกว่า neural rim ซึ่งเป็นบริเวณของเส้นประสาท ganglion nerves ที่ส่งภาพไปยังสมอง โดยความหนาของ neural rim บริเวณด้านล่าง (Inferior: I) จะหนาที่สุด ส่วนบน (Superior: S) จะมีความหนารองลงมา แถบฝั่งค่อนมาทางจมูกจะเรียกว่า Nasal (N) และฝั่งตรงข้ามคือ Temporal (T) จะมีความหนาน้อยสุดตามลำดับ ดังนั้นการดูเนื้อ neural rim จะดูความหนาจาก $I > S > N > T$ (ISNT-Rule) (Harizman et al., 2006)

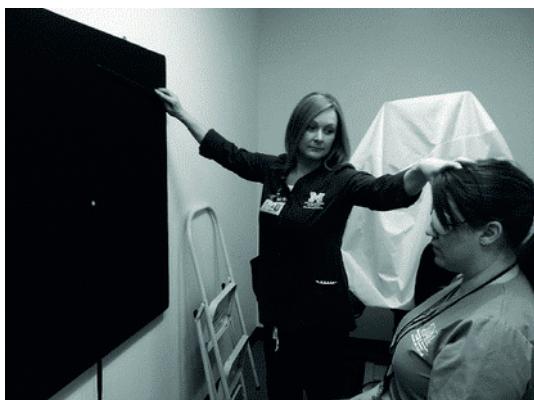
– การตรวจลานสายตา ลานสายตา (visual field) คือขอบเขตพื้นที่การมองเห็น ขอบเขตการมองเห็นที่กว้างเพียงพอจะทำให้คนเรามีปฏิสัมพันธ์ต่อสิ่งแวดล้อมรอบตัวได้อย่างเหมาะสม ส่วนผู้ที่มีขอบเขตการมองเห็นที่ผิดปกติก็อาจทำให้เกิดอุปสรรคต่อการใช้ชีวิตได้ เช่น การขับรถ การเดินข้ามถนน การเดินในพื้นที่ที่มีสิ่งกีดขวาง การเดินหลบสิ่งของที่เคลื่อนไหวไปมา การอ่านหนังสือ ลานสายตาโดยปกติแล้วจะมีความไวต่อความเข้มแสงที่แตกต่างกันจากบริเวณที่มีความไวต่อความเข้มแสงมากที่สุดคือจอประสาทตาซึ่งถูกใช้เป็นจุดยึดการมองเห็น (fixation point) สำหรับบททดสอบ ความไวต่อความเข้มแสงจะลดลงกระจายตัวออกไปจากจอประสาทตาหรือเรียกว่าขอบเขตพื้นที่การมองเห็นที่เป็นจุดบอดเรียกว่าภูเขามองเห็น (Hill of Vision: HOV) จุดบอดการมองเห็น (blind spot) ดังที่เห็นในภาพ 2.5 (Wandell et al., 2007)



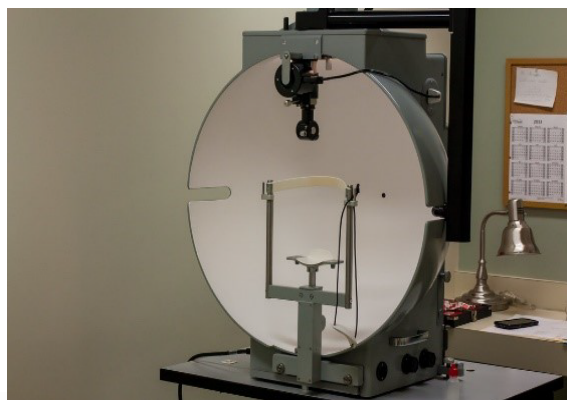
ภาพที่ 2.5 รูปแบบความไวต่อการตอบสนองต่อแสงของลานสายตา

(ที่มา: <https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-13-2502-19>)

วิธีการตรวจวัดลานสายตาแบ่งออกได้เป็น 3 วิธีดังที่แสดงในรูปภาพที่ 2.6



ก)



ข)



ค)

ภาพที่ 2.6 ก) การตรวจด้วยพื้นหลังสีดำ (Tangent screen) ข) Goldmann perimeter ค) Auto-
mated perimetry

(ที่มา: <https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/perimetry.html>)

1. การตรวจด้วยพื้นหลังสีดำ (Tangent screen) วิธีการตรวจนี้จะใช้ฉากรับภาพกับไม้ชี้สีดำ (black wand) โดยผู้ทดสอบสามารถติดตั้งจุดขาวหรือสี แล้วทำการลากลงบนฉาก และสอบถามกับผู้ทดสอบถึงการรับรู้ต่อจุดกระตุ้น (Esterman, 1967)
2. Goldmann perimetry การทดสอบนี้ผู้เข้าทดสอบจะต้องนั่งทดสอบในตำแหน่งที่กำหนดไว้ และวางศีรษะลงบนแท่นที่กำหนดไว้ จากนั้นผู้ควบคุมการทดสอบจะฉายจุดกระตุ้น และสอบถามถึงการมองเห็นของผู้เข้าทดสอบ (Beck et al., 1985)
3. Automated perimetry เป็นเครื่องตรวจที่ใช้ในทางคลินิกปัจจุบันโดยเครื่องตรวจแบบอัตโนมัติจะใช้พื้นหลังที่มีความเข้มแสงระดับหนึ่ง กับจุดกระตุ้นที่มีความเข้มกว่าพื้นหลัง เพื่อหาความไวของตำแหน่งการมองเห็นโดยมีบริษัทที่ให้บริการเครื่องตรวจที่นิยมคือ Humphrey Field Analyzer จากบริษัท Zeiss และ Octopus Visual Field จากบริษัท Haag-Streit โดยทั้งสองบริษัทจะมีลำดับขั้นตอนการตรวจที่เป็นเอกลักษณ์ของ

แต่ละบริษัทแต่อย่างไรก็ตามผลลัพธ์สุดท้ายผู้เชี่ยวชาญจะสามารถแปลผลได้ในลักษณะเดียวกัน โดยเครื่องจะมีรูปแบบการตรวจหลายรูปแบบตั้งแต่การตรวจพื้นที่ลานสายตาแบบ 10 , 24, 30 องศาโดยแต่ละรูปแบบนั้นมีจุดประสงค์ต่างกัน การทดสอบแบบ 10 องศาจะเป็นการทดสอบที่เน้นทดสอบบริเวณจุดกึ่งกลางการมองเห็นซึ่งใช้ในการทดสอบสำหรับผู้สูญเสียบริเวณรอบขอบไปหมดแล้วเพื่อหาว่าบริเวณที่มองเห็นนั้นเหลือพื้นที่ไหนบ้าง หรือใช้เพื่อติดตามการรักษาว่าพื้นที่การมองเห็นมีความสูญเสียเพิ่มเติมจากการตรวจครั้งก่อนหรือไม่ การทดสอบแบบ 24-2 คือการทดสอบบริเวณรอบจุดกึ่งกลางการมองเห็น 24 องศาและเพิ่มการทดสอบอีกสองจุดบริเวณ Nasal ซึ่งรูปแบบการทดสอบนี้จะเป็นรูปแบบการทดสอบเพื่อใช้ในการตรวจคัดกรองโรคต้อหิน (Kong et al., 2016)

2.3 ขั้นตอนวิธีตรวจลานสายตาด้วยเครื่องแบบอัตโนมัติ

การทดสอบลานสายตา เป็นการทดสอบความไวต่อจุดทดสอบ (stimulus) ของตำแหน่งการมองเห็นเพื่อใช้ในการประเมินความผิดปกติของการมองเห็น (MD, 2022) การทดสอบลานสายตานี้สามารถใช้ในการตรวจหาโรคที่มีผลกระทบต่อการมองเห็นได้เช่น โรคต้อหิน โรคจอประสาทตาเสื่อมตั้งแต่กำเนิด โรคจอประสาทตาลอกหลุด โรคขี้ขี้ประสาทตาอักเสบ และยังสามารถหาความผิดปกติของการมองเห็นที่เกิดจากโรคหลอดเลือดสมอง การบาดเจ็บที่ศีรษะ หรือภาวะอื่น ๆ ที่ส่งผลต่อการมองเห็น (Yaqub, 2012) การทดสอบลานสายตาในปัจจุบันสามารถทำได้หลายวิธีเช่นการทดสอบลานสายตาด้วยวิธีหันหน้าเข้าหากัน (confrontation visual field exam, confrontational visual field testing, confrontation test หรือ Donder's test) คือการทดสอบลานสายตาเพื่อคัดกรองโดยไม่ต้องใช้คอมพิวเตอร์ แต่จะใช้ผู้เชี่ยวชาญที่ได้รับการฝึกโดยจะให้ผู้ทดสอบหันหน้าเข้าหาผู้ประเมินการทดสอบ ผู้ประเมินจะทำสัญลักษณ์ตามตำแหน่งการมองเห็นเช่น การกระดิกนิ้วมือไปมา การโบกมือไปมา เพื่อทดสอบหาความผิดปกติของการมองเห็น วิธีการนี้จะทำได้ง่าย รวดเร็ว ประหยัดแต่ข้อจำกัดของวิธีนี้จะมีคามไวต่ำแต่มีความจำเพาะสูงกล่าวคือการคัดกรองส่วนใหญ่จะมีผลบวกทำให้คนส่วนมากถูกส่งตัวเพื่อเข้ารับการตรวจแบบมาตรฐานอีกครั้งทำให้ผู้ที่มีปัญหาด้านการมองเห็นสามารถเข้าถึงการรักษาได้

การทดสอบในปัจจุบันนิยมใช้การตรวจด้วยคอมพิวเตอร์ (automated perimetry) โดยปัจจุบันมีเครื่องหลากหลายอยู่ในตลาดเช่น เครื่อง Humphrey จาก Zeiss เครื่อง Octopus จาก Haag-streit โดยเครื่องตรวจจะมีรูปแบบขั้นตอนคล้ายคลึงต่างกัันดังนั้นการตรวจวัดลานสายตาในปัจจุบันมีหลักการและนิยามคำศัพท์ที่เกี่ยวข้องได้แก่

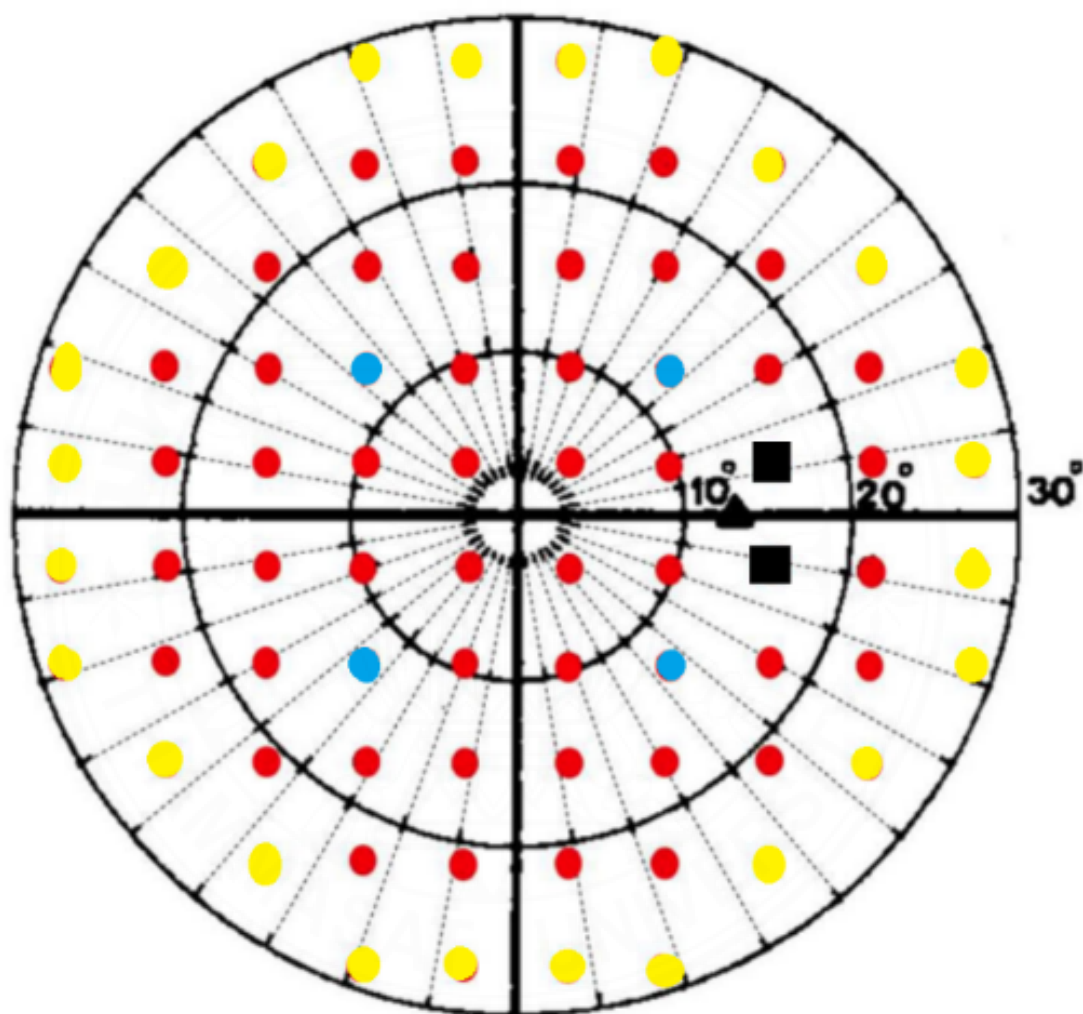
1. พื้นหลัง (background) และจุดทดสอบ (stimulus) สีที่ใช้ทดสอบ (light color) ระยะห่างระหว่างจุดทดสอบโดยมีลักษณะการทดสอบหลายรูปแบบดังที่เห็นในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ตัวอย่างลักษณะของพื้นหลังและจุดทดสอบสำหรับโปรแกรมที่ใช้ตรวจผู้ป่วยโรคต้อหิน

โปรแกรมการตรวจ	SITA standard 24-2 และ 30-2	SITA standard 10-2	Short wavelength perimetry
พื้นหลัง	ขาว	ขาว	เหลือง
ขนาด stimulus	III	V	V
สีจุดทดสอบ	ขาว	ขาว	ฟ้าสว่าง
ขนาดของกริด	6 องศา	2 องศา	6 องศา

2. Threshold คือระดับของแสงจุดทดสอบที่ผู้ทดสอบตอบสนองมีหน่วยเป็น dB
3. Frequency of seeing (FOS) คือค่าประมาณ threshold ของแต่ละตำแหน่งบนลานสายตา ตามปกติของการมองเห็นบริเวณใกล้จอประสาทตา จะมีค่า threshold สูงสุดแล้ว กระจายออกไปตามขอบการมองเห็น.
4. Fluctuation คือความแปรปรวนในการทดสอบแต่ละครั้ง
 - Short term fluctuation คือ ความแปรปรวนในการทดสอบแต่ละครั้ง พบในการตรวจแบบ full threshold ที่มีระยะเวลาตรวจค่อนข้างนาน แต่ไม่แสดงผลในโปรแกรมตรวจแบบขั้นตอนวิธีการแบ่งช่วงปรับตัวได้แบบสวีเดน (Swedish Interactive Threshold Algorithm: SITA)
 - Long term fluctuation คือ ความแปรปรวนระหว่างการทดสอบแต่ละครั้ง ซึ่งจะเป็นการวิเคราะห์แบบ subjective ปัจจัยที่สำคัญกับการเกิดเช่น ความดันตาสูง อายุ ระยะเวลาในการตรวจในแต่ละครั้ง ความตั้งใจของผู้ป่วย รวมถึงสภาวะแวดล้อม ณ ช่วงการตรวจ การรักษาในระยะนี้จะเป็นการรักษาเพื่อให้เส้นประสาทตายังสามารถทำงานได้เป็นปกติ หรือเพื่อชะลอให้แย่ลงช้าที่สุด
5. Test algorithm คือ โปรแกรมการตรวจซึ่งปัจจุบันนิยมใช้ SITA ซึ่งได้รับการพัฒนาตามลำดับดังนี้
 - Full threshold เป็นการตรวจที่เริ่มตรวจทุกจุดบนลานสายตาด้วยจุดทดสอบที่มี threshold ตั้งต้นเท่ากัน แต่เนื่องจากบริเวณลานสายตาที่มีค่า threshold เริ่มต้นที่แตกต่างกัน ทำให้การตรวจมีระยะการตรวจที่นาน
 - SITA เป็นการพัฒนาต่อยอดมาจาก full threshold โดยลดระยะเวลา และมีความแม่นยำมากขึ้น ด้วยการจำลองการแสดงผลการตรวจของแต่ละจุดทดสอบตาม FOS หรือ กำหนดค่าเริ่มต้น threshold โดยอิงจากสถิติตามช่วงอายุของผู้ป่วย และปรับเปลี่ยนค่า threshold ตามการตอบสนองของผู้ป่วย

- การตรวจวัดลานสายตาของผู้ป่วยในโรคต้อหิน จะใช้โปรแกรมที่ลงท้ายด้วย “-2” กล่าวคือไม่มีการทดสอบบน vertical และ horizontal meridian ได้แก่ 10-2, 24-2, และ 30-2 ในโปรแกรม 30-2 คือทดสอบ 30 องศารอบจุด fixation (76 จุด) และ 24-2 คือการทดสอบ 24 องศารอบจุด fixation และเพิ่มในส่วนของ nasal ให้ ดังรูปที่ 2.7



ภาพที่ 2.7 ตำแหน่งจุดทดสอบด้วย SAP โปรแกรม 30-2 และ 24-2 (กล่องดำ, จุดบอด) จุดสีแดงคือตำแหน่งทดสอบ 24-2 และ จุดสีเหลืองคือตำแหน่งทดสอบ 30-2 โดยการทดสอบทั้งสองโปรแกรมจำเป็นต้องทดสอบที่ตำแหน่งจุดสีฟ้าก่อน (initial value) มี 4 จุดทดสอบ (ดัดแปลง มา จาก [https:// www.cehjournal.org/ article/ visual-fields-interpretation-in-glaucoma-a-focus-on-static-automated-perimetry/](https://www.cehjournal.org/article/visual-fields-interpretation-in-glaucoma-a-focus-on-static-automated-perimetry/))

6. Bracketing strategies คือขั้นตอนการปรับความเข้มของ threshold แต่ละตำแหน่ง ปัจจุบันนิยมใช้ 2 วิธี

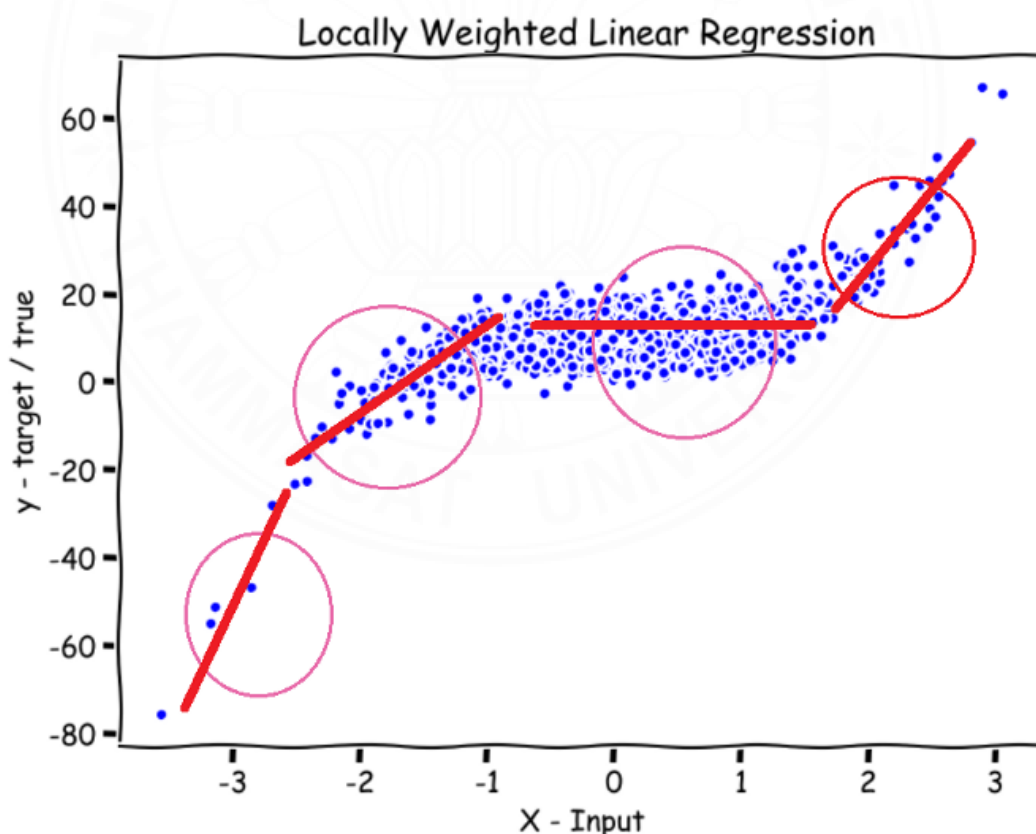
- 4-2 bracketing double crossing ใช้ใน algorithm ที่เป็นมาตรฐานด้วยทำการเพิ่มค่าความสว่าง 4 dB เมื่อผู้ทดสอบไม่ตอบสนองต่อจุดทดสอบและ ลดลงทีละ 2 dB เมื่อเกิดการตอบสนอง
 - 3-bracketing single crossing ใช้ในโปรแกรมตรวจคัดกรอง เช่น SITA-fast คือการฉายจุดทดสอบที่มีค่า threshold สูงกว่าค่าที่ควรเป็นและลดค่าทีละ 3 dB จนกระทั่งผู้ป่วยไม่ตอบสนองและใช้ค่าก่อนหน้านี้เป็นค่า threshold
7. Initial values คือค่าของ 4 ตำแหน่งจุดสีฟ้าในรูปที่ 2.7 ซึ่งเป็นตำแหน่งเริ่มทำการทดสอบในโปรแกรม 24-2 และ 30-2 เครื่องมือจะเริ่มการทดสอบที่ตำแหน่งห่างจาก vertical meridian และ horizontal meridian 9 องศา ในแต่ละ quadrant เพื่อประมาณค่า threshold ที่น่าจะเป็นในแต่ละ quadrant ทำให้ระยะเวลาตรวจสั้นลง
8. Catch trials คือระบบการตรวจสอบว่าผู้ป่วยมีค่าความน่าเชื่อถือหรือไม่โดยตรวจสอบจาก
- Fixation loss คือการตรวจสอบติดตามว่าผู้ป่วยมีการกลอกตาจากตำแหน่ง fixation loss หรือไม่ซึ่งมีหลายวิธีเช่น การติดกล้องวงจรปิดเพื่อจับลูกตา, gaze tracking จากแสงจุดทดสอบที่สะท้อนจากกระจกตา, การฉายจุดทดสอบไปที่จุดบอดซึ่งผู้ทดสอบไม่ควรมองเห็น
 - False positive errors คือการทดสอบว่าผู้ป่วยตอบสนองในกรณีที่ไม่มีแสงจุดทดสอบหรือไม่ โดยใน SITA จะให้เป็น false positive
 - False negative errors คือการตรวจสอบว่าผู้ป่วยไม่ตอบสนองต่อระดับความสว่างที่ threshold เดิมที่เคยตอบสนองโดยโปรแกรม SITA จะติดตามรูปแบบการตอบสนองของผู้ป่วยเพื่อวิเคราะห์ข้อมูล และฉายความสว่างสูงกว่าตำแหน่งที่ผู้ป่วยคอยตอบสนอง 9 dB ถ้าผู้ป่วยไม่ตอบสนองถือว่าเกิด false negative errors โดยปกติ false negative errors จะพบได้ในผู้ป่วยต้อหินระยะหลังๆ และจะถูกระบุเป็น not applicable (N/A) ที่ตำแหน่งทดสอบ

2.4 การเรียนรู้ด้วยเครื่อง

การเรียนรู้ด้วยเครื่องหรือ Machine Learning (ML) เป็นส่วนหนึ่งของปัญญาประดิษฐ์หรือ artificial intelligence (AI) ซึ่งสามารถฝึกฝนจากชุดข้อมูลที่เก็บมาในอดีตเพื่อใช้ทำนายชุดข้อมูลที่จะเกิดขึ้น (Mitchell and Mitchell, 1997) การเรียนรู้ด้วยเครื่องถูกใช้งานอย่างแพร่หลาย เช่น การรู้จำเสียงพูด และคอมพิวเตอร์วิทัศน์ เป็นต้น ซึ่งการใช้การเรียนรู้ด้วยเครื่องผู้ทำการวิจัย

จำเป็นต้องทำการสกัดลักษณะเด่นเพื่อให้การเรียนรู้ด้วยเครื่องนั้นมีการเรียนรู้ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น (Guyon et al., 2008) เช่น การแปลงแบบเวฟเล็ต การแปลงฟูรีเย และการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก เป็นต้น โดยการสกัดลักษณะเด่นด้วยวิธีนั้นจำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญและเวลาอย่างมากในการสกัดลักษณะเด่นซึ่งแตกต่างจากการเรียนรู้เชิงลึกที่สามารถสกัดลักษณะเด่นได้อย่างอัตโนมัติจากชุดข้อมูล แต่การเรียนรู้เชิงลึกนั้นจำเป็นต้องใช้ชุดข้อมูลมากกว่าในการฝึกฝนโมเดล โดยชนิดของการเรียนรู้ด้วยเครื่องที่ใช้สำหรับงานวิจัยนี้นั้นใช้จากโปรแกรม Weka Tool (Singhal and Jena, 2013) ที่เป็นโปรแกรมที่รวบรวมลำดับขั้นตอนการเรียนรู้ด้วยเครื่องไว้หลายชนิดเพื่อสะดวกต่อการพัฒนาลำดับขั้นตอนสำหรับวิจัยได้อย่างรวดเร็ว อย่างไรก็ตามลำดับขั้นตอนที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีดังนี้

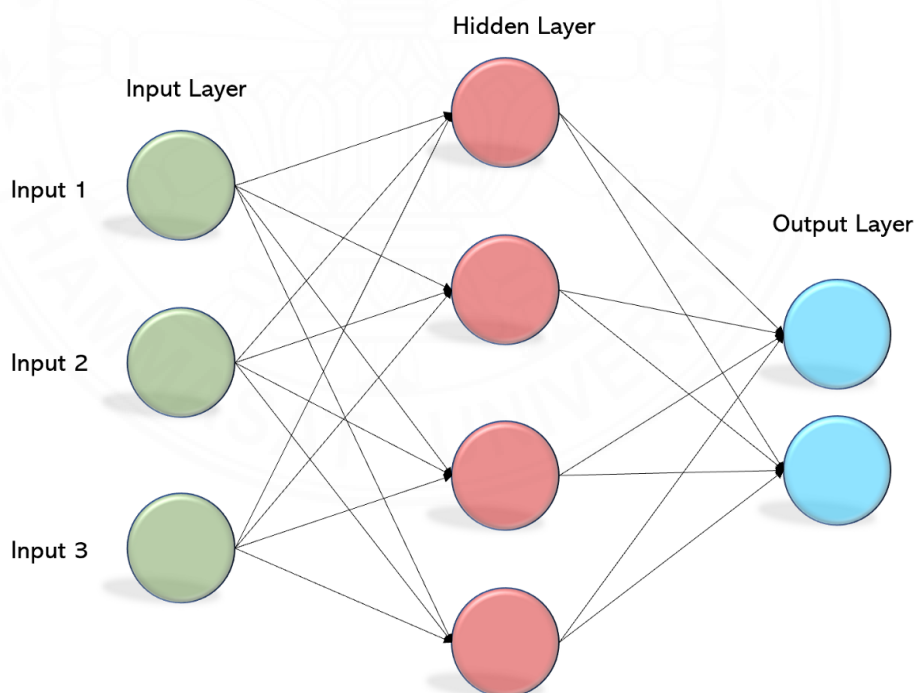
- Locally Weighted Learning (LWL) เป็นเทคนิคการเรียนรู้ด้วยเครื่องที่รวมกลุ่มชุดข้อมูลในแต่ละช่วงเพื่อใช้สำหรับทำนายค่าเพื่อให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้นโดยในการวิจัยนี้ใช้ลำดับขั้นตอนสำหรับทำนายด้วยการวิเคราะห์การถดถอย (linear regression) (Atkeson et al., 1996) ดังที่เห็นในภาพ 2.8



ภาพที่ 2.8 ตัวอย่างการทำงานของ LWL ด้วยการวิเคราะห์การถดถอย

(ที่มา: <https://towardsdatascience.com/locally-weighted-linear-regression-in-python-3d324108efbf>)

- Multi-layer Perceptron (MLP) เป็นโครงข่ายประสาทเทียมรูปแบบหนึ่งที่มีโครงข่ายเป็นแบบหลายชั้นเพื่อใช้สำหรับฝึกฝนชุดข้อมูลที่มีความซับซ้อน ซึ่งใช้การฝึกฝนแบบมีผู้สอน (supervise) หรือผลเฉลยสำหรับปรับปรุงโครงข่ายโดยใช้ขั้นตอนการส่งค่าย้อนกลับ (backpropagation) เพื่อให้โครงข่ายมีประสิทธิภาพในการทำงานมากขึ้น การฝึกฝนด้วย MLP ประกอบด้วย 2 ส่วนคือการส่งผ่านไปข้างหน้า (forward Pass) การส่งผ่านย้อนกลับ (backward Pass) สำหรับการส่งผ่านไปข้างหน้า ข้อมูลจะผ่านเข้าโครงข่ายประสาทเทียมที่ชั้นข้อมูลนำเข้า จะส่งผ่านจากชั้นซ่อนตัว (hidden layer) ที่ประกอบไปด้วยโหนดไปสู่อีกชั้นซ่อนตัวหนึ่งจนกระทั่งถึงชั้นข้อมูลออกหรือผลทำนาย ส่วนการส่งผ่านย้อนกลับค่าน้ำหนักการเชื่อมต่อจะถูกปรับเปลี่ยนให้สอดคล้องกับกฎการแก้ข้อผิดพลาด (error-correction) คือผลต่างของผลตอบที่แท้จริง (actual Response) กับผลตอบเป้าหมาย (target Response) เกิดเป็นสัญญาณผิดพลาด (error signal) ซึ่งสัญญาณผิดพลาดนี้จะถูกส่งย้อนกลับเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมในทิศทางตรงกันข้ามกับการเชื่อมต่อ และค่าน้ำหนักของการเชื่อมต่อของแต่ละโหนดในแต่ละชั้นซ่อนตัว จะถูกปรับจนกระทั่งผลตอบที่แท้จริงเข้าใกล้ผลตอบเป้าหมาย (Gardner and Dorling, 1998) ดังที่เห็นในภาพ 2.9



ภาพที่ 2.9 ตัวอย่างโครงข่ายประสาทเทียม MLP

(ที่มา: [https:// becominghuman.ai/ multi-layer-perceptron-mlp-models-on-real-world-banking-data-f6dd3d7e998f?gi=5a2196de95af](https://becominghuman.ai/multi-layer-perceptron-mlp-models-on-real-world-banking-data-f6dd3d7e998f?gi=5a2196de95af))

- Additive Regression (AddReg) เป็นเทคนิคการสร้าง strong model จากการสร้างหลายๆ

weak model โดยลำดับขั้นตอนจะสุ่มสร้างต้นไม้ตัดสินใจ (decision tree) หลายร้อยโมเดลหลายๆรอบ (iteration) และประเมินผลแต่ละโมเดลจนกว่าจะได้ต้นไม้ตัดสินใจที่สมบูรณ์หรือต้นไม้ตัดสินใจที่ให้ค่าความผิดพลาดต่ำโดยกระบวนการจะปรับโครงสร้างของต้นไม้ตัดสินใจ เช่น ปรับเพิ่มความถี่ของต้นไม้ตัดสินใจ หรือการเพิ่มลัดกิ่งก้าน เป็นต้น (Friedman, 1999)

- Reduced Error Pruning Tree (REPTree) เป็นเทคนิคการออกแบบต้นไม้ตัดสินใจด้วยเทคนิค C.45 (Quinlan, 2014) และใช้การเรียนรู้ด้วยเครื่องในการลดขนาดส่วนต่างๆ ของต้นไม้ตัดสินใจเพื่อให้ฝึกฝนได้มีประสิทธิภาพมากขึ้นลดความผิดพลาดในการทำนาย
- Voter เป็นเทคนิคที่ใช้ผลลัพธ์การทำนายจากลำดับขั้นตอนอื่น ในการศึกษาวิจัยนี้ใช้ผลจาก LWL, MLP, AddReg, และ REPTree เพื่อเรียนรู้และทำนายผลลัพธ์ใหม่ซึ่งเป็นเทคนิคแบบ ensemble learning (Singhal and Jena, 2013)

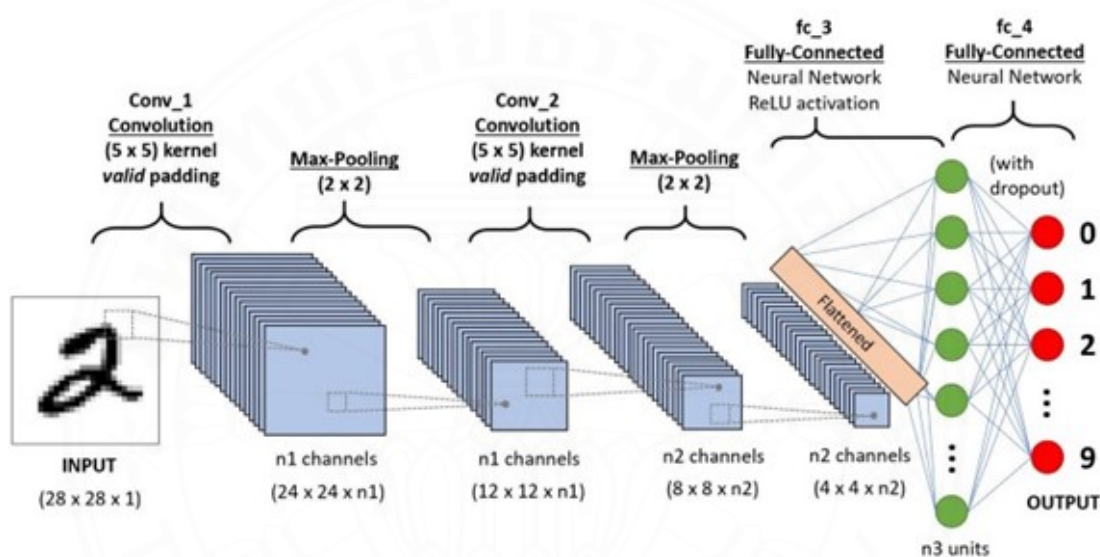
2.5 การเรียนรู้เชิงลึก

การเรียนรู้เชิงลึก คือเทคนิคหนึ่งของการเรียนรู้ด้วยเครื่องซึ่งจะทำการสอนให้เครื่องสามารถทำงานได้เทียบเท่ากับมนุษย์โดยการเรียนรู้จากตัวอย่าง (LeCun et al., 2015) โดยในปัจจุบันการเรียนรู้เชิงลึกได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก เนื่องจากความสามารถที่จะทำสิ่งที่ไม่สามารถเป็นไปได้ในอดีตให้เป็นไปได้ เช่น การรู้จำเสียงพูด (speech recognition) ระบบขับเคลื่อนอัตโนมัติในรถยนต์ รวมถึงงานวิจัยทางการแพทย์ก็มีการใช้การเรียนรู้เชิงลึกในการตรวจคัดกรองและวินิจฉัยอย่างหลากหลาย โครงข่ายประสาทเทียมเชิงลึกมีความสามารถในการเรียนรู้ลักษณะเด่นได้จากข้อมูลที่ฝึกฝนได้ไม่จำเป็นต้องอาศัยการสกัดลักษณะเด่นด้วยมือ (handcrafted feature extraction) ซึ่งอาศัยความชำนาญ ระยะเวลาและค่าใช้จ่ายมาก โดยมีข้อจำกัดว่าแบบจำลองการเรียนรู้เชิงลึกนั้น จะต้องอาศัยการฝึกฝนจากเซตข้อมูลฝึกฝนที่ทราบผลเฉลยจำนวนมากเพียงพอ โดยชนิดของการเรียนรู้เชิงลึกที่ใช้สำหรับงานวิจัยมีดังนี้

2.5.1 โครงข่ายประสาทสังวัตนาการ (Convolutional Neural Networks: CNNs)

โครงข่ายประสาทสังวัตนาการเป็นประเภทของการเรียนรู้เชิงลึกที่ได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก โครงข่ายสังวัตนาการถูกสร้างขึ้นด้วยแรงบันดาลใจจากการเรียงตัวของเซลล์ประสาทคอร์เทกสายตา (visual cortex) ที่ทำหน้าที่ประมวลผลสิ่งที่มองเห็น (O'Shea and Nash, 2015) โดยโครงข่ายประสาทสังวัตนาการจะทำการประมวลผลกลุ่มของอินพุตที่เหลื่อมกันด้วยกระบวนการทางคณิตศาสตร์สังวัตนาการ (convolution operation) เช่นเดียวกับคอร์เทกสายตาที่จะเชื่อมกับกลุ่มของเซลล์ประสาทหลาย ๆ กลุ่ม ซึ่งโดยทั่วไปแล้วจะเหลื่อมกัน โครงข่ายประสาทสังวัตนาการจะทำการสัง

วัตนาการข้อมูลนำเข้าด้วยชุดของตัวกรองขนาด 2 มิติจำนวนหลายชั้น เพื่อสกัดลักษณะเด่นจากแบบหายาบ เช่น ความสว่าง ความมืด เส้นในแนวตั้ง เส้นในแนวนอน และเส้นในแนวเฉียง ไปจนถึงลักษณะเด่นที่มีความละเอียดมากขึ้นไปเรื่อย ๆ เช่น รูปทรงที่ซับซ้อนมากขึ้น ทำให้โครงสร้างข่ายประสาทสังวัฒนา การเหมาะสำหรับการประมวลผลข้อมูล 2 มิติ เช่น ภาพถ่าย อีกทั้งความสามารถในการเรียนรู้ลักษณะเด่นได้อย่างอัตโนมัติยังส่งผลให้การเรียนรู้เชิงลึกมีความถูกต้องสูงมากในการใช้งานทางด้านคอมพิวเตอร์วิทัศน์ (computer vision) โดยเฉพาะการจำแนกวัตถุ ตัวอย่างของโครงสร้างแบบจำลองดังรูปที่ 2.10



ภาพที่ 2.10 ตัวอย่างโครงข่ายประสาทสังวัฒนาสำหรับการจำแนกประเภทตัวเลขที่ถูกเขียนด้วยลายมือ

(ที่มา: [https:// towardsdatascience.com/ a-comprehensive-guide-to-convolutional-neural-networks-the-eli5-way-3bd2b1164a53](https://towardsdatascience.com/a-comprehensive-guide-to-convolutional-neural-networks-the-eli5-way-3bd2b1164a53))

2.6 เทคโนโลยีแว่นตาจำลองโลกเสมือน

แว่นตาจำลองโลกเสมือนเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ร่วมกับเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือนสำหรับสร้างสภาวะแวดล้อมเทียบแบบปิดโดยผู้สวมใส่จะได้รับประสบการณ์รูปแบบใหม่ที่แตกต่างจากโลกความเป็นจริงตามที่ผู้ออกแบบได้แสดงภาพผ่านหน้าจอเพื่อให้ผู้สวมใส่ได้รับสื่อตามที่ออกแบบไว้ เทคโนโลยีแว่นตาจำลองโลกเสมือนนั้นถูกปรับใช้กับการสร้างประสบการณ์หลายรูปแบบเช่น การสร้างโมเดลเครื่องยนต์จำลองสำหรับฝึกฝนพนักงาน และการสร้างรูปแบบการผ่าตัดจำลองเพื่อฝึกฝนแพทย์ เป็นต้น ในหลายอุตสาหกรรมเช่น อุตสาหกรรมบันเทิงและวิดีโอเกม, อุตสาหกรรมการศึกษา, และ อุตสาหกรรมการทหาร เป็นต้น ในอดีตแว่นตาจำลองโลกเสมือนถูกออกแบบให้ใช้ในอุตสาหกรรม

ภาพยนตร์ซึ่งปรากฏขึ้นครั้งแรกในปีค.ศ. 1935 ต่อมาในช่วงปีค.ศ. 1961 เริ่มมีการนำเทคโนโลยีแว่นตาจำลองโลกเสมือนมาใช้กับอุตสาหกรรมการบินโดยแว่นตาสามารถแสดงสื่อวิดีโอสำหรับตาแต่ละข้างได้อย่างอิสระเพื่อใช้สำหรับฝึกฝนนักบิน ในช่วงปีค.ศ. 1991 ได้มีการคิดค้นวิดีโอเกมสำหรับแว่นตาจำลองโลกเสมือนได้เป็นครั้งแรกโดยบริษัท Sega แต่ยังไม่ได้ทำการผลิตเพื่อขายจริงเนื่องจากความกังวลต่อความสมจริงอาจส่งผลให้เกิดความอันตรายต่อผู้บริโภค (Barnard, 2019) จนกระทั่งถึงปัจจุบันได้มีบริษัททางด้านเทคโนโลยีมากมายสนใจในเทคโนโลยีจำลองแว่นตาจำลองโลกเสมือนเช่น google, meta, และ samsung เป็นเนื่องจากความสามารถในการใช้ที่หลากหลายในอุตสาหกรรม โดยในปัจจุบันแว่นตาจำลองโลกเสมือนแบ่งออกเป็น 3 ประเภทหลักคือ

1. Phone-based VR โดยแว่นตาประเภทนี้จะมีส่วนประกอบหลักอยู่สองส่วนคือ 1. เลนส์ 2. ส่วนจับมือถือ 3. รีโมตควบคุม โดยเลนส์จะวางห่างจากหน้าจอโทรศัพท์ที่เหมาะสมทำให้เกิดภาพที่มีกำลังขยายที่พอดีและคมชัดโดยแว่นตาจำลองโลกเสมือนที่เป็นลักษณะนี้ในปัจจุบัน เช่น samsung gear VR โดยมีลักษณะที่เห็นในภาพ 2.11



ภาพที่ 2.11 ตัวอย่างแว่นตาจำลองโลกเสมือนแบบ Phone-based VR

2. PC-based VR เป็นแว่นตาจำลองโลกเสมือนที่จำเป็นต้องทำงานร่วมกับหน่วยประมวลผลภายนอกตามที่แว่นตาจำลองโลกเสมือนกำหนดไว้เนื่องจากไม่มีหน่วยประมวลผลแบบฝังตัวถูกติดตั้งอยู่

ภายในแว่นโดยแว่นตาจำลองโลกเสมือนรูปแบบนี้จะมีส่วนประกอบหลักคือ 1) เลนส์ 2) ชุดหน้าจอสำหรับแสดงภาพ 3) หน่วยควบคุมการแสดงผลภาพ และ 4) รีโมตควบคุม โดยแว่นตาที่มีลักษณะนี้ในปัจจุบันคือ 1) GlauCUTU VR และ 2) acer mixed reality headset เป็นต้น โดยแว่นตาประเภทนี้สามารถติดตั้งเซนเซอร์อื่นๆ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการใช้งานได้เช่น เซนเซอร์ตรวจจับการสวมใส่ เซนเซอร์ตรวจจับวัตถุรอบตัวผู้ใช้ เป็นต้น โดยตัวแว่นจะมีลักษณะดังที่เห็นในรูปภาพ 2.12



ภาพที่ 2.12 ตัวอย่างแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU ซึ่งเป็นแบบ PC-VR โดยมี 2 พอร์ตการเชื่อมต่อคือ 1) สายสัญญาณภาพ 2) สายพลังงาน

3. Stanalone VR เป็นแว่นตาจำลองโลกเสมือนที่สามารถทำงานได้ด้วยตัวเองโดยมีหน่วยประมวลผลแบบฝังตัวถูกติดตั้งไว้ในตัวแว่นโดยแว่นประเภทนี้จะมีส่วนประกอบหลักคือ 1) เลนส์ 2) หน้าจอแสดงผล 3) ชุดควบคุมภาพ 4) หน่วยประมวลผล 5) แบตเตอรี่ 6) รีโมตควบคุม โดยแว่นตาที่มีลักษณะนี้คือ 1) Oculus quest 2 และ 2) Pico G2 4k เป็นต้น โดยแว่นชนิดนี้สามารถติดตั้งเซนเซอร์ภายนอกได้เช่น เซนเซอร์ตรวจจับการสวมใส่, เซนเซอร์ตรวจจับวัตถุรอบตัวผู้ใช้ เป็นต้น โดยตัวแว่นจะมีลักษณะดังที่เห็นในรูปภาพ 2.13



ภาพที่ 2.13 ตัวอย่างแว่นตาจำลองโลกเสมือนแบบ standalone
(ที่มา: https://www.picoxr.com/global/th/G2_4K.html)

บทที่ 3

RESEARCH METHODOLOGY

3.1 กลุ่มตัวอย่างงานวิจัย

การพัฒนาลำดับขั้นตอนระบบตรวจวัดลานสายตาด้วยเทคโนโลยีจำลองโลกเสมือนได้รับการอนุญาต จากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เลขที่อนุญาต IRB 715/61 ซึ่งผู้ร่วมทำการทดสอบทุกคนจะได้รับข้อมูลแนวทางการปฏิบัติ และแบบฟอร์มการขออนุญาตวิจัย การคัดเลือกผู้เข้าร่วมทดสอบนั้นมาจากการคัดเลือกจากจักษุแพทย์โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์โดยผู้ป่วยโรคต้อหินจะมาจากผู้ป่วยนอกที่ได้รับการรักษาติดตาม และมีประวัติจากโรงพยาบาล รวมทั้งผู้มีการมองเห็นปกติจะได้รับการตรวจยืนยันก่อนเริ่มทำวิจัย โดยกลุ่มการทดสอบแบ่งเป็น 2 กลุ่มคือ 1) กลุ่มผู้มีความบกพร่องทางการมองเห็นจากต้อหิน 2) กลุ่มควบคุมที่มีการมองเห็นปกติ โดยมีผู้เข้าร่วมทดสอบทั้งหมด 31 คน 62 ตา ซึ่งมีมีความบกพร่องทางการมองเห็นจากต้อหินทั้งหมด 8 คน 16 ตาเป็น ชาย 4 คน หญิง 4 คน มีอายุ 67.75 ± 7.3 ปี สถานการณ์มองเห็นแบ่งเป็น 7 ตามีความบกพร่องเล็กน้อย 3 ตามีความบกพร่องปานกลาง และ 6 ตามีความบกพร่องสูง ผู้เข้าทดสอบที่เหลือเป็นกลุ่มควบคุมที่มีการมองเห็นปกติทั้งหมด 46 ตา 23 คน อายุเฉลี่ย 46.16 ± 15.07 ปี

เกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้าร่วมการวิจัย

1. อายุมากกว่า 18 ปี
2. ผลการตรวจลานสายตาด้วยเครื่อง standard automated perimetry มีความน่าเชื่อถือ โดยมีค่า fixation loss, false positive และ false negative น้อยกว่าร้อยละ 30 และได้รับการตรวจภายใน 3 เดือนก่อนร่วมโครงการ
3. ระดับการมองเห็นที่ดีที่สุดมากกว่าหรือเท่ากับ 20/40
4. ผู้ป่วยมีสายตาสั้นหรือยาวน้อยกว่า 6 diopters และสายตาเอียงน้อยกว่า 3 diopters
5. ไม่มีประวัติหรือมีอาการของโรคทางระบบประสาท หรือโรคทางจิตเวช
6. ไม่ได้รับยาที่ส่งผลต่อระบบประสาทภายใน 14 วันก่อนเข้าร่วมโครงการวิจัย
7. ไม่ดื่มสุรา และ/หรือ เครื่องดื่มที่มีส่วนผสมของแอลกอฮอล์ทุกชนิดเป็นประจำ หรือถ้าดื่มเครื่องดื่มที่มีแอลกอฮอล์ จะต้องไม่ดื่มภายใน 14 วันก่อนเข้าร่วมโครงการวิจัย

8. ยินดีเข้าร่วมการศึกษาด้วยความสมัครใจพร้อมทั้งได้ลงนามในใบแสดงความยินยอม
9. แบ่งอาสาสมัครออกเป็น 2 กลุ่ม คือ ผู้ป่วยโรคต้อหิน และอาสาสมัครสุขภาพดี โดยมีเกณฑ์ในแต่ละกลุ่ม ดังนี้
 - กลุ่มผู้ป่วยโรคต้อหินได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นโรคต้อหินชนิดปฐมภูมิ (primary glaucoma) คือผู้ที่มี glaucomatous optic neuropathy ร่วมกับความผิดปกติของลานสายตา (visual field defect) ที่ตรวจพบจากเครื่อง standard automated perimetry (Humphrey visual field analyzer, Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA) ภายในระยะเวลาไม่เกิน 3 เดือนก่อนการทดลอง
 - กลุ่มอาสาสมัครสุขภาพดี คือไม่มีภาวะความดันตาสูง ไม่มีลักษณะของ glaucomatous optic neuropathy มีผลปกติจากการตรวจลานสายตาด้วยเครื่อง standard automated perimetry

หลักเกณฑ์การยกเว้น

1. ผู้ที่มีโรคทางตาอย่างอื่นนอกเหนือจากโรคต้อหิน ที่มีผลต่อความผิดปกติของลานสายตา
2. ผู้ที่ได้รับการรักษาด้วยยาที่มีผลต่อการทำงานของระบบประสาท เช่น haloperidol, diazepam
3. ผู้ป่วยต้อหินระยะหลังๆ และจะถูกระบุเป็น not applicable (N/A) ที่ตำแหน่งทดสอบ

3.2 การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์แว่นจำลองโลกเสมือน GlauCUTU

การพัฒนาของเทคโนโลยีการพิมพ์ 3 มิติที่มีความแม่นยำ รวดเร็ว และมีวัสดุการพิมพ์ให้เลือกใช้หลากหลายตามรูปแบบงานที่ใช้เช่น PLA มีพื้นผิวที่แข็งแรงแต่เปราะ ทนอุณหภูมิได้ต่ำ ABS มีความแข็งน้อยกว่า PLA แต่มีความยืดหยุ่นสูงกว่า ทนความร้อนได้มากกว่า เป็นต้น เครื่องพิมพ์ 3 มิติยังถูกแบ่งเป็น 2 ประเภทใหญ่คือ 1) Fused Deposition Modeling (FDM) เป็นเครื่องพิมพ์ 3 มิติที่ใช้การละลายเส้นพลาสติก (filament) ดังที่เห็นในรูปภาพที่ 3.1 แล้วลากเป็นเส้นลงบนแผ่นระนาบความร้อน (heated bed) จนเป็นรูปทรงตามที่ต้องการ 2) Stereo Lithography Apparatus (SLA) มีลักษณะเป็นเครื่องพิมพ์ที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นหน้าจอที่สร้างคลื่นแสงเมื่อฉายสู่วัสดุการพิมพ์ที่มีลักษณะเป็นของเหลวดังที่แสดงในรูปภาพที่ 3.1 ซึ่งจะแข็งตัวจับลงสู่ฐานการพิมพ์ที่ยกสูงขึ้นจนได้เป็นรูปร่างตามที่ต้องการ (formlabs, 2021) โดยเครื่องพิมพ์ FDM และ SLA จะมีลักษณะดังที่เห็นในรูปภาพที่ 3.2

การเลือกใช้ประเภทของเครื่องพิมพ์ วัสดุ ต้องถูกเลือกการใช้งานให้เหมาะสม เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท FDM จะมีความเหมาะสมสำหรับการขึ้นรูปประเภทชิ้นงานขนาดใหญ่ และไม่จำเป็นต้องใช้ความละเอียดที่สูงมาก ซึ่งเหมาะสมต่อการขึ้นรูปโครงสร้างภายนอก นอกจากประเภทของเครื่องพิมพ์ที่เหมาะสมต่อการใช้งานวัสดุการพิมพ์ส่งผลต่อคุณสมบัติความคงทนของอุปกรณ์ วัสดุการพิมพ์ในปัจจุบันที่นิยมใช้งานมี 3 ประเภทคือ (formlabs, 2021)



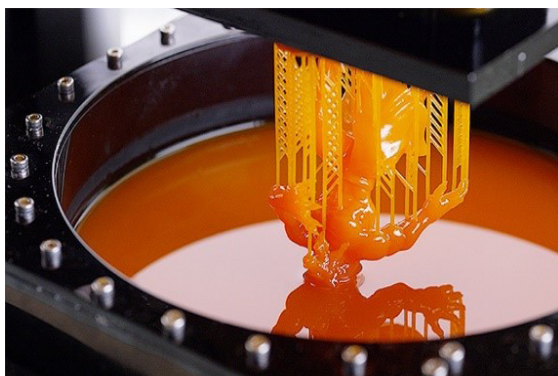
ก)



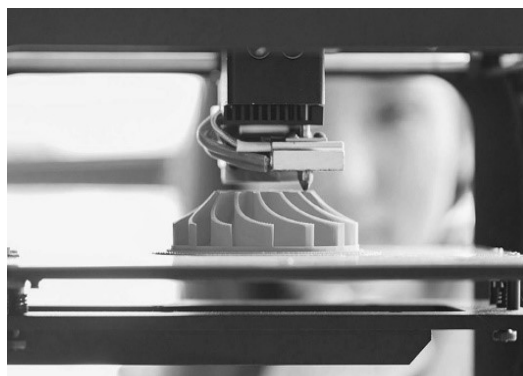
ข)

ภาพที่ 3.1 ก) ตัวอย่างวัสดุการพิมพ์สามมิติของเครื่อง FDM ข) ตัวอย่างวัสดุการพิมพ์ของเครื่อง SLA (ที่มา: ก) <https://coexllc.com/product/3d-filaments/pla-filament/pla/> ข) <https://www.3dnatives.com/en/stereolithography-explained100420174/>)

1. ABS เป็นวัสดุนิยมสำหรับการพิมพ์โครงสร้างที่รับแรง เนื่องจากมีความแข็งแรงและยืดหยุ่น ทำให้ไม่เปราะ หักง่ายจนเกินไปคงทนต่อแรงกระแทก และความร้อน แต่อย่างไรก็ตาม ABS มีคุณสมบัติการหดตัวสูงทำให้ขั้นตอนการพิมพ์มีความซับซ้อน ต้องควบคุมอุณหภูมิให้เหมาะสมกับการพิมพ์ ประกอบกับต้องมีการถ่ายเทอากาศที่เนื่องจากการหลอมพลาสติก ABS จะปล่อยสารที่เป็นอันตราย
2. PLA เป็นพลาสติกชีวภาพ (biomaterial) สามารถย่อยสลายได้เองตามธรรมชาติ เป็นที่นิยมมากสำหรับการพิมพ์เนื่องจากสามารถพิมพ์ได้ง่าย ราคาไม่สูง ประกอบกับเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับ ABS ซึ่ง PLA นั้นแข็งแรงมากกว่าแต่มีความยืดหยุ่นที่น้อยกว่า ทนความร้อนได้น้อย
3. TPU เป็นพลาสติกที่มีส่วนผสมของยางทำให้มียืดหยุ่นสูง ทนทานต่อการฉีกขาดทำให้สามารถใช้เป็นส่วนประกอบที่มีความสามารถในการรับแรงได้ดีเนื่องจากมีผิวสัมผัสที่นุ่ม ยืดหยุ่น คืนรูปได้ดี แต่การพิมพ์วัสดุประเภท TPU จำเป็นต้องใช้ระบบฉีดพลาสติกแบบพิเศษเนื่องจากเส้นพลาสติกมีความยืดหยุ่นอาจทำให้ระบบการพิมพ์ไม่สามารถฉีดเส้นพลาสติกออกมาได้



ก)



ข)

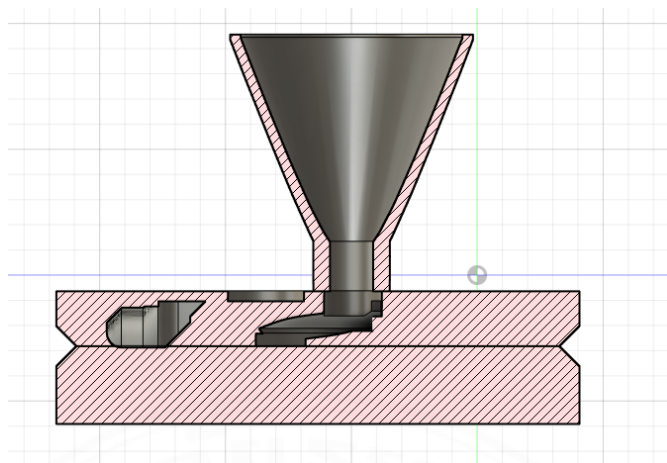
ภาพที่ 3.2 ก) ตัวอย่างการพิมพ์งานสามมิติด้วยเครื่อง SLA ข) ตัวอย่างการพิมพ์งานสามมิติด้วยเครื่องFDM

(ที่มา: ก) <https://www.3dnatives.com/en/stereolithography-explained100420174/> ข) <https://www.kimya.fr/en/manufacturers-of-fdm-3d-printers/>)

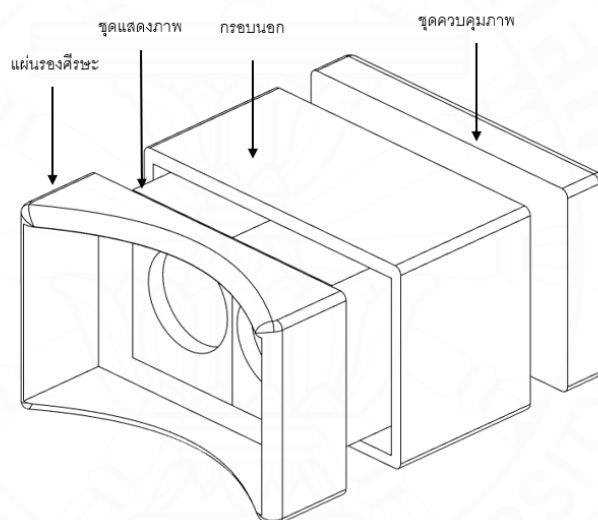
เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท SLA เป็นเครื่องพิมพ์ที่มีความสามารถในการพิมพ์ที่ละเอียดกว่า FDM แต่วัสดุนั้นมีความเป็นพิษสูงกว่า FDM เนื่องจากวัสดุการพิมพ์อยู่ในรูปแบบของสารละลายที่มีความไวต่อแสงและสามารถละลายได้ สามารถส่งผลกระทบต่อผู้ใช้งานได้ (McCollum, 2021) อย่างไรก็ตาม ประเภทของวัสดุการพิมพ์ของเครื่องพิมพ์ SLA ที่นิยมใช้งานตัวอย่างเช่น

1. UV resin เป็นน้ำยาการพิมพ์แบบ resin มีลักษณะเป็นของเหลวไวต่อแสง UV โดยวัสดุเมื่อมีการขึ้นรูปแล้วจะมีแข็งแรง ทนอุณหภูมิได้สูง แต่เปราะ
2. ABS-like resin เป็นน้ำยาการพิมพ์ที่มีลักษณะคล้าย UV resin แต่เมื่อได้รับการขึ้นรูปแล้วจะมีความยืดหยุ่นกว่า สามารถใช้เป็นวัสดุทางวิศวกรรมได้เช่น เฟือง เป็นต้น
3. Rubber-like resin มีลักษณะคล้ายยางสามารถยืดหยุ่นได้ขึ้นรูปได้รายละเอียดพื้นผิวมีความเรียบเนียนกว่าวัสดุการพิมพ์ที่หยาบคายได้จากเครื่องพิมพ์ FDM

ยางซิลิโคน (silicone rubber) เป็นวัสดุที่ง่ายต่อการขึ้นรูป มีความยืดหยุ่นสูง วัสดุมีความแข็งแรงและนุ่มหลากหลายให้เลือกเช่น 60 ชอร์ 80 ชอร์ โดยวัสดุที่ใช้แบ่งเป็น 2 ส่วนคือ 1) น้ำยางซิลิโคน และ 2) น้ำยางเร่งแข็ง เมื่อทำการผสมตามอัตราส่วนที่กำหนดวัสดุและพักไว้ตามเวลาที่กำหนดจะสามารถลอกออกจากพิมพ์ได้ง่าย นอกจากนี้วัสดุการขึ้นรูปมีหลายระดับเหมาะสมตามการใช้งานเช่น ซิลิโคนขึ้นรูป ซิลิโคนขึ้นรูปแบบใช้ร่วมกับอาหารได้ ซิลิโคนขึ้นรูปแบบใช้ทางการแพทย์ เป็นต้น โดยอุปกรณ์กลอกคูลจะใช้ซิลิโคนแบบสามารถสัมผัสกับผิวหนังได้เป็นส่วนสัมผัสใบหน้าได้ (Infinite, 2021) โดยการใช้การขึ้นรูปโดยการพิมพ์ลงฐานพิมพ์จากเครื่องพิมพ์ 3 มิติโดยมีลักษณะดังรูปภาพที่ 3.3



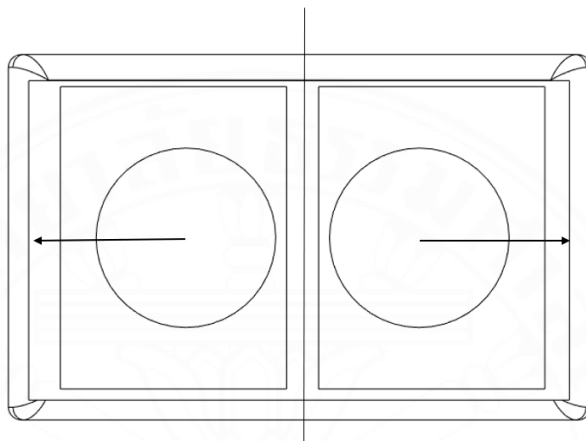
ภาพที่ 3.3 การออกแบบแม่พิมพ์ซิลิโคนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ



ภาพที่ 3.4 ส่วนประกอบของแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU

แว่นตาจำลองโลกเสมือนกลอคูตูมี 4 ส่วนประกอบหลักคือ 1) ส่วนแผ่นรองศีรษะซึ่งเป็นส่วนสัมผัสใบหน้า 2) ชุดแสดงภาพใช้สำหรับฉายจุดทดสอบ 3) กรอบนอก และ 4) ชุดควบคุมภาพ ซึ่งอยู่บริเวณด้านหลังของกรอบนอก ดังภาพที่ 3.4 ชุดหน้าจอแบบคู่อิสระช่วยเพิ่มความสามารถในการปรับแต่งอุปกรณ์ให้เข้ากับศีรษะและลักษณะทางกายภาพของผู้ใช้งานเป็น เพิ่มพื้นที่การมองเห็นมีลักษณะดังภาพที่ 3.5 ลดปัญหาการบิดเบี้ยวของภาพจากขอบเลนส์ (Lens Rim Artifact: LRA) ซึ่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการทดสอบลานสายตาประเภทหน้าจอในปัจจุบันที่นิยมใช้งานแบ่งเป็น 2 ประเภทคือ Organic Light-Emitting Diode (OLED) เป็นหน้าจอแสดงผลที่สามารถแสดงสีดำได้ดำสนิท มีค่าอัตราความต่างระหว่างแสงดำต่ำสุดและแสงขาวสูงสุดสูงกว่าหน้าจออีกประเภทคือหน้าจอประเภท Light-emitting diodes (LED) อย่างไรก็ตามแม้จอประเภท OLED จะให้ค่าแสงที่ดำสนิท

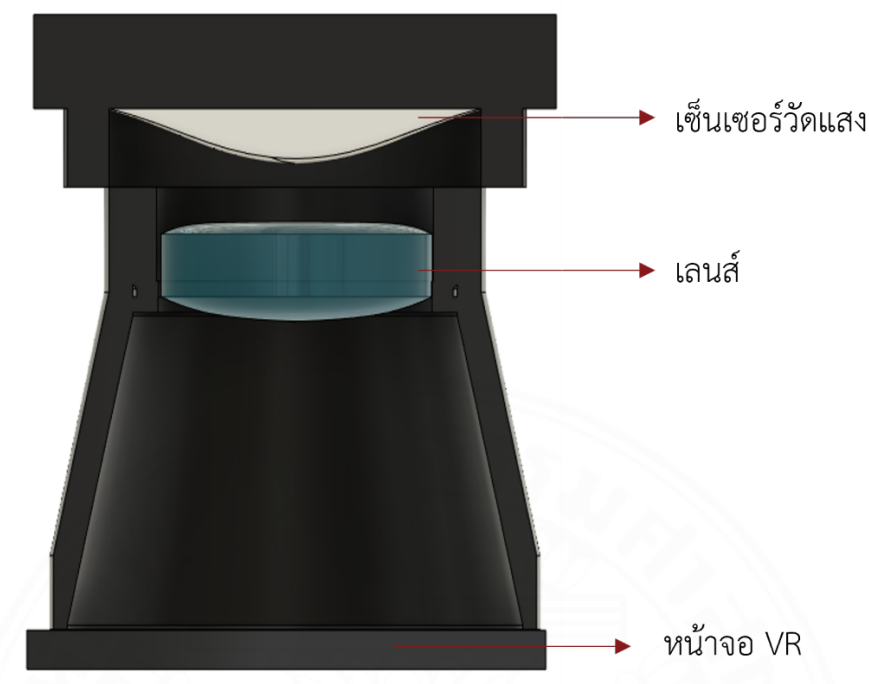
อัตราส่วนความเข้มแสงสูงกว่า แต่การออกแบบทดสอบจำเป็นต้องใช้ backlight เพื่อสร้างชุดทดสอบในการวัดค่าการมองเห็นของไฟทดสอบ เทียบจากความสว่างพื้นหลังและลดช่วยลดความเหนื่อยล้าทางการมองเห็นจากการจ้องมองจุดสว่างเพียงจุดเดียว นอกจากนี้หน้าจอประเภท OLED ที่มีราคาสูงมีความคงทนต่ำกว่าจอชนิด LCD เนื่องจากจอ OLED เมื่อฉายภาพในตำแหน่งเดิมซ้ำเป็นเวลานานจะเกิดอาการหลอด backlight ไหม้ หรือ Burn-in effect



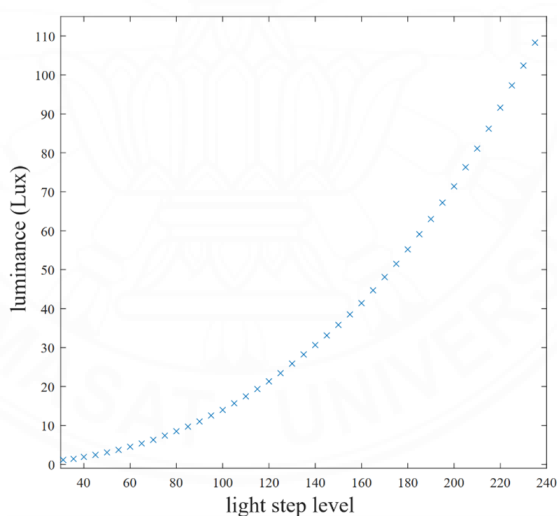
ภาพที่ 3.5 กล้องแสดงภาพซ้ายขวาแยกกันอิสระของแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU

จากการทดสอบหน้าจอ LCD Sharp NO. LS029B3SX02 ด้วยเครื่องวัดแสง Extech EA31 (Extech, A FLIR Company, 2021) ที่มีความละเอียด 0.01Fc/Lux และสอบเทียบการวัดแสงด้วยมาตรฐานสากลใบรับรองเลขที่ CAL03035-20 จากบริษัท Industrial Calibration Co., Ltd (Calibration Laboratory Co., LTD., 2021) สำหรับการวัดแสงหน้าจอ LCD จะเคลือบพื้นผิวภายในที่กระทบกับแสงด้วยสี Black 3.0 (Culture Hustle, 2021) ซึ่งเป็นสีที่ลดการสะท้อนกลับของแสงน้อยมากซึ่งลดการรบกวนจากแสงสะท้อนภายในการวัดแสงจะวางเลนส์ไว้ในระยะโฟกัสของเลนส์ และวางตัววัดแสงห่างจากเลนส์ 150 mm ซึ่งจัดองค์ประกอบตามรูปภาพที่ 3.6 เป็นระยะเว้นห่างระหว่างเลนส์กับดวงตาโปรแกรมทดสอบสร้างขึ้นด้วยภาษา Python เวอร์ชัน 3.6 บนไลบรารี OpenCV เวอร์ชัน 0.4.3 ซึ่งทดสอบความต่างของแสงน้อยสุดและสูงสุดมีค่าความต่าง 0-36.69 dB

การทำงานของแว่นตา GlauCUTU จะใช้หน้าจอแบบ LCD รุ่น LS029B3SX02 แบรนด Sharp โดยมีความสว่างหน้าจอสูงสุด 300 cd/m^2 มีรูปสี่ 16.3 ล้านสี มีความแม่นยำสีตามมาตรฐาน 90% SRGB มีความละเอียดหน้าจอ 1440×1440 พิกเซลที่มีความถี่ 120 Hz สำหรับการวัดแสงหน้าจอ LCD จะเคลือบพื้นผิวภายในที่กระทบกับแสงด้วยสี Black 3.0 (Culture Hustle, 2021) ซึ่งเป็นสีที่ลดการสะท้อนกลับของแสงน้อยมากซึ่งลดการรบกวนจากแสงสะท้อนภายในการวัดแสงจะวางเลนส์ไว้ในระยะโฟกัสของเลนส์ และวางตัววัดแสงห่างจากเลนส์ 150 mm ซึ่งจัดองค์ประกอบตามรูปภาพที่ 3.6 โดยการวัดแสงจะเริ่มวัดตามค่าความสว่างที่กำหนดด้วยไลบรารี OpenCV เริ่มตั้งแต่ค่า RGB



ภาพที่ 3.6 องค์ประกอบการวัดแสงหน้าจอด้วยเครื่องวัดแสง Extech EA31



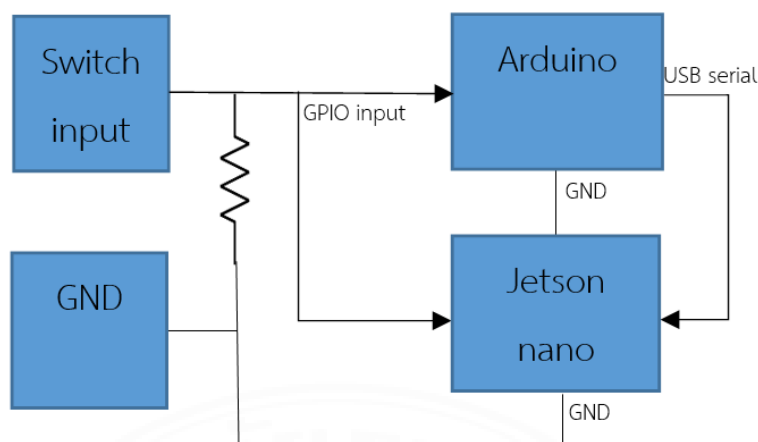
ภาพที่ 3.7 ภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความสว่างหน่วย LUX ที่วัดได้จากเครื่อง Extech EA31 กับค่าความสว่างที่ปรับจาก OpenCV ตั้งแต่ 0-255

เป็น 0, 0, 0 เพิ่มทีละ 5 จนถึง 255, 255, 255 โดยมีค่าความสว่างที่วัดได้เป็นหน่วย Lux วัดด้วยเครื่องวัดแสง Extech EA31 (Extech, A FLIR Company, 2021) ที่มีความละเอียด 0.01Fc/Lux และสอบเทียบการวัดแสงด้วยมาตรฐานสากลใบรับรองเลขที่ CAL03035-20 จากบริษัท Industrial Calibration Co., Ltd (Calibration Laboratory Co., LTD., 2021) โดยสามารถนำมาสร้างกราฟความสัมพันธ์ดังที่เห็นในภาพที่ 3.7

3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับใช้ในอุปกรณ์ GlauCUTU

Jetson nano ใช้ชุดพัฒนาซอฟต์แวร์ JetPack 4.5.1 ซึ่งมีพื้นฐานมากจากระบบปฏิบัติการ Ubuntu เวอร์ชัน 18.04 ทำให้การพัฒนาชุดทดสอบลานสายตาอย่างอัตโนมัติทำได้ง่ายและสะดวก Python เวอร์ชัน 3.6.0 และ OpenCV เวอร์ชัน 3.4.2 เป็นไลบรารีหลักในการควบคุมโปรแกรมทดสอบ และยังเป็นไลบรารีที่ใช้งานแพร่หลายทำให้สามารถพัฒนา ปรับปรุงคุณภาพได้อย่างรวดเร็ว ประสิทธิภาพการประมวลผลของสมองกลแบบฝังตัวสามารถส่งผลกระทบต่อทดสอบได้โดยตรงเนื่องจากประสิทธิภาพการประมวลผลถ้ามีประสิทธิภาพต่ำทำให้ โปรแกรมไม่สามารถรับการตอบสนองของผู้ใช้ ในระหว่างแสดงภาพอาจทำให้เกิดการมองข้ามการตอบสนองขึ้นทำให้เกิดจุดบอดการมองเห็นจากความผิดพลาดของระบบ การทดสอบระบบการทำงานสามารถทำได้จากการทดสอบความไวในการรับการตอบสนอง (average reaction time test) โดยใช้จัดการทดสอบดังภาพ 3.8 เมื่อเกิดการตอบสนองที่ switch input จะส่งสัญญาณไปยัง arduino และ jetson nano เพื่อทำการบันทึกเวลาข้อมูลนำเข้าในรูปแบบอนาล็อก ในอีกทางหนึ่งเมื่อ Arduino ได้รับสัญญาณอนาล็อกจะทำการแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลในรูปแบบ USB serial และนำเข้าโดย jetson nano ซึ่งจะรหัสถอดสัญญาณและเมื่อตรวจพบข้อมูลนำเข้าจาก switch input จะทำการบันทึกเวลา ในท้ายที่สุดข้อมูลนำเข้าจะทำการเปรียบเทียบกันระหว่างแบบกายภาพที่บันทึกเมื่อมีสัญญาณการตอบสนองที่ switch และการบันทึกเวลาจาก USB serial เพื่อหา input system delay จากการทดลองพบว่าระยะเวลานำข้อมูลเข้าด้วย USB serial ทำให้เกิด input system delay โดยเฉลี่ย 1.54 ± 1.05 มิลลิวินาที แสดงให้เห็นในภาพที่ 3.10 การประมวลผลที่รวดเร็วสามารถส่งผลกระทบต่อทดสอบได้เนื่องจากใน 1 รอบการทำงานของโปรแกรมจะต้องประมวลผลตามรูปที่ 3.9 เมื่อการทำงานต่อรอบมีการประมวลผลที่ล่าช้าส่งผลให้เกิดความไม่เสถียรในการทดสอบเช่น การข้ามการอ่านชุดข้อมูลนำเข้า ความผิดพลาดต่อการแสดงผล เป็นต้น การวัดรอบการทำงานจะทำการบันทึกเวลา ณ จุดเริ่มต้นของรอบจนถึงจุดสุดท้ายของการทำงานคือการบันทึกผล และล้างภาพบนหน้าจอ (screen refresh) จากการทดสอบพบว่าเวลาในการทำงาน 1 รอบโปรแกรมจะใช้เวลาโดยเฉลี่ยประมาณ 0.029 ± 0.00685 มิลลิวินาที ดังที่เห็นในภาพที่ 3.11 หรือมีอัตราการสับเปลี่ยนรูปประมาณ 38845 ภาพต่อวินาที

การทดสอบลานสายตาโดยปกติจำเป็นต้องอาศัยการมองของผู้ทดสอบไว้ที่จุดตรงการมองเห็นที่เมื่อตรงไว้เป็นเวลานานจะทำให้ผู้ทดสอบเกิดความเหนื่อยล้าและส่งผลให้ความแม่นยำของการทดสอบลดลง (Qian et al., 2021) การที่จะลดเวลาการทดสอบลงชุดทดสอบ GlauCUTU ได้พยายามออกแบบลำดับขั้นตอนการเพิ่มขึ้นของความเข้มแสงของจุดกระตุ้นเพื่อหาความไวของการมองเห็น ณ ตำแหน่งการมองเห็นนั้นได้อย่างรวดเร็ว การเพิ่มขึ้นของแสงจะเป็นการตรวจวัดหาความไวของการมองเห็นโดยใช้เวลาที่จนกระทั่งเกิดการรับรู้ของผู้ทดสอบเป็นสัญญาณบ่งชี้ถึงการมองเห็น การทดสอบ GlauCUTU ใช้รูปแบบการทดสอบแบบ 24-2 มีจุดทดสอบทั้งหมด 54 จุดโดยแต่ละจุดจะ



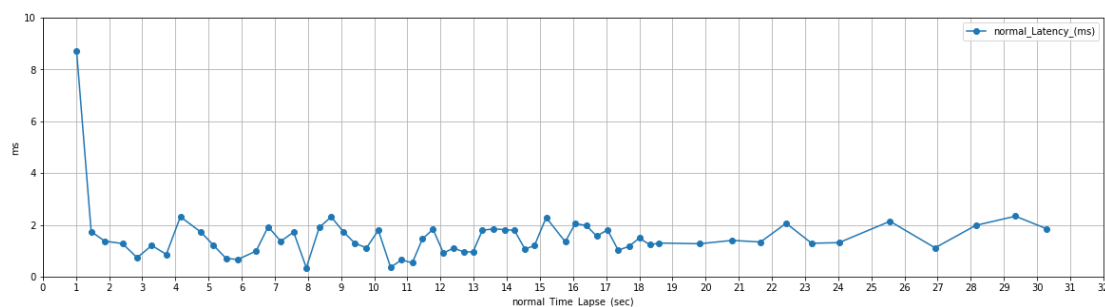
ภาพที่ 3.8 การจัดวางอุปกรณ์ทดสอบค่าความหน่วงการตอบสนอง



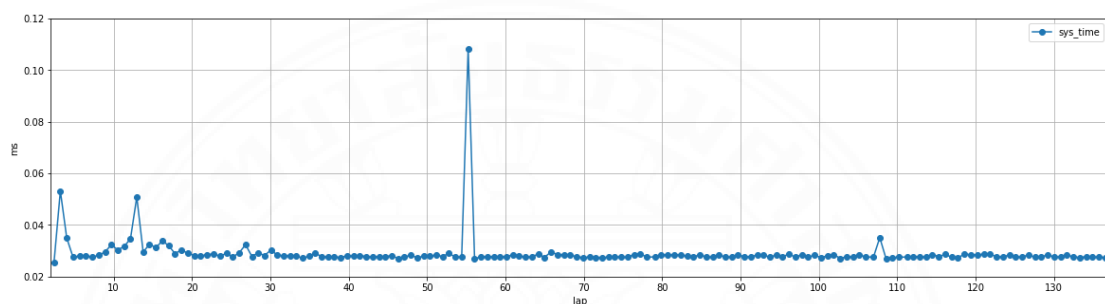
ภาพที่ 3.9 แผนภาพแสดง 1 รอบการทดสอบของลำดับขั้นตอนการทดสอบลานสายตาตาลอคูตู

ต่างกัน 6 องศาบนล่างโดยแบ่งจุดออกเป็น 3 กลุ่มคือ 1. จุดที่อยู่ภายใน 10 องศารอบจุดตรึงการมองเห็น 2. จุดที่อยู่ระหว่าง 10-20 องศารอบจุดตรึงการมองเห็น 3. จุดที่อยู่ระหว่าง 20-30 องศารอบจุดตรึงการมองเห็น นอกจากนี้ชุดทดสอบ GlauCUTU ได้ใช้ขนาดจุดทดสอบที่แตกต่างกับชุดทดสอบแบบ HFA เนื่องจากการชดเชยขนาดของจุดกระตุ้นที่ลดลงจากความโค้งของเลนส์ โดย GlauCUTU จะใช้ขนาด stimulus ตามมาตรฐาน gold-mann (Gilpin et al., 1990) เช่นเดียวกันกับ HFA ที่ขนาด I, II, และ III หรือ 0.2, 0.32, 0.5 องศาตามลำดับ โดยขนาดของจุดกระตุ้นจะมีขนาดเพิ่มขึ้นตามตำแหน่งการที่ห่างออกจากจุดตรึงการมองเห็น ซึ่งขนาดของจุดตรึงการมองเห็นจะใช้จุดสีเขียวขนาด 0.65 องศาตลอดการทดสอบ นอกจากนี้ชุดทดสอบ GlauCUTU ยังใช้วิธีการเลื่อนจุดตรึงการมองเห็น ทำให้สามารถทดสอบตำแหน่งเพิ่มเติมจากข้อจำกัดของหน้าจอได้

ชุดทดสอบ GlauCUTU สามารถปรับปรุงพารามิเตอร์สำหรับทดสอบได้หลายแบบเช่น ระยะเวลาแสดงจุดกระตุ้น, รูปแบบจุดที่ใช้ทดสอบ, ปริมาณจุดทดสอบจุดตรึงสายตา เป็นต้น ทำให้ผู้ใช้งานสามารถออกแบบชุดทดสอบที่เหมาะสมกับกลุ่มทดสอบได้ ในการวิจัยนี้ค่าพารามิเตอร์จะถูกกำหนดไว้คือ ระดับสีพื้นหลัง RGB เท่ากับ 30 และระดับสีพื้นหลังสูงสุด RGB เท่ากับ 235 โดยความเข้มแสงของจุดกระตุ้นจะเพิ่มด้วยอัตรา 150 ระดับแสงต่อวินาที ใช้จุดทดสอบแบบ 24-2 หรือมีจุดทดสอบจำนวน 54 จุด แต่ละจุดจะห่างกัน 6 องศาทั้งบนและล่าง เมื่อทำการเลือกพารามิเตอร์ทดสอบ

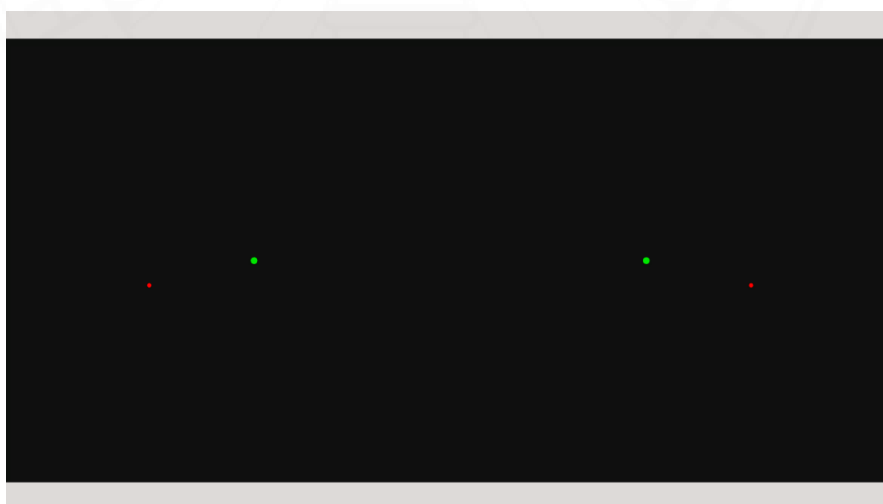


ภาพที่ 3.10 ค่าความหน่วงการตอบสนอง



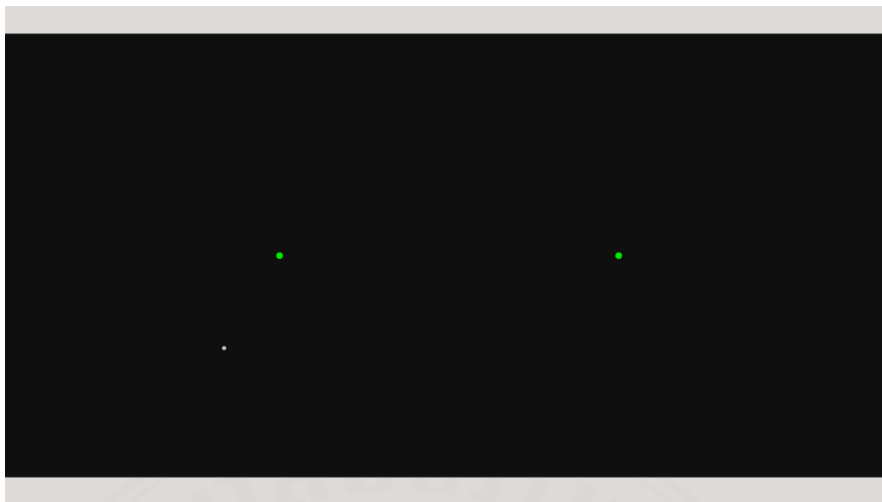
ภาพที่ 3.11 ระยะเวลาการทำงานหนึ่งรอบของโปรแกรมตรวจ

เสร็จสิ้น โปรแกรมจะให้ผู้เข้าทดสอบปรับตำแหน่งการมองเห็นให้เหมาะสมและหาตำแหน่งจุดบอด การมองเห็นเป็นลำดับถัดไปดังในตัวอย่างที่ 3.12 เมื่อเสร็จสิ้นขั้นตอนข้างต้นผู้ทดสอบจะได้รับการแจ้งให้กดปุ่มตอบสนองเมื่อรู้สึกหรือรับรู้ถึงจุดกระตุ้นให้ไวที่สุด 3.13



ภาพที่ 3.12 ซอฟต์แวร์สำหรับการทดสอบอุปกรณ์ GlauCUTU-VR เพื่อระบุตำแหน่งจุดบอด โดยจุดสีเขียวคือตำแหน่งของดวงตา และจุดสีแดงคือตำแหน่งจุดบอดโดยทั่วไปบนลานสายตาซึ่งยับยั้งตามจุดสีเขียว

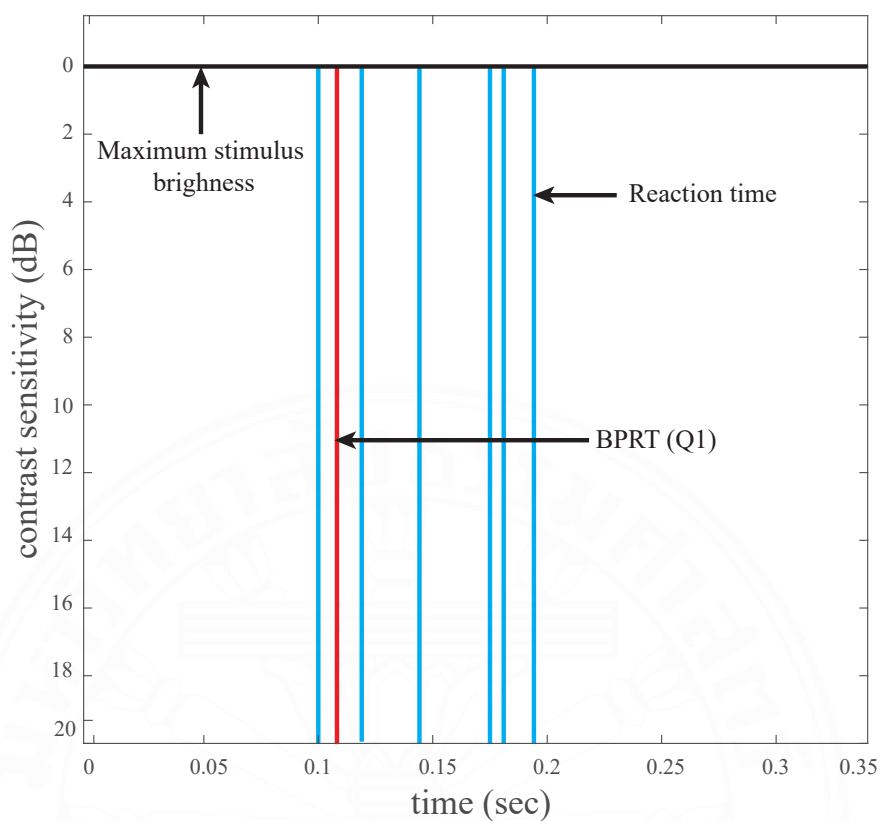
ผู้เข้าทดสอบทุกคนจะได้รับการทดสอบเบื้องต้นเพื่อสร้างความคุ้นชินและตรวจหาค่า



ภาพที่ 3.13 ซอฟต์แวร์สำหรับการทดสอบอุปกรณ์ GlauCUTU-VR เพื่อวัดเวลาที่ใช้ในการตอบสนองจุดกระตุ้น โดยหากจุดกระตุ้น (สีขาว) แสดงบนจอ ผู้ใช้งานจะต้องกดปุ่มทันทีเพื่อบันทึกเวลาที่ใช้ในการมองเห็น

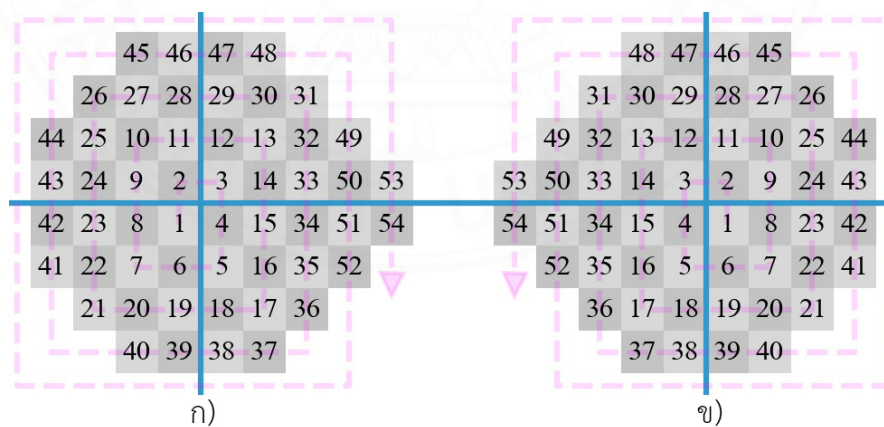
เฉลี่ยเวลาจนกระทั่งเกิดการตอบสนอง โดยการทดสอบเบื้องต้นนั้นจะทำการทดสอบด้วยจุดกระตุ้นที่ค่าความเข้มแสงสูงสุด 4 ตำแหน่งแบบสุ่มรอบจุดตรงการมองเห็นโดยแต่ละจุดจะทำการทดสอบมากที่สุดสองครั้งและทดสอบตาทั้งสองข้างสลับกันทำให้เกิดจุดทดสอบมากที่สุดในช่วงเวลานี้คือ 16 จุด แต่ลำดับขั้นตอนนั้นต้องการการตอบสนองเพียง 6 จุดเพื่อหาค่าเฉลี่ยการตอบสนองที่ดีที่สุด (Best Possible Reaction Time: BPRT) ซึ่งคิดจากค่าตอบสนอง 6 จุดโดยใช้ค่าทางสถิติ quartile ที่ 1 โดยค่า BPRT นั้นจะถูกให้เป็นค่าเวลาตอบสนองที่ดีที่สุดเหมือนเป็นค่าตัวแทนความสัมพันธ์ระหว่างสมองและมือเมื่อเห็นจุดกระตุ้นดังที่เห็นในรูปภาพที่ 3.14

ในการทดสอบต่อขึ้นทั้ง 54 จุดลำดับตำแหน่งการทดสอบจุดถูกสุ่มใหม่ทุกรอบการตรวจ โดยจะเริ่มจากตรงบริเวณรอบจุดตรงการมองเห็นก่อนจนไปสู่บริเวณจุดไกลจากจุดตรงการมองเห็น โดยเมื่อตำแหน่งการตรวจมากกว่า 16 องศาในแนวแกนรอบจุดตรงการมองเห็นจะขยับเพื่อให้สามารถทดสอบตำแหน่งที่มีระยะไกลจากจุดตรงการมองเห็นได้มากขึ้นโดยจะเว้นเวลาให้สายตาสามารถปรับเข้าสู่จุดใหม่ประมาณ 3 – 5 วินาทีแล้วทำการทดสอบต่อ จุดกระตุ้นจะปรากฏขึ้นเพียงครั้งเดียวเมื่อเริ่มการทดสอบจริง แต่จะมีกรณีที่น่าจุดทดสอบนั้นกลับมาทดสอบซ้ำคือเมื่อผู้ทดสอบตอบสนองต่อจุดกระตุ้นรวดเร็วว่า 20% ของ BPRT โปรแกรมจะทำการทดสอบซ้ำเพื่อให้มั่นใจว่าผู้ทดสอบไม่ได้กด การปรากฏของจุดกระตุ้นนั้นจะปรากฏตั้งแต่ความสว่างเท่าพื้นหลังคือ RGB 30 เพิ่มจนสู่ค่าความสว่างสูงสุดการทดสอบ RGB 235 เมื่อผู้ทดสอบตอบสนองต่อค่าความเข้มแสงนั้นจะถูกโปรแกรมบันทึกว่าเป็นเวลาจนกระทั่งเกิดการตอบสนอง (Time Until Response: TUR) ทุกการทดสอบ 10 จุดทดสอบจะมีการสุ่มทดสอบจุดบอดการมองเห็นเพื่อทดสอบจุดตรงการมองเห็นถ้าผู้เข้าทดสอบไม่ได้ขยับสายตาจากจุดตรงการมองเห็นผู้ทดสอบควรที่จะไม่สามารถรับรู้ถึงจุดกระตุ้นได้ ในท้ายที่สุดผล



ภาพที่ 3.14 ตัวอย่างการหาค่า BPRT จากการเก็บเวลาจนกระทั่งตอบสนองจากการทดสอบเบื้องต้น

การทดสอบลานสายตาจะมีการจัดตำแหน่งอ้างอิงตามรูปที่ 3.15 สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ผลต่อไป



ภาพที่ 3.15 ภาพแสดงตำแหน่งอ้างอิงสำหรับวิเคราะห์พื้นที่ลานสายตา GlauCUTU ก) ภาพตำแหน่งอ้างอิงตาซ้าย ข) ภาพตำแหน่งอ้างอิงตาขวา

3.4 การออกแบบลำดับขั้นตอนการแปลงค่าความไวการมองเห็นอย่างอัตโนมัติ

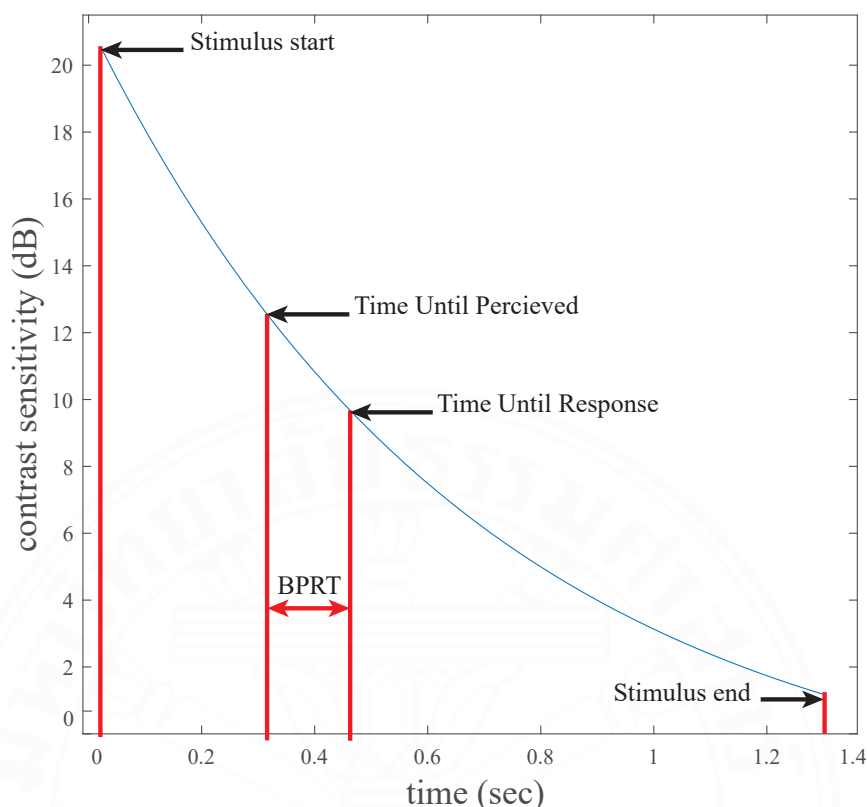
การวัดค่าความไว GlauCUTU โดยใช้ค่าเวลาที่จนกระทั่งเกิดการรับรู้ (Time Until Perceived: TUP) ค่า TUP เป็นค่าที่วัดช่วงเวลาตั้งแต่กำเนิดจุดกระตุ้นจนถึงเวลาที่ผู้ทดสอบรับรู้ถึงจุดกระตุ้น โดยหักลบเวลา BPRT ร่วมกับค่า TUR ดังที่คำนวณได้ในสูตร 3.1 และแสดงให้เห็นในตัวอย่างที่ 3.16 ความสัมพันธ์ระหว่าง TUP หรือเวลาที่จนกระทั่งการรับรู้กับค่าความไว GlauCUTU แสดงให้เห็นในสมการที่ 3.2 หรือรูปภาพที่ 3.17 จากรูปภาพแสดงให้เห็นว่าเมื่อ TUP มากจะได้ค่าความไวที่น้อยหรือหมายความว่าพื้นที่การมองเห็นนั้นมีความไวต่อความแสงต่ำทำให้เห็นว่าตาของผู้ทดสอบไม่สามารถจำแนกความเข้มแสงได้ดี GlauCUTU ใช้การปรับค่าสี RGB ในไลบรารี OpenCV โดยใช้ค่าตั้งแต่ RGB 30 จนถึง 235 หรือความเข้มแสงตั้งแต่ 1.02-108.3 Lux ซึ่งถูกคำนวณช่วงค่าความไวได้ตั้งแต่ 0-20.26 dB ซึ่งในขณะที่ HFA สามารถทำความเข้มแสงอยู่ในหน่วย Aposilb (asb) ตั้งแต่ 0.1 จนมากกว่า 10000 asb หรือมีช่วงค่าความไวตั้งแต่ 0-50 dB จากที่กล่าวมาข้างต้นพอจะเห็นได้ว่า GlauCUTU และ HFA นั้นใช้หน่วยแสงที่แตกต่างกันเนื่องจากแหล่งกำเนิดแสงของ GlauCUTU เป็นแบบ diode เปล่งแสงในขณะที่ HFA เป็นหัวยิงแสงให้สะท้อนลงบนฉากเข้าสู่สายตาผู้ทดสอบ (Heijl, 1985) ทำให้ค่าความไวของ GlauCUTU และ HFA แตกต่างกันหรือสังเกตจากภูเขาของการมองเห็น (Hill of Vision :HOV) ในรูปภาพที่ 3.18 ที่ค่าความไวพื้นที่การมองเห็นของ HFA มีลักษณะความไวสูงสุดจากจุดศูนย์กลางออกสู่บริเวณขอบในขณะที่ GlauCUTU มี HOV ที่มีระดับค่าความไวพื้นที่การมองเห็นใกล้เคียงกันทั่วพื้นที่ดังที่เห็นในภาพที่ 3.18 จึงจำเป็นต้องมีลำดับขั้นตอนที่หาความสัมพันธ์ระหว่างสองค่าความไวนี้โดยใช้ลำดับขั้นตอนการแปลงจาก GlauCUTU สู่ HFA อย่างอัตโนมัติเพื่อให้สามารถเปรียบเทียบค่าความไวดังกล่าวด้วยกันได้

$$TUP = TUR - BPRT, \quad (3.1)$$

เมื่อ TUP คือเวลาที่จนกระทั่งเกิดการรับรู้ TUR คือเวลาที่จนกระทั่งเกิดการตอบสนอง และ $BPRT$ ระยะเวลาตอบสนองที่ดีที่สุด

$$\hat{E}_{dB} = 23.375 \times e^{-1.3838TUP} - 3.162, \quad (3.2)$$

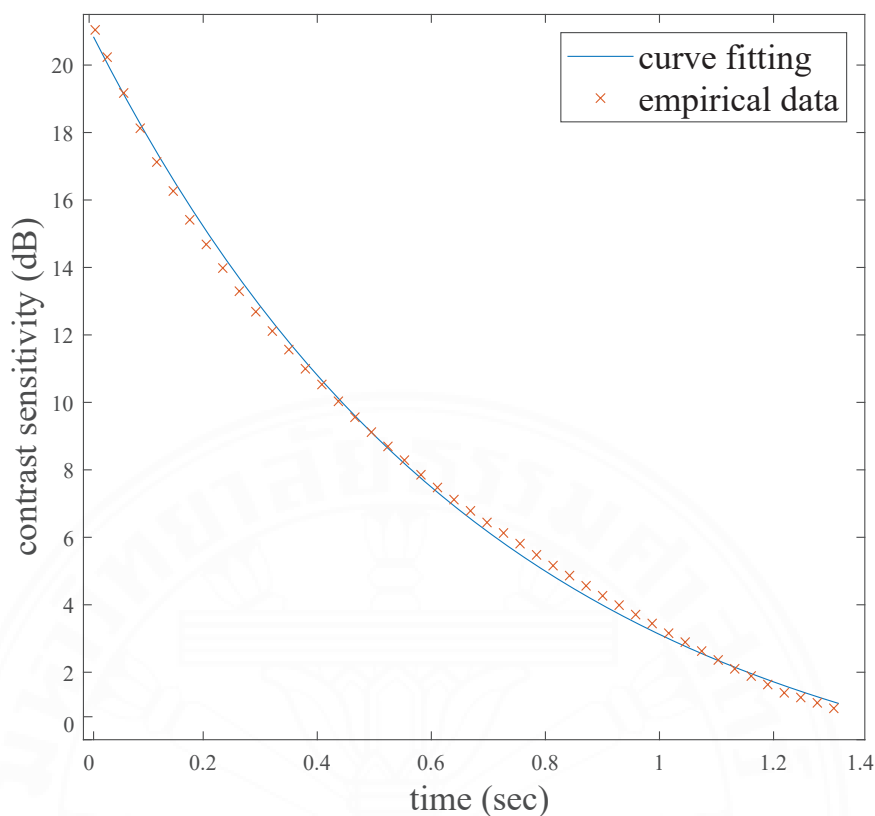
เมื่อ $\hat{E}_{dB}$ คือค่าคาดการณ์ค่าความไวพื้นที่การมองเห็น GlauCUTU and TUP คือเวลาที่จนกระทั่งเกิดการรับรู้



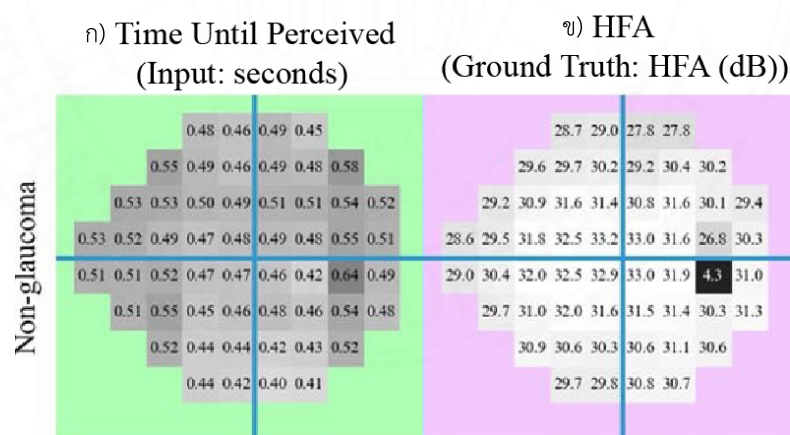
ภาพที่ 3.16 ตัวอย่างแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง TUR, TUP, และ BPRT

3.5 การออกแบบขั้นตอนวิธีสำหรับการแปลงค่าเวลาจนกระทั่งเกิดการตอบสนองเป็นค่าความไวแสงสำหรับ GlauCUTU

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับการแปลงผลค่าความไวการมองเห็น GlauCUTU เป็นค่าความไว HFA ด้วยสองเทคนิคคือ 1) การแปลงด้วย Machine Learning หรือ GlauCUTU-ML และ 2) การแปลงด้วย Deep Learning หรือ GlauCUTU-DL การแปลง GlauCUTU-ML นั้นใช้ซอฟต์แวร์ Weka Tool ในการพัฒนาทำให้สามารถทดลองได้กับขั้นตอนวิธี Machine Learning ได้หลายรูปแบบจนพบ 5 ลำดับขั้นตอนที่ดีที่สุด 5 ชนิดคือ Locally Weighted Learning (LWL), Multi-layer Perceptron (MLP), Additive Regression (AddReg), Reduced Error Pruning Tree (REPTree), Voter (Singhal and Jena, 2013) ในขณะที่ Deep Learning จะใช้สถาปัตยกรรมแบบ ResNet (Wu et al., 2019) การฝึกฝนลำดับขั้นตอนการเรียนรู้จะใช้ leave-one-subject-out-cross-validation ในการตรวจสอบความถูกต้องในการทำงานของโมเดล (Stone, 1978) หรือกล่าวคือในแต่ละรอบของการฝึกฝนจะมีผลจากผู้ทดสอบ 1 คนถูกถอดออกจากชุดฝึกฝนและนำมาเป็นชุดทดสอบในรอบนั้นวนไปจนครบผู้ทดสอบทุกคนและนำผลสอบแต่ละรอบมาประเมินเพื่อหาความแม่นยำและเสถียรของโมเดล



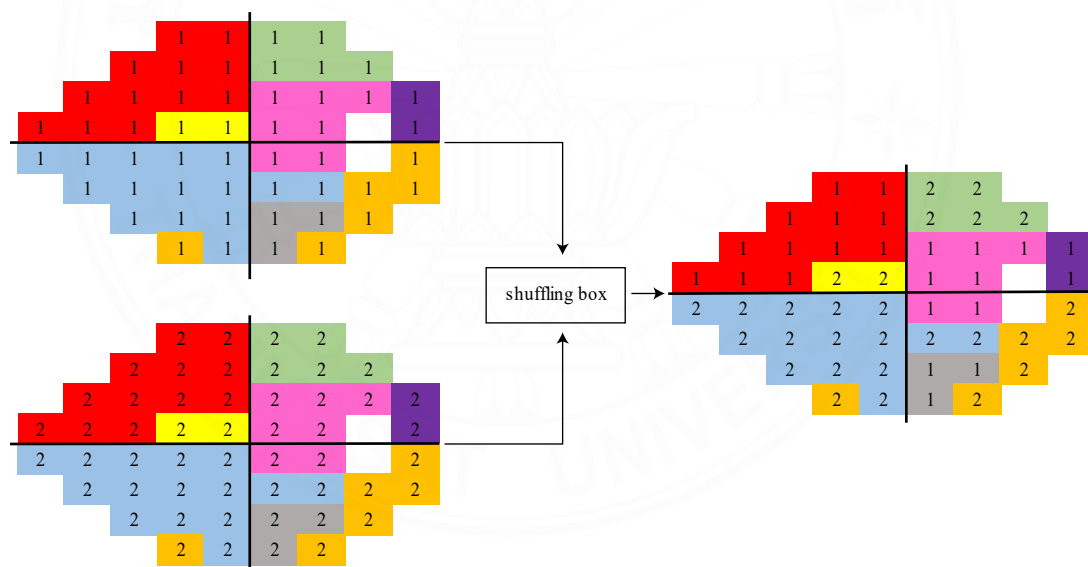
ภาพที่ 3.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่าความสว่างหน้าจอและเวลาการตอบสนอง



ภาพที่ 3.18 ภาพพื้นที่ลานสายตา ก) ภาพพื้นที่ลานสายตาเฉลี่ยจากผลการทดสอบ TUP ในกลุ่มควบคุมสายตาปกติ ข) ภาพพื้นที่ลานสายตาเฉลี่ยจากผลการทดสอบ HFA ในกลุ่มควบคุมสายตาปกติ

ในการฝึกฝนลำดับขั้นตอน ML จะใช้ตัวกรองขนาด 3x3 พร้อมกับการปะข้อมูลเพิ่มที่บริเวณขอบด้วยค่า 0 (zero padding) เพื่อรวบรวมข้อมูลจากรอบข้างและลดการแกว่งของข้อมูลลงในแต่ละจุดทดสอบ (Liu, 2013) ในขณะที่ GlauCUTU-DL จะใช้ชุดข้อมูลแบบไม่ผ่านตัวกรองใดๆ เนื่องจาก Deep Learning มีโครงข่ายประสาทเทียมที่ซับซ้อนสามารถฝึกฝนตัวเองเพื่อให้ตัวกรอง

ในแต่ละชั้นสามารถสกัดข้อมูลที่สำคัญได้ (LeCun et al., 2015) แต่อย่างไรก็ตาม DL จำเป็นต้องใช้ชุดข้อมูลจำนวนมากในการฝึกฝนโครงข่ายประสาทเทียมทำให้ชุดข้อมูล GlauCUTU ที่เก็บมานั้นไม่เพียงพอต่อการฝึกฝนจึงจำเป็นต้องออกแบบลำดับขั้นตอนในการสร้างชุดข้อมูลสังเคราะห์ โดยเทคนิคที่ใช้ในงานวิจัย GlauCUTU นั้นจะอ้างอิงจากการวิจัยของ Ferreras et al. (Ferreras et al., 2008) โดยงานวิจัยนี้พบว่าพื้นที่ลานสายตาจะมีพื้นที่ที่มีค่า correlation สัมพันธ์หรือกล่าวคือในพื้นที่นั้นเมื่อเกิดรูปแบบของลานสายตาตามักจะมีค่าใกล้เคียงกันทำให้เราสามารถนำพื้นที่ที่มีค่าสัมพันธ์มาสลับกับอีกตาจากคนละอาสาสมัครทำให้เราสามารถเพิ่มชุดข้อมูลได้ดังที่ปรากฏในรูปภาพ 3.19 อย่างไรก็ตามงานวิจัยชิ้นนี้ใช้สถาปัตยกรรมแบบ ResNet แต่ยังมีการดัดแปลงให้โครงข่ายประสาทเทียมสั้นลงกว่า ResNet ปกติเพื่อลดจำนวนพารามิเตอร์ที่ต้องปรับปรุงลง และให้ลู่เข้าสู่จุดต่ำสุดของค่าเบี่ยงเบนของการฝึกฝนได้ง่ายยิ่งขึ้น โดยเทคนิคของ ResNet นั้นจะใช้ Residual Block ที่ประกอบไปด้วยชุดโครงข่ายการกรองข้อมูลแบบปกติและชุดข้อมูลตั้งต้น (skip connections) เพื่อลดการสูญเสียข้อมูลตั้งต้นระหว่างการกรองหรือเรียกว่า vanishing gradient ทำให้สามารถฝึกฝนชุดข้อมูลได้ดีมากยิ่งขึ้น (Wu et al., 2019)



ภาพที่ 3.19 ภาพแสดงพื้นที่ลานสายตา 2 ลานสายตาจากคนละอาสาสมัครโดยแทนด้วยตัวเลขและกลุ่มภายในพื้นที่ลานสายตาที่มีค่าความสัมพันธ์ทางสถิติแทนที่ด้วยสี โดยการสังเคราะห์ชุดข้อมูลจะนำกลุ่มพื้นที่ลานสายตาของคนละอาสาสมัครมาผสมกันเพื่อสังเคราะห์ข้อมูลเพิ่มสำหรับฝึกฝน

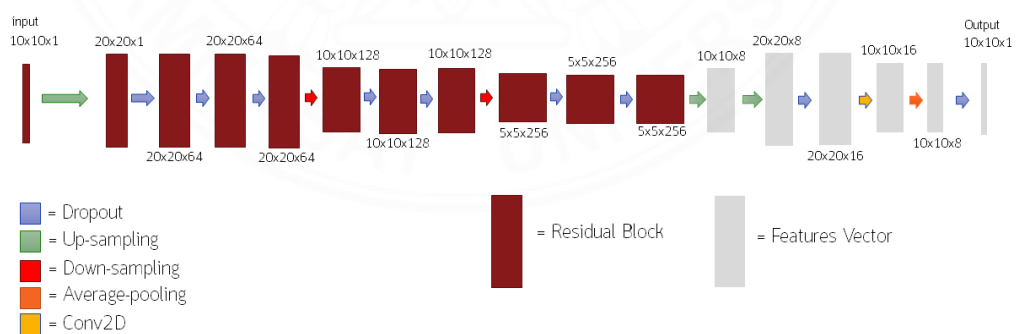
การนำสถาปัตยกรรมแบบ Autoencoder เข้ามาใช้ร่วมกับ Residual Block ช่วยให้สามารถสกัดข้อมูลสำคัญได้มากยิ่งขึ้น โดยสถาปัตยกรรมแบบ Autoencoder นั้นพยายามที่จะย่อข้อมูลตั้งต้นที่มีขนาดใหญ่ให้เล็กลงจนเป็นฟีเจอร์เวกเตอร์ขนาดเล็กกว่าข้อมูลตั้งต้นแล้วนำฟีเจอร์เวกเตอร์มาสร้างกลับเป็นข้อมูลเดิม (Ng et al., 2011) ในขณะที่ Residual Block เป็นลำดับขั้น

ตอนในการสกัดฟีเจอร์ที่จะนำข้อมูลตั้งต้นมารวมกับข้อมูลหลังสกัดฟีเจอร์เพื่อแก้ไขปัญหา vanishing gradient (Wu et al., 2019) ที่พบได้บ่อยในการเรียนรู้เชิงลึกซึ่งจะทำให้โครงข่ายประสาทเทียมหยุดการเรียนรู้และลู่เข้าสู่จุดที่ทำให้โมเดลมีประสิทธิภาพสูงสุด ในการออกแบบการเรียนรู้เชิงลึก GlauCUTU จะใช้โครงข่ายแบบ Autoencoder ร่วมกับ Residual Block โดยเมื่อได้ฟีเจอร์เวกเตอร์ขนาดเล็กจะนำมาเข้าโครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network: ANN) ในการทำนายค่าความไวพื้นที่การมองเห็นแทนที่การทำ Autoencoder แบบเต็มโดยแสดงให้เห็นในภาพที่ 3.20 เพื่อลดพารามิเตอร์สำหรับฝึกฝนเนื่องจากชุดข้อมูลสำหรับฝึกฝนนั้นมีขนาดเล็ก นอกจากนี้โครงข่าย GlauCUTU ยังใช้ Loss Function ที่ดัดแปลงจาก Mean Absolute Percentage Error (MAPE) โดยมีการเลื่อนค่าเฉลี่ยของข้อมูลนำเข้าเพื่อป้องกันค่าความสูญเสียเป็นศูนย์ซึ่งจะทำให้โมเดลไม่สามารถฝึกฝนต่อไปได้โดยเรียกวิธีนี้ว่า Modified Mean Absolute Percentage Error (MMAPE) ดังที่เห็นในสมการที่ 3.4 นอกจากนี้ยังมีการเพิ่ม noise ให้กับชุดข้อมูลเพื่อให้ชุดข้อมูลมีความ generalize มากขึ้น

$$MMAPE = \frac{100}{n} \sum_{t=1}^n \left| \frac{(A_t + C) - (F_t + C)}{A_t + C} \right| \quad (3.3)$$

$$= \frac{100}{n} \sum_{t=1}^n \left| \frac{A_t - F_t}{A_t + C} \right|, \quad (3.4)$$

เมื่อ A_t คือค่าผลเฉลย. F_t ค่าการทำนาย และ C คือค่าคงที่โดยมีค่าเท่ากับ 0.3.

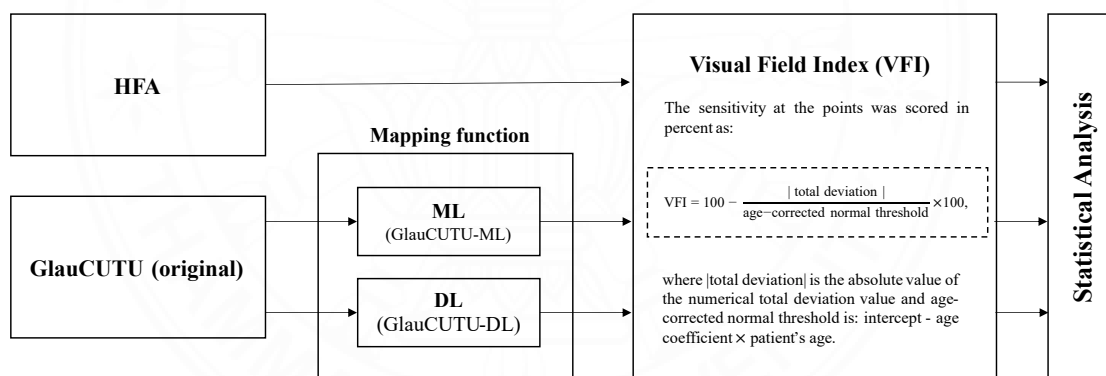


ภาพที่ 3.20 แผนภาพโครงข่ายประสาทเทียมการเรียนรู้เชิงลึก GlauCUTU

3.6 การเปรียบเทียบผลลัพธ์ทางสถิติ

3.6.1 การประเมินเชิงวัตถุวิสัย (objective evaluation)

การเปรียบเทียบผลการทดสอบกลอคูตูประกอบด้วย การทดสอบทางสถิติโดยใช้ค่าเฉลี่ยผิดพลาดสัมบูรณ์ (mean absolute error: MAE) และ รากที่สองของค่าผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง (root mean square error: RMSE) โดยค่าเบี่ยงเบนความผิดพลาดจะเทียบกับผลเฉลยของ HFA ทั้งหมด 54 จุดการทดสอบจากอาสาสมัคร 62 คน เพื่อวิเคราะห์ค่าความเบี่ยงเบนเฉลี่ยของแต่ละตำแหน่งการมองเห็นของทั้งลำดับขั้นตอนการแปลงความไวพื้นที่การมองเห็น อย่างไรก็ตาม MAE และ RMSE สามารถนำไปใช้สำหรับวิเคราะห์โดยรวมของลำดับขั้นตอนการแปลงความไวพื้นที่การมองเห็นโดยรวมได้โดยการนำค่าความผิดพลาดแต่ละตำแหน่งมาเฉลี่ย นอกจากนี้ค่าการทดสอบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Pearson's r correlation) เป็นการหาความสัมพันธ์ของสองชุดข้อมูลว่ามีความสัมพันธ์กันอย่างไรในเชิงเส้นหรือถ้าเกิดการเปลี่ยนแปลงของชุดข้อมูลหนึ่งจะส่งผลกระทบต่อที่มีความสัมพันธ์กับอีกชุดข้อมูลอื่นอย่างไร เช่น เมื่อค่าทำนายความไวพื้นที่การมองเห็นกลอคูตูมีค่าต่ำจะมีค่าต่ำเหมือนกับผลเฉลย HFA หรือไม่



ภาพที่ 3.21 แผนภาพแสดงการวิเคราะห์ผลการทำงานของชุดทดสอบ GlauCUTU ด้วย VFI โดยเปรียบเทียบค่าความไวพื้นที่ลานสายตา HFA กับค่าความไวพื้นที่การมองเห็นที่ผ่านการแปลงจากค่าความไวพื้นที่การมองเห็น GlauCUTU-original เป็น GlauCUTU-ML และ GlauCUTU-DL โดย VFI จะคำนวณจากค่าความไวพื้นที่การมองเห็นทั้งหมด 54 จุด ในท้ายที่สุดค่า VFI ทั้งหมดจะถูกนำไปคำนวณผ่านวิธีทางสถิติ

Visual Field Index เป็นค่าสำหรับหาประสิทธิภาพการมองเห็นว่ายังมีอัตราส่วนการมองเห็นเป็นอย่างไรโดยวิธีการคำนวณปรากฏอยู่ในรูปภาพที่ 3.21 โดยการทดสอบกลอคูตูจะนำค่า VFI มาประเมินชุดทดสอบเพื่อวิเคราะห์ผลการทดสอบกลอคูตูว่าให้ผลใกล้เคียงกับ HFA หรือไม่โดยใช้วิธีทางสถิติวิเคราะห์ post-hoc จากการทดสอบเปรียบเทียบพหุคูณ (two-way ANOVA) ระหว่าง GlauCUTU-ML กับ HFA และ GlauCUTU-DL กับ HFA

3.6.2 การประเมินเชิงจิตวิสัย (subjective evaluation)

นอกจากการวัดผลเชิงวัตถุวิสัยการวัดผลเชิงจิตวิสัยยังสามารถบ่งบอกถึงความสามารถในการใช้งานจริงโดยการผลการทดสอบลานสายตาจากลอคูตูใช้จักษุแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ 3 ท่านในการลงความเห็นเปรียบเทียบผลการทดสอบที่ได้จากลอคูตูและ HFA โดยแสดงเป็นคู่เช่น ผลจากอาสาสมัครที่ผ่านการแปลง GlauCUTU-ML และผลเฉลยจากอาสาสมัคร HFA โดยให้จักษุแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ 3 ท่านลงความเห็นว่ามีผลสอดคล้องกันหรือไม่เพื่อหาร้อยละของความเห็นที่ตรงกัน (percentage agreement) นอกจากนี้ยังมีการหาสัมประสิทธิ์ Gwet's AC1 (Gwet's AC1 coefficient) สำหรับวัดความเชื่อมั่นระหว่างผู้ประเมิน Gwet (2008)



บทที่ 4

RESULTS AND DISCUSSION

4.1 การประเมินเชิงวัตถุวิสัย

การเปรียบเทียบขั้นตอนวิธีการแปลงค่าความไวจากค่าความไว GlauCUTU เป็นค่าความไว HFA นั้นจะใช้พารามิเตอร์สำหรับตรวจวัดคุณภาพคือ MAE, RMSE, Pearson's r correlation coefficient, และ VFI โดยการใช้ค่าความผิดพลาดแบบ MAE และ RMSE นั้นจะวัดค่าความผิดพลาดที่ทำนายค่าความไวผิดพลาดของ ML และ DL เปรียบเทียบกับผลเฉลยค่าความไวพื้นที่การมองเห็น HFA โดย RMSE นั้นจะแสดงถึงผลที่ทำนายผิดพลาดที่มีค่ามาก (outlier) ได้ดีกว่า MAE Chicco et al. (2021)

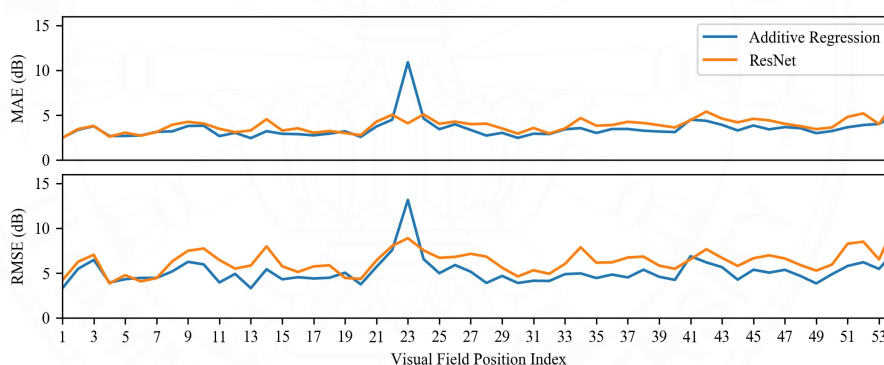
ลำดับขั้นตอนการแปลงค่าความไวพื้นที่การมองเห็นด้วย ML จะประกอบไปด้วยวิธี LWL, MLP, AddReg, REPTree, และ Voter ในขณะที่ลำดับขั้นตอนการแปลงค่าความไวพื้นที่การมองเห็นด้วย DL ใช้สถาปัตยกรรมแบบ ResNet จากตารางการทดสอบที่ 4.1 สอดพบว่า Pearson's r correlation coefficient พบว่า ResNet, AddReg, LWL, Voter, REPTree, และ MLP นั้นมีค่าสูงสุดตามลำดับโดยมีค่า 0.74 ± 0.23 , 0.70 ± 0.17 , 0.69 ± 0.18 , 0.66 ± 0.19 , 0.55 ± 0.24 , และ 0.53 ± 0.27 อย่างไรก็ตามจากผลการทดสอบ RMSE พบว่า LWL, AddReg, Voter, REPTree, MLP, และ ResNet มีค่าความเบี่ยงเบนจากน้อยไปมากตามลำดับโดยมีค่า 4.92 ± 2.18 , 5.16 ± 1.45 , 5.37 ± 2.20 , 5.70 ± 2.44 , 5.99 ± 3.14 และ 6.31 ± 1.30 ตามลำดับ ในท้ายที่สุดจากผลการทดสอบ MAE พบว่า LWL, AddReg, MLP, Voter, REPTree, และ ResNet ค่าความเบี่ยงเบนจากน้อยไปมากตามลำดับโดยมีค่า $.50 \pm 1.66$, 3.50 ± 1.17 , 3.76 ± 2.19 , 3.80 ± 1.76 , 3.80 ± 1.73 , และ 3.88 ± 0.77 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.1 ตารางผลลัพธ์การทดสอบ MAE, RMSE, และ Pearson's r correlation coefficient จากศึกษาลำดับขั้นตอนการแปลงค่าความไวพื้นที่ลานสายตา GlauCUTU เป็นค่าความไวพื้นที่การมองเห็นแบบ HFA

Method	MAE $\pm$ SD (dB)	RMSE $\pm$ SD (dB)	Pearson's $r \pm$ SD
LWL	3.50 ± 1.66	4.92 ± 2.18	0.69 ± 0.18
MLP	3.76 ± 2.19	5.99 ± 3.14	0.53 ± 0.27
AddReg	3.50 ± 1.17	5.16 ± 1.45	0.70 ± 0.17
REPTree	3.80 ± 1.73	5.70 ± 2.44	0.55 ± 0.24
Voter	3.80 ± 1.76	5.37 ± 2.20	0.66 ± 0.19
ResNet	3.88 ± 0.77	6.31 ± 1.30	0.74 ± 0.23

ลำดับขั้นตอนการทำนายแบบ ResNet แม้ว่าจะมีผลการทดสอบแบบ Pearson's r correlation coefficient สูงสุดอยู่ที่ 0.74 แต่ก็พบว่ามีค่าความผิดพลาดสูงสุดทั้งแบบ MAE และ RMSE

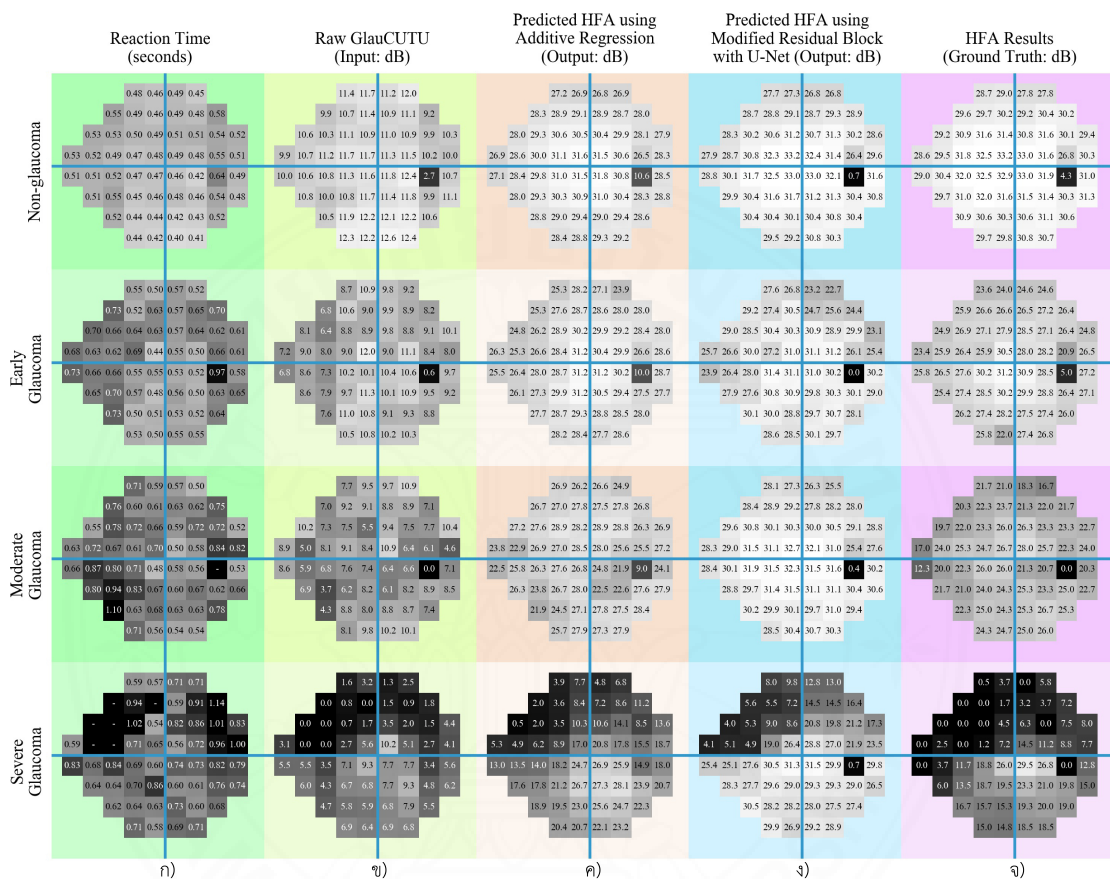
โดยมีค่า 3.88 และ 6.31 ตามลำดับ อย่างที่ปรากฏในตารางที่ 4.1 อย่างไรก็ตามจากผลการทดสอบพบว่าลำดับขั้นตอนการแปลงด้วย ML ด้วยวิธี LWL ให้ผลการทดสอบที่มีความน่าเชื่อถือโดยมีค่า Pearson's correlation coefficient อยู่ที่ 0.69 และมีค่า RMSE และ MAE อยู่ที่ 4.92 และ 3.50 ตามลำดับ ในขณะที่วิธีการ MLP และ REPTree ให้ผล Pearson's r correlation coefficient ที่มีค่าใกล้เคียงกันคือ 0.53 และ 0.55 ตามลำดับ วิธีการตรวจแบบ AddReg ให้ผลการทดสอบโดยรวมดีที่สุดโดยมีค่า Pearson's r correlation coefficient อยู่ที่ 0.70 และมีค่า RMSE และ MAE อยู่ที่ 5.16 และ 3.50 ตามลำดับ ลำดับขั้นตอนการทำนายแบบ ML Voter เป็นวิธีการรวบรวมผลการทดสอบจากลำดับขั้นตอน ML ชนิดอื่นเพื่อมาทำนายผลค่าความไวโดยให้ผลการทดสอบ Pearson's r correlation coefficient และ MAE คือ 0.66 และ 3.8 ตามลำดับซึ่งน้อยกว่า LWL และ AddReg อย่างไรก็ตามจากตัวอย่างที่ 4.1 พบว่า AddReg และ ResNet ให้ผลการทดสอบ MAE ที่มีค่าตามเส้นแนวโน้มใกล้เคียงกันเมื่อเปรียบเทียบกับผลเฉลี่ย HFA ซึ่งมีค่าความเบี่ยงเบนเฉลี่ยอยู่ที่ 3 dB แต่ ResNet นั้นให้ค่า RMSE สูงกว่า AddReg โดยสามารถบ่งชี้ได้ว่าเมื่อ ResNet ทำนายผิดพลาดจะทำนายหลุดออกจากค่าผลเฉลี่ยไปมากกว่าลำดับขั้นตอนแบบ AddReg อย่างไรก็ตามบริเวณจุดบอดการมองเห็น ResNet สามารถทำนายได้แม่นยำกว่า



ภาพที่ 4.1 ค่าผลลัพธ์ความผิดพลาดเฉลี่ย RMSE และ MAE ของ 54 ตำแหน่งจุดทดสอบการมองเห็นระหว่าง 2 วิธี 1. ResNet แสดงแทนด้วยเส้นสีส้ม 2. AddReg แสดงแทนด้วยเส้นสีน้ำเงิน

รูปภาพที่ 4.2 แสดงถึงการเปรียบเทียบผลในแต่ละขั้นตอนตั้งแต่เริ่มจุดเริ่มต้นของการเก็บข้อมูลด้วยการตอบสนองผ่านการเปลี่ยนจากเวลาที่จ้องกระทั่งเกิดการรับรู้เป็นค่าความไวการมองเห็น GlauCUTU ซึ่งถูกนำไปผ่านลำดับขั้นตอน ML และ DL เพื่อให้ได้ค่าความไวการมองเห็นอยู่ในรูปแบบเดียวกับ HFA โดย AddReg ถูกใช้เป็นตัวแทนของลำดับขั้นตอนแปลงค่าความไวจาก GlauCUTU เป็น HFA หรือเรียกว่า GlauCUTU-ML ในขณะที่ลำดับขั้นตอน ResNet ให้เรียกว่า GlauCUTU-DL จากผลการทดสอบ GlauCUTU-ML และ GlauCUTU-DL พบว่าความเข้มของสีในกลุ่มพื้นที่ลานสายตาปกติและพื้นที่ลานสายตาต้อหินระยะเริ่มต้นได้ใกล้เคียงกับผลเฉลี่ย HFA มากที่สุดโดยสังเกตจากแถวที่ 1 และ 2 จากรูปภาพที่ 4.2 ในขณะที่ต้อหินระยะปานกลางนั้น GlauCUTU-Original และ GlauCUTU-ML เฉดสีใกล้เคียงกับ HFA มากที่สุด สำหรับต้อหินระยะรุนแรง GlauCUTU-DL ให้ผล

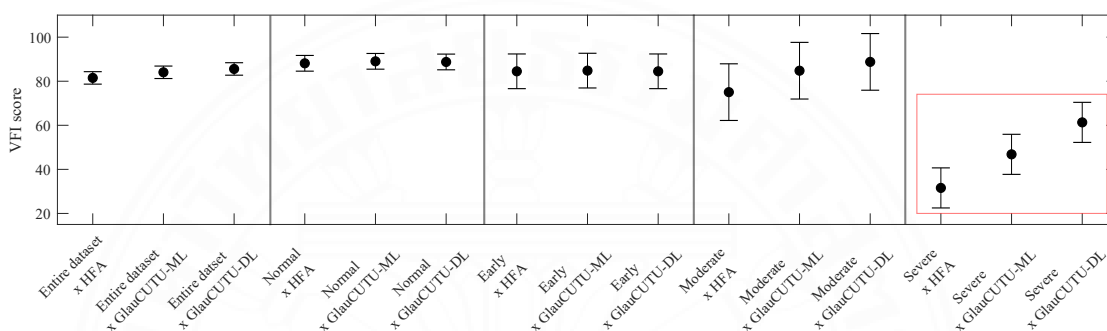
การทำจากแผนที่ใกล้เคียงกับ HFA มากที่สุด อย่างไรก็ตาม GlauCUTU-Original ให้ผลลัพธ์ความไว การมองเห็นบริเวณรอบจุดกึ่งกลางการมองเห็นติดไปทางค่าความไวต่ำมากกว่าปกติ GlauCUTU-ML จะให้ผลลัพธ์ที่ชัดเจนค่าไวต่ำขึ้นมามากกว่าปกติ ในคอลัมน์ (ก) จากรูปภาพที่ 4.2 พบว่ามีการเพิ่มขึ้น ของเวลาที่จนกระทั่งเกิดการรับรู้ จากลานสายตาปกติไปจนลานสายตาต้อหินระยะสุดท้าย



ภาพที่ 4.2 ตัวอย่างผลลัพธ์การทดสอบระหว่างผู้ทดสอบในแต่ละกลุ่มอาการโดยแสดงผลในลำดับ ขั้นตอน 5 ตัวอย่าง ก) TUP ข) GlauCUTU-original ค) GlauCUTU-ML ง) GlauCUTU-DL จ) HFA โดยแบ่งเป็น 4 กลุ่มอาการอยู่ในแนวตั้งจากบนลงล่างคือ 1) กลุ่มควบคุมผู้มีสายตาปกติ 2) กลุ่มผู้ป่วย ต้อหินระยะเริ่มต้น 3) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะรุนแรง 4) กลุ่มต้อหินระยะรุนแรง ตามลำดับ ซึ่งลำดับ ขั้นตอน ก) เป็นผลลัพธ์โดยตรงจากชุดทดสอบ GlauCUTU ซึ่งถูกแปลงเป็นค่าความไวพื้นที่การมองเห็น ข) และนำมาผ่านลำดับขั้นตอนการแปลงจากค่าความไวพื้นที่การมองเห็น GlauCUTU ให้อยู่ใน รูปแบบเดียวกับ HFA โดยมีผลลัพธ์คือ ค) และ ง) โดย จ) นั้นคือผลเฉลยที่ได้จากการทดสอบ HFA

การเปรียบเทียบผลการทดสอบ HFA, GlauCUTU-ML, และ GlauCUTU-DL จะถูกนำไปวัด Visual Field Index (VFI) ดังที่แสดงในแผนภาพที่ 3.21 เพื่อหาอัตราส่วนพื้นที่การมองเห็นต่อพื้นที่ที่สูญเสียการมองเห็น จากการวิเคราะห์ทางสถิติแบบ post-hoc พบว่า VFI ของ GlauCUTU-ML และ GlauCUTU-DL เมื่อเปรียบเทียบกับ HFA จากชุดทดสอบทั้งหมดนั้นไม่มีการแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ $p=0.996$ for HFA vs. GlauCUTU-ML และ $p=0.805$ for HFA vs. GlauCUTU-DL) เช่น

เดียวกันกับกลุ่มผู้มีสายตาสายตาสั้น, กลุ่มผู้เป็นต้อหินระยะเริ่มต้น, และ กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะปานกลาง ($p=0.999$ for HFA vs. GlauCUTU-ML และ $p=0.977$ for HFA vs. GlauCUTU-DL), ($p=0.999$ for HFA vs. GlauCUTU-ML และ $p=0.999$ for HFA vs. GlauCUTU-DL), และ ($p=0.997$ for HFA vs. GlauCUTU-ML and $p=1.000$ for HFA vs. GlauCUTU-DL) ซึ่งมีเพียงกลุ่มต้อหินระยะรุนแรงที่จะมีเพียง GlauCUTU-ML ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญกับ HFA ($p=0.573$) และมีเพียง GlauCUTU-DL ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญกับ HFA ($p<0.05$) ดังที่แสดงในรูปภาพที่ 4.3 ผลการทดสอบด้วยการอ่านผลของผู้เชี่ยวชาญ



ภาพที่ 4.3 ผลลัพธ์จากการทำ post-hoc analysis ของ two-way ANOVA ระหว่างคะแนน VFI ที่ได้จากลำดับขั้นตอนการทดสอบลานสายตา 1) HFA 2) GlauCUTU-ML 3) GlauCUTU-DL ซึ่งเป็นแบ่งการเปรียบเทียบเป็นทั้งหมด 5 ช่องตามประเภทของกลุ่มการทดสอบ 1) กลุ่มการทดสอบทั้งหมด 2) กลุ่มควบคุมผู้มีสายตาสายตาสั้น 3) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะเริ่มต้น 4) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะรุนแรง 5) กลุ่มต้อหินระยะรุนแรง เพื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างกลุ่มการทดสอบในแต่ละลำดับขั้นตอนการทดสอบ

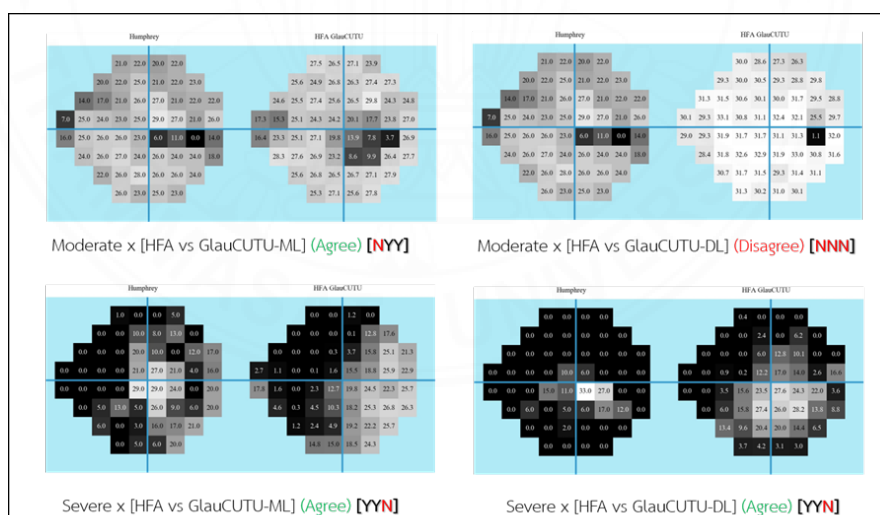
4.2 การประเมินเชิงจิตวิสัย

การประเมินเชิงจิตวิสัยของผู้ตรวจ GlauCUTU ใช้วิธีการตัดสินผลตามเสียงส่วนใหญ่จากจักษุแพทย์ผู้เชี่ยวชาญซึ่งให้ความเห็นในความสอดคล้องกันระหว่างผลเฉลยจากชุดทดสอบ HFA กับผลการทำนายจาก GlauCUTU-original, GlauCUTU-ML, และ GlauCUTU-DL โดยจักษุแพทย์จะลงความเห็นตัดสินรูปแบบลานสายตาในแต่ละลำดับขั้นตอนว่ามีความคล้ายคลึงและสามารถแปลผลได้ในรูปแบบเดียวกันผลทดสอบลานสายตาจาก HFA หรือไม่ โดยความเห็นจะยึดตามความเห็นส่วนใหญ่จาก 2 ใน 3 คนดังที่เห็นตัวอย่างการประเมินในรูปภาพที่ 4.4 มาประเมินร้อยละของความเห็นที่ตรงกันโดยในแต่ละคู่สามารถดูได้จากตารางที่ 4.2 ซึ่งตารางจะแสดงถึงอัตราส่วนของความสอดคล้องกันระหว่างผลเฉลย HFA และผลทดสอบแต่ละวิธีโดยแบ่งเป็นคู่คือ HFA กับ GlauCUTU-original, HFA กับ GlauCUTU-ML และ HFA กับ GlauCUTU-DL จากผลการทดสอบพบว่า GlauCUTU-original ให้ประสิทธิภาพน้อยที่สุด ในขณะที่ GlauCUTU-ML ให้ผลการทดสอบที่ดีที่สุดเมื่อเทียบ

ตารางที่ 4.2 อัตราส่วนความสอดคล้องจากเสียง 2 ใน 3 ของจักษุแพทย์ของความสัมพันธ์รูปแบบลานสายตาที่ได้จาก GlauCUTU-Original, GlauCUTU-ML, และ GlauCUTU-DL เมื่อเปรียบเทียบกับผลลานสายตา HFA ตามกลุ่มอาการ 1) กลุ่มควบคุมผู้มีสายตาปกติ 2) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะเริ่มต้น 3) กลุ่มผู้ป่วยต้อหินระยะรุนแรง 4) กลุ่มต้อหินระยะรุนแรง ตามลำดับ

	HFA & GlauCUTU-Original	HFA & GlauCUTU-ML	HFA & GlauCUTU-DL
Normal	0.200	0.875	0.429
Early glaucoma	0.500	1.000	0.333
Moderate glaucoma	0.667	0.778	0.800
Severe glaucoma	0.500	0.667	0.333

กับ GlauCUTU-original ในแต่ละระดับความรุนแรงซึ่งแตกต่างกันคือ 0.675, 0.500, 0.111, และ 0.167 โดยเรียงลำดับจากลานสายตาปกติถึงต้อหินระดับรุนแรง นอกจากนี้จากการศึกษาสัมประสิทธิ์สำหรับวัดความเชื่อมั่นระหว่างผู้ประเมิน Gwet's AC1 จากการทำ inter-rater reliability ระหว่างผลเฉลยจาก HFA กับผลการทำนายจาก GlauCUTU-original, GlauCUTU-ML, และ GlauCUTU-DL พบว่า The Gwet's AC1 coefficient ของ GlauCUTU-original, GlauCUTU-ML, and GlauCUTU-DL คือ 0.481, 0.546, and 0.532 ตามลำดับซึ่งเป็นการยืนยันผลการทำนายจาก GlauCUTU-ML มีประสิทธิภาพสูงสุด



ภาพที่ 4.4 ผลการเปรียบเทียบระหว่างลานสายตาจากอุปกรณ์ GlauCUTU (ML หรือ DL) และอุปกรณ์ HFA โดยการลงความเห็นของแพทย์ 3 ท่าน (Y=เห็นว่าเหมือนกัน; N=เห็นว่าไม่เหมือนกัน)

บทที่ 5

CONCLUSIONS AND RECOMMENDATIONS

การออกแบบพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดลานสายตาด้วยแว่นตาจำลองโลกเสมือน เพิ่มโอกาสในการเข้าถึงการตรวจคัดกรองต้อหินหรือความบกพร่องทางการมองเห็นที่ตรวจวัดได้ด้วยลานสายตา ลดความเหลื่อมล้ำในการเข้าถึงอุปกรณ์การแพทย์ที่มีประสิทธิภาพของผู้คนในพื้นที่ห่างไกลจากโรงพยาบาลใหญ่ นอกจากความสามารถในการพกพาการทดสอบลานสายตาด้วยแว่นตาจำลองโลกเสมือนสามารถทดสอบได้สะดวกและทำทางที่หลากหลายเพิ่มโอกาสในการตรวจคัดกรองให้แก่ผู้คนที่ไม่สามารถใช้เครื่องตรวจแบบมาตรฐานตามปกติได้ เช่น ผู้ป่วยติดเตียง ผู้ที่ไม่สามารถรักษาทำทางในการนั่งได้เป็นเวลานาน เป็นต้น การปรับแต่งแว่นตาจำลองโลกเสมือนยังสามารถปรับปรุงให้เข้ากับสรีระของแต่ละบุคคล รวมทั้งสามารถใส่อุปกรณ์เซนเซอร์การมองเห็น จึงช่วยทำให้ผู้ทดสอบสามารถทำแบบทดสอบได้อย่างมีประสิทธิภาพ ลดความเหนื่อยล้าระหว่างทำแบบทดสอบจึงทำให้ผลทดสอบมีความผลลัพธ์ที่น่าเชื่อถือ (Johnson et al., 1988), (Tsapakis et al., 2017) ซึ่งสอดคล้องจากการเก็บความคิดเห็นหลังจากทดสอบลานสายตาด้วยแว่นตาจำลองโลกเสมือน GlauCUTU ว่าชุดทดสอบสามารถทำได้สะดวกสบายกว่าสามารถจัดทำทางในการทดสอบได้ตามสรีระลดอาการเหนื่อยล้า ร่วมกับลดความเหนื่อยล้าจากการจ้องจุดอ้างอิงเดิมเป็นเวลานานเนื่องจากชุดทดสอบ GlauCUTU มีการขยับจุดทดสอบระหว่างทำ และช่วยเพิ่มความตื่นตัวทำให้ผู้ทดสอบสามารถรักษาสมาธิลดอาการง่วงระหว่างทำแบบทดสอบ นอกจากนี้ชุดทดสอบ GlauCUTU ยังใช้เครื่องมือในการตรวจสอบความน่าเชื่อถือของแบบทดสอบด้วยการทดสอบ False Positive, False Negative ซึ่งใช้เป็นเกณฑ์ในการทดสอบซ้ำ

จากการทดสอบในระยะแรกพบว่าการทดสอบแสดงให้เห็นว่าในกลุ่มผู้ป่วยต้อหินนั้นจะใช้ระยะเวลาในการตอบสนอง (TUR) มากกว่าในกลุ่มผู้มีการมองเห็นปกติ Kunumpol et al. (2021) จากการพัฒนาอย่างต่อเนื่องพบว่าการใช้การตอบสนองต่อการรับรู้ (TUP) นั้นสามารถตรวจวัดลานสายตาได้อย่างมีประสิทธิภาพให้ผลการทดสอบที่จักษุแพทย์ให้การแปลสอดคล้องกับการแปลผลจาก HFA โดยงานวิจัยชิ้นนี้นำเสนอตั้งแต่การรับผลอัตราการตอบสนอง (TUR) ซึ่งได้ถูกปรับปรุงเนื่องจากความซ้ำของระบบ อัตราการตอบสนองต่อการมองเห็นและปฏิกิริยาการตอบสนองจนได้เป็นอัตราการรับรู้ตอบสนอง (TUP) ที่สามารถนำมาหาผลการทดสอบลานสายตาแบบ GlauCUTU-original โดยเทียบกับค่าความสว่างหน้าจอจนในท้ายที่สุดสามารถออกแบบลำดับขั้นตอนการแปลง GlauCUTU-original ให้อยู่ในรูปแบบค่าความไวเช่นเดียวกับเครื่องตรวจแบบมาตรฐาน HFA ได้ด้วยการใช้ Machine Learning และ Deep Learning จนเป็น GlauCUTU-ML และ GlauCUTU-DL ที่ให้ผลการอ่านจากจักษุแพทย์ได้คล้ายคลึงกันกับ HFA

ประสิทธิภาพของชุดตรวจ GlauCUTU เมื่อเปรียบเทียบกับ HFA ด้วยการวัด (objec-

tive) คือ MAE, RMSE, Pearson's r correlation coefficient, และ VFI โดย GlauCUTU-ML จะใช้ AddReg ซึ่งให้ค่า MAE ต่ำสุดในขณะที่ GlauCUTU-DL ที่ถูกฝึกฝนด้วยชุดข้อมูลแบบสังเคราะห์นั้นให้ผล MAE มากที่สุดซึ่งอาจเกิดจาก test-retest variability ที่เกิดจากใช้ชุดข้อมูลแบบสังเคราะห์ อย่างไรก็ตาม GlauCUTU-DL ได้ผล Pearson's r correlation coefficient ดีสุดเนื่องมาจากผลลัพธ์การแปลงนั้นให้ค่าใกล้เคียงกับ HFA มากสุดแต่อย่างไรก็ตาม GlauCUTU-DL ให้ RMSE มากที่สุดซึ่งหมายความว่าแม้จะให้ผลลัพธ์บางส่วนใกล้เคียงกับ HFA มากแต่เมื่อนำมาผลิตผลจะให้ผลที่แตกต่างจาก HFA อย่างมากซึ่งอาจเกิดจากการใช้เพิ่มจำนวนชุดข้อมูลที่อาจมีการผสมกันระหว่างตาปกติและตาที่เป็นโรคจึงอาจทำให้โมเดลมีการเรียนรู้ในรูปแบบที่ไม่ปกติของพื้นที่ลานสายตาที่เป็นโรคและไม่เป็นโรค

จากรูปที่ 4.1 ที่ตำแหน่งลานสายตาตำแหน่งที่ 23 หรือตำแหน่งจุดบอดการมองเห็น ซึ่ง GlauCUTU-DL สามารถเรียนรู้ถึงตำแหน่งการมองเห็นนี้ได้มีประสิทธิภาพมากกว่า GlauCUTU-ML เนื่องมาจากการเรียนรู้เชิงลึกนั้นประกอบด้วยพารามิเตอร์สำหรับเรียนรู้มากมายภายในโครงข่ายประสาทเทียมทำให้สามารถเรียนรู้ถึงตำแหน่งจุดบอดการมองเห็นได้อย่างดีเนื่องจากในชุดทดสอบจุดบอดการมองเห็นจะอยู่บริเวณตำแหน่งที่ 23 เป็นปกติ แม้ว่าผลการทดสอบระหว่างสองวิธี GlauCUTU-ML และ GlauCUTU-DL จะให้ผล MAE ที่ใกล้เคียงกันแต่ GlauCUTU-DL จะให้ผลแปลกแยก (outlier) มากกว่าโดยดูได้จากค่า RMSE จากรูปภาพที่ 4.1 จึงทำให้ GlauCUTU-ML สามารถทำนายรูปแบบลานสายตาได้แม่นยำกว่า ยิ่งไปกว่านั้นจากการเปรียบเทียบกับผล VFI พบว่า GlauCUTU-ML นั้นให้ผลเช่นเดียวกันกับ HFA ในทุกระดับความรุนแรง ในขณะที่ GlauCUTU-DL ให้แตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญในกลุ่มต่อหินระดับรุนแรงดังที่เห็นในรูปภาพที่ 4.3

การใช้จักษุแพทย์ในการลงความเห็นต่อภาพลานสายตาเพื่อทำ inter-rater reliability ระหว่างผลลานสายตาจากลำดับขั้นตอนที่พัฒนาขึ้นกับผลจากลานสายตา HFA พบว่าลำดับขั้นตอนสามารถทำการแปลงลานสายตาจาก GlauCUTU-original ให้อยู่ในรูปแบบเดียวกับผลของ HFA ได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งไปกว่านั้นระยะเวลาที่ใช้ทดสอบด้วยชุดตรวจ GlauCUTU นั้นสั้นกว่า HFA ด้วยวิธี SITA อย่างมีนัยยะสำคัญ นอกจากนี้ยังมีลำดับขั้นตอน BPRT ซึ่งช่วยหาความผิดปกติของอัตราการรับรู้ที่ผิดปกติเพื่อทำการทดสอบซ้ำโดย BPRT นั้นเป็นระบบที่ตรวจหาค่าเฉลี่ยอัตราการรับรู้ของผู้ทดสอบซึ่งเมื่อตำแหน่งการทดสอบดังกล่าวมีอัตราการรับรู้ที่ผิดปกติไปจากค่าเฉลี่ยระบบจะทำการทดสอบซ้ำเพื่อให้มั่นใจว่าจุดดังกล่าวนั้นมีความผิดปกติ จากที่กล่าวมาระบบ GlauCUTU นั้นมีความรวดเร็วและมีระบบตรวจเช็คความถูกต้องของการทดสอบทำให้ช่วยลดระยะเวลาทดสอบ ลดอาการเหนื่อยล้าทำให้ผลการทดสอบมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น

ชุดทดสอบลานสายตา GlauCUTU ซึ่งประกอบด้วยชุดอุปกรณ์และลำดับขั้นตอนการทำงานนั้นมีประสิทธิภาพในการตรวจคัดกรองโรคต่อหินในพื้นที่ห่างไกล งานวิจัยการทดสอบลานสายตาด้วยชุดทดสอบ GlauCUTU นั้นมีความสามารถในการก่อให้เกิดประโยชน์ต่อประชาชนและ

ระบบสาธารณสุขในการชุดตรวจคัดกรองที่มีราคาย่อมเยาและพกพาได้ง่ายเพื่อเพิ่มขีดความสามารถในป้องกันประชาชนต่อการสูญเสียการมองเห็นจากต้อหินโดยคัดกรองและเข้ารับการรักษาได้อย่างรวดเร็ว ในอนาคตมีความพยายามในการผลิตชุดตรวจที่มากขึ้นเพื่อกระจายทดลองใช้งานในการคัดกรองจริงรวมถึงการเพิ่มกลุ่มผู้ทดสอบเพื่อตรวจรับรองประสิทธิภาพของอุปกรณ์ให้มากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ยังมีความพยายามในการออกแบบระบบปัญญาประดิษฐ์เพื่อแจ้งผลการทดสอบได้อย่างทันทีเพื่อให้การคัดกรองมีความสะดวก ถูกต้องและ รวดเร็วมากยิ่งขึ้น



รายการอ้างอิง

- Anderson, A. J. and Johnson, C. A. (2003). Frequency-doubling technology perimetry. *Ophthalmology Clinics of North America*, 16(2):213–225.
- Artes, P. H., Iwase, A., Ohno, Y., Kitazawa, Y., and Chauhan, B. C. (2002). Properties of perimetric threshold estimates from full threshold, sita standard, and sita fast strategies. *Investigative ophthalmology & visual science*, 43(8):2654–2659.
- Atkeson, C., Moore, A., and Schaal, S. (1996). Locally weighted learning. *AI Review*.
- Barnard, D. (2019). History of vr - timeline of events and tech development.
- Beck, R. W., Bergstrom, T. J., and Lighter, P. R. (1985). A clinical comparison of visual field testing with a new automated perimeter, the humphrey field analyzer, and the goldmann perimeter. *Ophthalmology*, 92(1):77–82.
- Brenton, R. S. and Phelps, C. D. (1986). The normal visual field on the humphrey field analyzer. *Ophthalmologica*, 193(1-2):56–74.
- Calibration Laboratory Co., LTD. (Accessed on: May 3, 2021). Calibration certificate | Calibration Laboratory Co., LTD.
- Cello, K. E., Nelson-Quigg, J. M., and Johnson, C. A. (2000). Frequency doubling technology perimetry for detection of glaucomatous visual field loss. *American journal of ophthalmology*, 129(3):314–322.
- Chicco, D., Warrens, M. J., and Jurman, G. (2021). The coefficient of determination r-squared is more informative than smape, mae, mape, mse and rmse in regression analysis evaluation. *PeerJ Computer Science*, 7:623.
- Culture Hustle (Accessed on: May 3, 2021). Black 3.0 - the world's blackest black acrylic paint 150ml.
- Diniz-Filho, A., Boer, E. R., Gracitelli, C. P., Abe, R. Y., Van Driel, N., Yang, Z., and Medeiros, F. A. (2015). Evaluation of postural control in patients with glaucoma using a virtual reality environment. *Ophthalmology*, 122(6):1131–1138.

- Esterman, B. (1967). Grid for scoring visual fields: I. tangent screen. *Archives of Ophthalmology*, 77(6):780–786.
- Extech, A FLIR Company (Accessed on: May 3, 2021). LT300: Light Meter | Extech Instruments.
- Ferreras, A., Pablo, L. E., Garway-Heath, D. F., Fogagnolo, P., and García-Feijoo, J. (2008). Mapping standard automated perimetry to the peripapillary retinal nerve fiber layer in glaucoma. *Investigative ophthalmology & visual science*, 49(7):3018–3025.
- formlabs (2021). Fdm vs. sla. <https://formlabs.com/asia/blog/fdm-vs-sla-compare-types-of-3d-printers/>. Accessed: 2022-05-06.
- Friedman, J. (1999). Stochastic gradient boosting. Technical report, Stanford University.
- Gardner, M. W. and Dorling, S. (1998). Artificial neural networks (the multilayer perceptron)—a review of applications in the atmospheric sciences. *Atmospheric environment*, 32(14-15):2627–2636.
- Gilpin, L. B., Stewart, W. C., Hunt, H. H., and Broom, C. D. (1990). Threshold variability using different goldmann stimulus sizes. *Acta ophthalmologica*, 68(6):674–676.
- Guyon, I., Gunn, S., Nikraves, M., and Zadeh, L. A. (2008). *Feature extraction: foundations and applications*, volume 207. Springer.
- Gwet, K. L. (2008). Computing inter-rater reliability and its variance in the presence of high agreement. *British Journal of Mathematical and Statistical Psychology*, 61(1):29–48.
- Harizman, N., Oliveira, C., Chiang, A., Tello, C., Marmor, M., Ritch, R., and Liebmann, J. M. (2006). The isn't rule and differentiation of normal from glaucomatous eyes. *Archives of ophthalmology*, 124(11):1579–1583.
- Hart, W. M. (1987). Color contrast perimetry: hue discrimination defects in acquired dyschromatopsias. In *Colour Vision Deficiencies VIII*, pages 267–273. Springer.
- Heijl, A. (1985). The Humphrey field analyzer, construction and concepts. In *Proc. Sixth International Visual Field Symposium*, pages 77–84. Springer.

- Heijl, A., Patella, V. M., Chong, L. X., Iwase, A., Leung, C. K., Tuulonen, A., Lee, G. C., Callan, T., and Bengtsson, B. (2019). A new SITA perimetric threshold testing algorithm: construction and a multicenter clinical study. *Am J Ophthalmol*, 198:154–165.
- Hollander, D., Volpe, N., Moster, M., Liu, G., Balcer, L., Judy, K., and Galetta, S. (2000). Use of a portable head mounted perimetry system to assess bedside visual fields. *Br J Ophthalmol*, 84(10):1185–1190.
- Iester, M., Altieri, M., Vittone, P., Calabria, G., Zingirian, M., and Traverso, C. E. (2003). Detection of glaucomatous visual field defect by nonconventional perimetry. *American journal of ophthalmology*, 135(1):35–39.
- Infinite (2021). Material safety data sheet: Ra-25ab.
- Johnson, C. A., Adams, C. W., and Lewis, R. A. (1988). Fatigue effects in automated perimetry. *Applied Optics*, 27(6):1030–1037.
- Johnson, D. H. (2003). Progress in glaucoma: early detection, new treatments, less blindness. *Ophthalmology*, 110(4):634–635.
- Kingman, S. (2004). Glaucoma is second leading cause of blindness globally. *Bulletin of the World Health Organization*, 82:887–888.
- Kong, Y. X. G., He, M., Crowston, J. G., and Vingrys, A. J. (2016). A comparison of perimetric results from a tablet perimeter and humphrey field analyzer in glaucoma patients. *Translational vision science & technology*, 5(6):2–2.
- Kunumpol, P., Lerthirunvibul, N., Phienphanich, P., Munthuli, A., Tantisevi, V., Manasakorn, A., Chansangpetch, S., Itthipanichpong, R., Ratanawongphaibol, K., Rojanapongpun, P., et al. (2021). Glaucoma: Virtual reality visual field test. In *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, pages 7416–7421. IEEE.
- Law, S. K. (2020). Virtual reality simulation to identify vision-associated disability in patients with glaucoma. *JAMA ophthalmology*, 138(5):499–500.
- LeCun, Y., Bengio, Y., and Hinton, G. (2015). Deep learning. *nature*, 521(7553):436–444.

- Liu, Y. (2013). Noise reduction by vector median filtering. *Geophysics*, 78(3):V79–V87.
- McCollum, W. (2021). Is uv resin toxic? <https://43dprint.org/is-uv-resin-toxic/>. Accessed: 2022-05-06.
- MD, M. (2022). Visual field test. <https://www.aao.org/eye-health/tips-prevention/visual-field-testing>. Accessed: 2022-05-06.
- Mees, L., Upadhyaya, S., Kumar, P., Kotawala, S., Haran, S., Rajasekar, S., Friedman, D. S., and Venkatesh, R. (2020). Validation of a head-mounted virtual reality visual field screening device. *J Glaucoma*, 29(2):86–91.
- Mills, R. P., Budenz, D. L., Lee, P. P., Noecker, R. J., Walt, J. G., Siegartel, L. R., Evans, S. J., and Doyle, J. J. (2006). Categorizing the stage of glaucoma from pre-diagnosis to end-stage disease. *American journal of ophthalmology*, 141(1):24–30.
- Mitchell, T. M. and Mitchell, T. M. (1997). *Machine learning*, volume 1. McGraw-hill New York.
- Moss, I. D., Wild, J. M., and Whitaker, D. J. (1995). The influence of age-related cataract on blue-on-yellow perimetry. *Investigative ophthalmology & visual science*, 36(5): 764–773.
- Ng, A. et al. (2011). Sparse autoencoder. *CS294A Lecture notes*, 72(2011):1–19.
- Osborne, N. N., Wood, J. P., Chidlow, G., Bae, J.-H., Melena, J., and Nash, M. S. (1999). Ganglion cell death in glaucoma: what do we really know? *British Journal of Ophthalmology*, 83(8):980–986.
- O’Shea, K. and Nash, R. (2015). An introduction to convolutional neural networks. *arXiv preprint arXiv:1511.08458*.
- Pineles, S. L., Volpe, N. J., Miller-Ellis, E., Galetta, S. L., Sankar, P. S., Shindler, K. S., and Maguire, M. G. (2006). Automated combined kinetic and static perimetry: an alternative to standard perimetry in patients with neuro-ophthalmic disease and glaucoma. *Arch Ophthalmol*, 124(3):363–369.

- Qian, C.-X., Chen, Q., Cun, Q., Tao, Y.-J., Yang, W.-Y., Yang, Y., Hu, Z.-Y., Zhu, Y.-T., and Zhong, H. (2021). Comparison of the sita faster—a new visual field strategy with sita fast strategy. *International Journal of Ophthalmology*, 14(8):1185.
- Quinlan, J. R. (2014). *C4. 5: programs for machine learning*. Elsevier.
- Racette, L. and Sample, P. A. (2003). Short-wavelength automated perimetry. *Ophthalmology Clinics of North America*, 16(2):227–36.
- Saccà, S. C., Wroblewski, D., Francis, B. A., Sadun, A., Vakili, G., and Chopra, V. (2014). Testing of visual field with virtual reality goggles in manual and visual grasp modes. *BioMed Res Int*, 2014:206082.
- Silpa-Archa, S., Noonpradej, S., and Amphornphruet, A. (2015). Pattern of uveitis in a referral ophthalmology center in the central district of thailand. *Ocular Immunology and Inflammation*, 23(4):320–328.
- Singhal, S. and Jena, M. (2013). A study on weka tool for data preprocessing, classification and clustering. *International Journal of Innovative technology and exploring engineering (IJTee)*, 2(6):250–253.
- Sipatchin, A., Wahl, S., and Rifai, K. (2021). Eye-tracking for clinical ophthalmology with Virtual Reality (VR): A case study of the HTC Vive Pro Eye’s usability. *Healthc (Amst)*, 9(2).
- Stone, M. (1978). Cross-validation: A review. *Statistics: A Journal of Theoretical and Applied Statistics*, 9(1):127–139.
- Tsapakis, S., Papaconstantinou, D., Diagourtas, A., Droutsas, K., Andreanos, K., Moschos, M. M., and Brouzas, D. (2017). Visual field examination method using virtual reality glasses compared with the Humphrey perimeter. *Clin Ophthalmol*, 11:1431–1443.
- Turano, K. A., Dagnelie, G., and Herdman, S. J. (1996). Visual stabilization of posture in persons with central visual field loss. *Investigative ophthalmology & visual science*, 37(8):1483–1491.

- Wandell, B. A., Dumoulin, S. O., and Brewer, A. A. (2007). Visual field maps in human cortex. *Neuron*, 56(2):366–383.
- Wu, Z., Shen, C., and Van Den Hengel, A. (2019). Wider or deeper: Revisiting the resnet model for visual recognition. *Pattern Recognition*, 90:119–133.
- Yaqub, M. (2012). Visual fields interpretation in glaucoma: a focus on static automated perimetry. *Community eye health*, 25(79-80):1.
- Yilmaz, I., Altan, C., Aygit, E. D., Alagoz, C., Baz, O., Ahmet, S., Urvasizoglu, S., Yasa, D., and Demirok, A. (2014). Comparison of three methods of tonometry in normal subjects: Goldmann applanation tonometer, non-contact airpuff tonometer, and tono-pen xl. *Clinical Ophthalmology (Auckland, NZ)*, 8:1069.
- พญ.พรณิศา (2013). ต้อหิน. <https://phuketinternationalhospital.com/>. Accessed: 2022-05-06.
- แพทยสภา (2022). สถิติแพทย์. <https://www.tmc.or.th/statistics.php>. Accessed: 2022-05-03.
- โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ (2016). ชนิดของต้อหิน. <https://www.bumrungrad.com/th/conditions/glaucoma>. Accessed: 2022-05-06.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	พัทธพล กันอำพล
วันเดือนปีเกิด	21 ธันวาคม พ.ศ. 2537
วุฒิการศึกษา	ปีการศึกษา 2556: วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ทุนการศึกษา	ทุนคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ผลงานทางวิชาการ

Kunumpol, P., Lerthirunvibul, N., Phienphanich, P., Munthuli, A., Tantisevi, V., Manasakorn, A., ... & Tantibundhit, C. (2021, November). GlauCUTU: Virtual Reality Visual Field Test. In 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC) (pp. 7416-7421). IEEE.

Kunumpol, P., Lerthirunvibul, N., Phienphanich, P., Munthuli, A., Temahivong, K., Tantisevi, V., ... & Tantibundhit, C. (2022). GlauCUTU: Time Until Perceived Virtual Reality Perimetry With Humphrey Field Analyzer Prediction-Based Artificial Intelligence. IEEE Access, 10, 36949-36962.