



การพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวินิจฉัยตาเข
Development of a Computer System for Strabismic Screening

นิมมิตา คุ่มเดช
Nimmita Khumdat

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Electrical Engineering
Prince of Songkla University

2557

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



การพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวินิจฉัยตาเข
Development of a Computer System for Strabismic Screening

นิมมิตา คุ่มเดช
Nimmita Khumdat

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Electrical Engineering
Prince of Songkla University

2557

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวินิจฉัยตาเข
 ผู้เขียน นางสาวนิมิตา คุ้มเดช
 สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

..... ประธานกรรมการ
 (รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พุกฤษ์ภัทรานนท์) (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

..... กรรมการ
 (รองศาสตราจารย์ พญ.สุภาภรณ์ เต็งไตรสรณ์)

..... กรรมการ
 (ดร.สมชัย หลิมศิริโรรัตน์) (รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พุกฤษ์ภัทรานนท์)

..... กรรมการ
 (ดร.สมชัย หลิมศิริโรรัตน์)

..... กรรมการ
 (รองศาสตราจารย์ ดร.วัฒนพงศ์ เกิดทองมี)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้
 เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา
 วิศวกรรมไฟฟ้า

.....
 (รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤษัยภัทรานนท์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ.....

(นางสาวนิมิตา คุ้มเดช)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นางสาวนิมิตา คุ้มเดช)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวินิจฉัยตาเข
ผู้เขียน	นางสาวนิมิตา กุ่มเดช
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2556

บทคัดย่อ

โรคตาเขมีสาเหตุเกิดจากความผิดปกติของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลอกลูกตา การรักษาตาเขควรรักษาทันทีเมื่อตรวจพบในวัยเด็ก เพราะจะทำให้ประสิทธิภาพในการมองเห็นดีขึ้น ซึ่งการรักษาตาเขในวัยผู้ใหญ่จะไม่สามารถพัฒนาการมองเห็นในส่วนนี้ให้ดีขึ้นได้ การตรวจตาเขทำได้โดยการทดสอบหน้าที่การทำงานของตาทั้งสองข้าง แต่ปัจจุบันเครื่องมือที่ใช้ตรวจมีราคาแพง และเป็นเรื่องยากต่อการตรวจในเด็กที่ไม่ให้ความร่วมมือ ประกอบกับบุคลากรทางด้านนี้มีไม่เพียงพอ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงนำเสนอระบบการตรวจคัดกรองตาเขที่เป็นอัตโนมัติโดยอาศัยหลักการของการประมวลผลภาพดิจิทัล ในการตรวจตาเขจะอาศัยหลักการทดสอบของเฮิร์ซเบิร์ก ซึ่งจะสังเกตจากแสงสะท้อนที่กระจกตา ในกระบวนการตรวจจับตาเขประกอบด้วย 4 ขั้นตอนหลักๆ คือ (1) ตรวจจับพื้นที่บริเวณไบหน้า (2) ตรวจจับตำแหน่งของดวงตา (3) ตรวจจับจุดสะท้อนแสงและขอบตาดำ (4) คำนวณปริมาณมุมเขด้วยวิธีการวัดค่าดัชนีชี้วัดตาเข (Strabismus measurement index, SMI) ซึ่งเป็นวิธีการใหม่เปรียบเทียบกับวิธีการวัดอัตราส่วนการสะท้อนแสงของกระจกตา (Central Corneal Light Reflex Ratio, CCLRR) ซึ่งกระบวนการในการตรวจจับไบหน้าและดวงตาสามารถตรวจจับได้ถูกต้อง 100 เปอร์เซ็นต์ ขั้นตอนในการตรวจจับจุดสะท้อนแสงและขอบตาดำสามารถตรวจจับได้ถูกต้อง 99.46 เปอร์เซ็นต์ และผลจากการวิเคราะห์ตาเขเมื่อเปรียบเทียบกันระหว่างวิธี SMI และ CCLRR พบว่าวิธี SMI จะมีความคงทนต่อการเปลี่ยนแปลงผลการวิเคราะห์ และสามารถแบ่งแยกกลุ่มของตาปกติและตาเขได้ดีกว่าวิธี CCLRR

คำสำคัญ การตรวจคัดกรองตาเข หลักการทดสอบของเฮิร์ซเบิร์ก อัตราส่วนการสะท้อนแสงของกระจกตา การวัดค่าดัชนีชี้วัดตาเข

Thesis Title	Development of a computer system for strabismic screening
Author	Miss Nimmita Khumdat
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	2013

ABSTRACT

Strabismus is caused by disorders of coordination between the extra ocular muscles. Treatment of strabismus should be started as soon as possible to ensure the best possible visual acuity. Treatment in adulthood cannot improve vision development. Strabismus can be identified by the binocular motor functions. However, some devices are expensive and difficult to apply in a real situation due to the lack of ophthalmologists. These problems can be resolved by using automatic detection of strabismus with digital image system through luminous reflection of the cornea generated by the Hirschberg test. The proposed algorithm was organized into four stages: (1) Face detection was analyzed using the Chroma. (2) The locations of the eyes were detected using the template matching. (3) The corneal light reflex was detected by the morphological operation technique and the location of Limbus was detected based on sclera region. (4) Strabismus was detected using Strabismus Measurement Index (SMI) which is a new methods compared with Central Corneal Light Reflex Ratio (CCLRR). The proposed algorithm results in 100% of face and eye detection, 99.46 % of the corneal light reflex and Limbus detections. The Robustness and significant improvement in strabismus detection using clearly demonstrated.

Keywords: Strabismus screening, Hirschberg test, Central Corneal Light Reflex Ratio, Strabismus Measurement Index

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนและฝึกฝนการทำวิจัย ตลอดจนจัดเวลากระบวนการคิดและให้กำลังใจในการแก้ไขปัญหารวมทั้งตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ทั้งยังเป็นกรรมการสอบโครงร่างและกรรมการสอบความก้าวหน้างานวิจัยที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.วัฒนพงศ์ เกิดทองมี ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ พร้อมทั้งให้คำแนะนำ และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ พญ.สุภาภรณ์ เต็งไทรสรณ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ พร้อมทั้งให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ ดร.สมชัย หลิมศิริโรรัตน์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ กรรมการสอบความก้าวหน้างานวิจัย พร้อมทั้งให้คำแนะนำที่มีประโยชน์ และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณาสนับสนุนทุนการศึกษา “โครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี” แก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ทางด้านต่างๆทั้งในอดีตและปัจจุบัน และขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา ที่ให้การสนับสนุนทางการศึกษาอย่างดียิ่งมาโดยตลอด รวมทั้งเป็นกำลังใจ เป็นแรงบันดาลใจ จนทำให้ข้าพเจ้าประสบความสำเร็จในชีวิต หากวิทยานิพนธ์นี้มีความผิดอันใด ผู้วิจัยขอให้เป็นกตเวทิตาแต่บิดา มารดา และบูรพาจารย์ทุกท่าน แต่ถ้าวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีข้อบกพร่องประการใด ผู้วิจัยขอน้อมรับไว้แต่เพียงผู้เดียว

นิมมิตา คุ่มเดช

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(11)
บทที่	
1. บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย	1
1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	10
1.4 ขอบเขตการวิจัย	10
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	10
1.6 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย	10
2. ทฤษฎีและหลักการ	12
2.1 กายวิภาคของดวงตา	12
2.2 การประมวลผลภาพดิจิทัล	13
2.2.1 ระบบโครงสร้างสี	14
2.2.2 การปรับปรุงคุณภาพของภาพระดับเทา	18
2.2.3 การระบุคอมโพเนนต์ตัวเชื่อมต่อ	21
2.2.4 วิธีทางการเข้ารูปแบบ	22
2.2.5 การวิเคราะห์จำแนกประเภทเชิงเส้น	24
3. อุปกรณ์และวิธีการ	25
3.1 การได้มาของภาพ	25
3.2 ระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการประเมินภาพตาเข	26
3.2.1 การตรวจจับพื้นที่บริเวณใบหน้า	27
3.2.2 การตรวจจับพื้นที่บริเวณดวงตา	32
3.2.3 การตรวจจับจุดสะท้อนแสง	33
3.2.4 การตรวจจับตำแหน่งขอบตาดำ	35
3.2.5 การวิเคราะห์อาการตาเข	40

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3 การประเมินประสิทธิภาพ.....	44
3.3.1 การตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสง.....	44
3.3.2 การจำแนกกลุ่มอาการ.....	45
4. ผลการวิจัย.....	47
4.1 การตรวจจับพื้นที่บริเวณใบหน้า.....	47
4.2 การตรวจจับพื้นที่บริเวณดวงตา.....	48
4.3 การตรวจจับจุดสะท้อนแสงและขอบตา.....	49
4.4 การจำแนกประเภทของตา.....	52
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	60
บรรณานุกรม.....	65
ภาคผนวก.....	68
ภาคผนวก ก ผลการประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับตำแหน่งเปรียบเทียบกับการตรวจจับด้วยมือ.....	69
ภาคผนวก ข ผลการคำนวณและการจำแนกประเภทตาด้วยวิธี CCLRR และ SMI เปรียบเทียบกับเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ ที่ระยะมองใกล้-ไกล และรวมทั้งสองระยะ.....	75
ภาคผนวก ค N. Khumdat, P. Phukpattaranont, S. Tengtrisorn “Development of a Computer System for Strabismus Screening,” in <i>Proceedings of the 6th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2013)</i> , Thailand, Oct 23-25, 2013.	78
ประวัติผู้เขียน.....	84

รายการตาราง

ตารางที่	หน้า
2-1 ความสัมพันธ์ของกล้ามเนื้อหนึ่งมัดของนัยน์ตาแต่ละข้างที่แสดงผลชัดที่สุด.....	13
3-1 พิสัยปกติที่ใช้ในการแบ่งแยกอาการของโรคด้วยวิธี CCLRR.....	43
3-2 การประเมินผลลัพท์การทำนายการวิเคราะห์ผลการตรวจ.....	45
4-1 ผลความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับตำแหน่งต่างๆทั้ง 6 ตำแหน่ง.....	50
4-2 การประเมินผลลัพท์การทำนายด้วยวิธี CCLRR ที่ระยะมองใกล้.....	54
4-3 การประเมินผลลัพท์การทำนายด้วยวิธี CCLRR ที่ระยะมองไกล.....	55
4-4 การประเมินผลลัพท์การทำนายด้วยวิธี CCLRR ที่รวมทั้งสองระยะ.....	55
4-5 การประเมินผลลัพท์การทำนายด้วยวิธี SMI ที่ระยะมองใกล้.....	55
4-6 การประเมินผลลัพท์การทำนายด้วยวิธี SMI ที่ระยะมองไกล.....	55
4-7 การประเมินผลลัพท์การทำนายด้วยวิธี SMI ที่รวมทั้งสองระยะ.....	56
4-8 การประเมินผลลัพท์ประสิทธิภาพของวิธี CCLRR และวิธี SMI.....	58
4-9 แสดงผลจากการตรวจจับตำแหน่งทั้ง 6 จุดพร้อมกับการคำนวณ CCLRR และ SMI.....	58
4-10 ผลการตรวจจับตำแหน่งจากผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 คน พร้อม ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธี CCLRR และ SMI.....	59
ก-1 ผลการประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับตำแหน่งเปรียบเทียบการตรวจจับด้วยมือ.....	70
ก-2 ผลการคำนวณและการจำแนกประเภทตาเขด้วยวิธี CCLRR และ SMI เปรียบเทียบ กับเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญที่ระยะมองใกล้-ไกล และรวมทั้งสองระยะ.....	76

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1-1 การประมาณค่าตำแหน่งวงแหวนจากไดโอดเปล่งแสง.....	5
1-2 การประมาณตำแหน่งขอบตา.....	7
1-3 การตรวจจับขอบตาโดยวิธี “Graph cut”.....	8
1-4 การวนซ้ำสามระดับของเทคนิคการแปลงฮัฟเพื่อจดจำวัตถุในรูปแบบวงกลม.....	8
1-5 การจดจำวัตถุในรูปแบบวงกลมและในแนวเส้นตรงอย่างต่อเนื่อง.....	8
1-6 การวัดอัตราส่วนจุดกลางตาจากภาพถ่ายหน้าตรง.....	10
2-1 วิธีการตรวจสอบของเฮิร์ชเบิร์กในการคำนวณปริมาณมุมตา.....	13
2-2 องค์ประกอบหลักของการประมวลผลภาพดิจิทัล.....	15
2-3 โมเดลสีมันเชลล์ประกอบไปด้วยค่าเฉดสี ค่าความสว่างของสี และค่าความบริสุทธิ์ ของสี	15
2-4 ตัวกรองแบบหวมกชนิดเปิด.....	19
2-5 ตัวกรองแบบหวมกชนิดปิด.....	20
2-6 ตัวอย่างการเพิ่มความคมชัดของภาพ โดยใช้เทคนิคการห้กลับภาพ.....	20
2-7 ทิศทางการเชื่อมต่อในรูปภาพ 2 มิติ.....	22
2-8 หลักการคำนวณการเชื่อมต่อชนิด 4 ทิศทาง.....	22
3-1 ตัวอย่างการติดตั้งอุปกรณ์ในการถ่ายภาพของข้อมูลชุด A.....	26
3-2 ระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการตรวจวิเคราะห์ตา.....	27
3-3 ค่าความบริสุทธิ์ของสี.....	28
3-4 ผลจากการตัดแบ่ง โดยใช้ค่าเฉลี่ย.....	29
3-5 ตัวอย่างการจัดกลุ่มของวัตถุแสดงสีที่แตกต่างกันในแต่ละกลุ่ม.....	30
3-6 บริเวณของใบหน้าที่อยู่ในรูปแบบของภาพใบนารี.....	30
3-7 ตัวอย่างลักษณะการมีช่องว่างภายในใบหน้า.....	31
3-8 ตัวอย่างการเชื่อมต่อช่องว่างภายในใบหน้าบริเวณขอบโดยใช้เทคนิคการทำโคลสซิง.....	31
3-9 ตัวอย่างการตรวจจับใบหน้า.....	31
3-10 การตรวจสอบเงื่อนไขภาพบริเวณดวงตา.....	33
3-11 ตัวอย่างตำแหน่งการเกิดแสงสะท้อนที่แท้จริงและแสงสะท้อนที่รบกวน.....	33
3-12 ขั้นตอนการหาตำแหน่งของแสงสะท้อนที่กระจกตา.....	34

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
3-13 ระยะทางระหว่างพิกเซลที่สนใจกับตำแหน่งอ้างอิงที่น้อยที่สุด.....	36
3-14 การปรับปรุงความคมชัดของภาพ.....	36
3-15 ขั้นตอนในการเพิ่มความคมชัดโดยใช้เทคนิคการหักกลับภาพ.....	36
3-16 ตรวจสอบขอบตา.....	37
3-17 ตำแหน่งพื้นที่ตาขาวที่ใช้ตรวจสอบตา.....	38
3-18 ตำแหน่งอ้างอิงในการหาขอบตา.....	39
3-19 การเคลื่อนของพิกเซลที่ทำการพิจารณาทั้ง 3 เข้าสู่บริเวณด้านในของตา.....	39
3-20 การปรับเปลี่ยนตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงและขอบตา.....	42
3-21 ตัวอย่างของเครื่องหมายที่ได้จากการคำนวณระยะระหว่างจุดสะท้อนแสงกับตำแหน่ง กึ่งกลางของตา.....	42
3-22 กรณีที่เป็นไปได้ 9 กรณี จากการคำนวณ SMI.....	43
4-1 ภาพตัวอย่างใบหน้าทำการตัดแยกออกมา.....	47
4-2 ตัวอย่างการตรวจจับใบหน้าโดยปรับเปลี่ยนคุณสมบัติต่างๆ.....	48
4-3 ตัวอย่างภาพบริเวณดวงตาที่โปรแกรมทำการตรวจจับ.....	49
4-4 ตัวอย่างในการตรวจจับตำแหน่งจุดสะท้อนแสงในภาพตาที่เป็นอุดมคติ.....	50
4-5 แผนภาพกล่องแสดงความแตกต่างหึ่งค่าเฉลี่ยและการกระจายของข้อมูล.....	51
4-6 ตำแหน่งที่มีการตรวจจับผิดพลาด.....	51
4-7 แผนภาพกล่องแสดงการจำแนกประเภทของตาด้วยวิธี CCLRR.....	53
4-8 แผนภาพกล่องแสดงการจำแนกประเภทของตาด้วยวิธี SMI.....	54
4-9 แผนภาพกระจายแสดงพื้นที่การจำแนกประเภทของตา.....	57
4-10 ตัวอย่างอาสาสมัครที่มีอาการตาเขออกทั้งระยะมองใกล้และมองไกล.....	58
4-11 ตำแหน่งที่คลาดเคลื่อนในการตรวจจับด้วยมือ จากผู้เชี่ยวชาญ 3 คน.....	59
5-1 ตำแหน่งของจุดสะท้อนในตำแหน่งที่ใกล้เคียงกันระหว่างภาพที่มีตาเขและภาพที่มีตา ปกติ.....	64
5-2 ตำแหน่งขอบตาที่ยากต่อการตรวจจับด้วยมือ.....	64

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้กล่าวถึงความสำคัญและที่มาของการวิจัย งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง วัตถุประสงค์ของการวิจัย ขอบเขตการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และขั้นตอนการวิจัย ซึ่งมีรายละเอียดต่อไปนี้

1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

โรคตาเขเป็นโรคที่มักพบในเด็กก่อนวัยเรียน ประมาณ 2-5 เปอร์เซ็นต์ [1] มีสาเหตุเกิดจากความบกพร่องในการใช้ตาสองข้างร่วมกันเมื่อเวลามองวัตถุเดียวกัน หากตรวจพบอาการตาเขควรได้รับการรักษาทันที จากการศึกษาพบว่า 19 เปอร์เซ็นต์ [2] ของเด็กที่มีอาการตาเขในช่วงที่สมองกำลังมีการพัฒนาการมีโอกาสที่จะเกิดตาเขเกียจ (Amblyopia) ทำให้การมองเห็นสูญเสียไป อาการตาเขในเด็กทำให้เกิดการสูญเสียการรวมภาพ การกระระยะ การมองเห็นภาพ 3 มิติผิดพลาดไป [3] ในเด็กบางรายอาจซ่อนโรคที่ร้ายแรง เช่น โรคมะเร็งจอประสาทตา [4] เป็นต้น นอกจากนี้การที่ผู้ป่วยมีอาการตาเขก็จะลดโอกาสของผู้ป่วยในการได้รับการจ้างงาน และส่งผลในการพัฒนาบุคลิกภาพในแง่ของภาพลักษณ์ที่ดูน่าเชื่อถือและการเข้าสังคมในสถานการณ์ต่างๆ [5]

การรักษาตาเขมีหลายวิธีขึ้นอยู่กับชนิดและสาเหตุ โรคตาเขบางชนิดสามารถรักษาได้โดยไม่ต้องผ่าตัด เช่น การให้แว่นสายตา การฝึกกล้ามเนื้อตา เป็นต้น ซึ่งการรักษาที่กล่าวมานี้จะเป็นการกระตุ้นให้มีการพัฒนาความสามารถในการมองสองตาพร้อมกันและทำให้ตาแต่ละข้างทำงานได้ตามปกติ จะทำให้ลดจำนวนครั้งของการผ่าตัด [6] ลดอัตราการเกิดภาวะตาเขเกียจ [7] รวมถึงค่าใช้จ่ายต่างๆที่อาจจะเกิดขึ้น จากการศึกษาพบว่า การรักษาด้วยแว่นสายตาก่อนที่จะเกิดภาวะตาเขถาวรสามารถรักษาอาการตาเขได้สูงถึง 96 เปอร์เซ็นต์ [8]

การรักษาตาเขอีกวิธีหนึ่งคือการผ่าตัด ผู้ป่วยตาเขชนิดเขซ่อนเร้นและตาเขชัดเจน หลังจากการผ่าตัดมีมุมเขลดลงเหลือไม่เกิน 10 องศา 'ไดออพเตอร์' คิดเป็น 96 และ 80 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ [10] และพบว่า การรักษาตาเขในช่วงที่มีการพัฒนาการมองเห็นในช่วงอายุ ตั้งแต่ 6 เดือนขึ้นไป จนถึงก่อนอายุ 7 ปี จะทำให้ตากลับมาตรงเป็นปกติ และทำให้เด็กมีพัฒนาการทางด้านมองเห็นภาพที่มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น [9] จากการเปรียบเทียบผลการผ่าตัดพบว่าผู้ป่วยที่ผ่าตัดก่อนอายุ 7 ปี มีระดับการมองเห็นด้วยตาสองข้างแล้วนำมาประมวลผลให้เห็นเป็นภาพ 3 มิติ

¹ ปริซึมไดออพเตอร์เท่ากับขนาดของปริซึมที่สามารถเบนลำแสงได้ 1 เซนติเมตร ในระยะ 1 เมตร

(Binocularity) เปลี่ยนแปลงดีขึ้นกว่าผู้ป่วยที่ผ่าตัดหลังอายุ 7 ปี โดยมีสาเหตุเกิดจากการสิ้นสุดการพัฒนาของการประมวลผลจากตาทั้งสองข้าง

ในกรณีที่เป็นโรคตาเขตั้งแต่เด็ก และถูกปล่อยทิ้งไว้โดยไม่ได้รับการรักษาจนถึงวัยผู้ใหญ่จะไม่สามารถพัฒนาการประมวลผลจากตาทั้งสองข้างให้ดีขึ้น การผ่าตัดจะช่วยให้ทำให้ตากลับมาตรงเป็นปกติเพื่อตอบสนองในเรื่องภาพลัทธิหรือบุคลิกภาพ แต่ไม่ช่วยในการพัฒนาการมองเห็นที่ดีขึ้น [10] ดังนั้นระยะเวลาในการตรวจวินิจฉัยและการรักษาที่เหมาะสมจะส่งผลต่อประสิทธิภาพในการมองเห็นได้อย่างถาวร ซึ่งการตรวจคัดกรองจึงเป็นทางออกหนึ่งที่จะทำให้พบเด็กที่มีความผิดปกติได้รับการแก้ไขและรักษาอย่างทันท่วงที แต่ก็มีอุปสรรคที่ทำให้การคัดกรองนี้ทำได้ไม่ทั่วถึง ทั้งนี้เนื่องจากวิธีการตรวจคัดกรองผู้ป่วยที่มีอาการตาเขต้องอาศัยทักษะทางด้าน การสังเกตและการมองหาความผิดปกติที่เกิดขึ้น ซึ่งเป็นไปได้ยากสำหรับบุคคลทั่วไปที่ไม่ได้รับการอบรมและให้ความรู้หรือมีความเชี่ยวชาญที่จะตรวจหาความผิดปกติ จึงจำเป็นต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญในการตรวจ ซึ่งในปัจจุบันบุคลากรทางด้านนี้มีไม่เพียงพอ ประกอบกับเครื่องมือที่ใช้ตรวจมีราคาค่อนข้างสูง วิธีการตรวจที่ยุ่งยากและระยะเวลาการตรวจที่ยาวนานอาจทำให้เด็กไม่ให้ความร่วมมือในการตรวจ ทำให้การตรวจคัดกรองทำได้ไม่ทั่วถึง

เพื่อลดปัญหาที่เป็นอุปสรรคต่อการตรวจคัดกรองเบื้องต้นดังกล่าว จึงมีงานวิจัยที่ได้ทำการศึกษาวิธีการตรวจตาเขที่อาศัยหลักการทดสอบของเฮิร์ชเบิร์ก (Hirschberg test) [11] โดยใช้อัตราส่วนจุดเงาสะท้อนบนกระจกตาจากภาพถ่ายหน้าตรงในเด็กไทยที่สามารถทำได้ง่าย รวดเร็ว ประหยัดค่าใช้จ่ายมากกว่าวิธีการตรวจแบบเดิม ซึ่งในกระบวนการการได้มาของภาพจะทำการกำหนดตำแหน่งและระยะการมองให้คงที่ จากนั้นใช้กล้องถ่ายภาพรูปดิจิทัลในการถ่ายภาพ โดยขณะถ่ายก็จะเปิดแฟลชจากกล้องเพื่อให้เกิดจุดสะท้อนแสงที่กระจกตา จากนั้นจะนำภาพดังกล่าวเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อนำมาวิเคราะห์ผลว่ามีอาการตาเขหรือไม่ แต่เนื่องจากในกระบวนการวิเคราะห์ผลภาพจะทำการวัดด้วยมือและยังต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสงของตาทั้งสองข้างจากภาพที่มีการขยายถึง 1,200 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งตำแหน่งดังกล่าวต้องมีการกำหนดจุดและกำหนดมาตรฐานการวัดเดียวกัน เพื่อนำมาคำนวณค่าอัตราส่วนจุดเงาสะท้อนบนกระจกตา และต้องนำค่าอัตราส่วนที่คำนวณมาเปรียบเทียบกับค่าความผิดปกติและค่าปกติที่มีอยู่จึงจะบอกได้ว่ารูปภาพของเด็กที่นำมาทดสอบมีสภาพตาเขเป็นอย่างไร ซึ่งขั้นตอนในการวิเคราะห์ผลดังกล่าวมีความยุ่งยาก ใช้เวลาค่อนข้างมาก และการวางจุดจากภาพถ่ายต้องมีการฝึกอบรมเพื่อให้เป็นมาตรฐานเดียวกัน และอาจเกิดความคลาดเคลื่อนในการประมาณค่าตำแหน่งที่ตรวจจับ ซึ่งความแตกต่างของตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญตรวจจับที่มีความคลาดเคลื่อนก็จะส่งผลให้การวิเคราะห์ตาเขเกิดความผิดพลาดขึ้นได้

งานวิจัยนี้จึงมีแนวคิดในการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับใช้ในการตรวจจับตำแหน่งต่าง ๆ โดยนำมาคำนวณค่าอัตราส่วนจุดเงาสะท้อนบนกระจกตา เพื่อนำไประบุกลุ่มอาการของโรคตาเขที่รวดเร็วแม่นยำและอัตโนมัติมากยิ่งขึ้น เพื่อตอบโจทย์ปัญหาของการตรวจคัดกรองในเด็กจำนวนมาก โดยใช้หลักการของการประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital image processing) พร้อมทั้งมุ่งเน้นซอฟต์แวร์ให้สามารถวัดและคำนวณค่าอัตราส่วนจุดเงาสะท้อนบนกระจกตาจากภาพถ่ายให้ได้เหมือนผู้เชี่ยวชาญมากที่สุดและเป็นอัตโนมัติมากที่สุด โดยมีตำแหน่งที่ใช้ตรวจจับที่เป็นมาตรฐานเดียวกัน มีเครื่องมือที่ง่ายในการตรวจ ทำให้สามารถประหยัดค่าใช้จ่าย ประหยัดเวลา และมีการออกแบบโปรแกรมให้มีส่วนติดต่อกับผู้ใช้ที่สามารถเข้าใจได้ง่าย สมาชิกในครอบครัวหรือบุคคลทั่วไปก็สามารถตรวจด้วยตัวเองได้ การตรวจคัดกรองจึงสามารถทำได้ทั่วถึงมากยิ่งขึ้น

1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.2.1 ทฤษฎีการประมวลผลภาพ

(1) การตรวจจับภาพใบหน้า

วิธีการในการตรวจจับใบหน้าในปัจจุบันมีหลากหลายวิธีด้วยกันซึ่งแต่ละวิธีจะมีข้อดีข้อเสียที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของภาพที่นำมาทดสอบ วิธีการในการสกัดลักษณะเด่น (Feature extraction) และการจำแนกประเภท (Classification) ก็เป็นอีกวิธีการหนึ่งในการสกัดภาพใบหน้าออกจากภาพพื้นหลัง จากงานวิจัย [16] ได้มีการคัดแยกคุณลักษณะเด่นโดยใช้วิธีของโมเมนต์เซอร์ไนท์ (Zernike Moments, ZMs) ซึ่งมีข้อดีคือมีความยืดหยุ่นต่อสัญญาณรบกวน และใช้เทคนิคซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนร่วมกับวิธีการโครงข่ายประสาทเทียม (Neural network) เป็นตัวจำแนกประเภท

การใช้คุณลักษณะเด่นของใบหน้าสามารถที่จะเป็นตัวแทนของใบหน้าได้แต่ไม่เสมอไป Cheddad [19] ได้เสนอวิธีการตัดแยกภาพใบหน้าโดยใช้แผนภาพโวโรนอย (Voronoi diagram, VD) ซึ่งเป็นเทคนิคในการคำนวณรูปทรงทางเรขาคณิตที่สร้างเป็นกลุ่มจากค่าความเข้ม โดยใช้ข้อมูลจากจุดยอดเส้นขอบภายนอกของสามเหลี่ยมดีลาเนย์ (Delaunay triangulation, DT) สามารถแบ่งภาพพื้นที่ออกเป็นส่วนต่างๆ จากนั้นตรวจจับใบหน้าที่ต้องการโดยการตรวจจับรูปร่างที่เป็นวงรี วิธีที่เสนอมีประสิทธิภาพแม่นยำและเป็นอิสระจากการย้ายตำแหน่ง การหมุน ปรับเปลี่ยนขนาด แต่ถ้าหากความเข้มของพื้นหลังคล้ายกับความเข้มของใบหน้าในภาพอาจก่อให้เกิดปัญหาในการแบ่งส่วน

การจำแนกประเภทของใบหน้าโดยการใช้แม่แบบก็เป็นวิธีที่ได้รับความนิยม โดยแม่แบบที่สร้างขึ้นจากเวกเตอร์สัมผัส (Tangent vectors) ร่วมกับการตรวจจับเค้าโครงรูปหน้าโดย

ใช้การตรวจจับวงรี [17] ซึ่งสามารถตรวจจับใบหน้าที่มีการหมุนในหลากหลายทิศทาง โดยไม่มีข้อจำกัดทางพื้นหลัง แต่อย่างไรก็ตามแม่แบบที่สร้างขึ้นก็ต้องมีรูปแบบและขนาดที่แตกต่างกันจำนวนมากเพื่อหารูปแบบที่เหมาะสมที่ใกล้เคียงกับใบหน้าจริงมากที่สุด

การตรวจจับตำแหน่งของใบหน้าโดยใช้โมเดลสี เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เนื่องจากเป็นวิธีที่ทำได้ง่าย และรวดเร็ว แต่การกำหนดตำแหน่งของใบหน้าโดยใช้โมเดลสีโดยทั่วไปมักจะได้รับผลกระทบจากความสว่างที่แตกต่างกัน ดังนั้นจึงได้มีงานวิจัยที่ได้ศึกษาวิธีการปรับรูปแบบตัวโมเดลที่เอื้อต่อการสร้างรูปแบบการรวมกันในพิกัดของทรงกระบอกสี โดยเฉพาะอย่างยิ่งค่าความอึมตัว [18] โดยกำจัดองค์ประกอบในส่วนของแสงที่แตกต่างกันออกไป ทำให้สามารถตัดแยกวัตถุออกจากพื้นหลังได้อย่างแม่นยำมากยิ่งขึ้น

(2) การตรวจจับพื้นที่ดวงตา

Almeida [15] ได้เสนอวิธีการในการหาพื้นที่ดวงตาที่สนใจ โดยการสกัดคุณลักษณะเด่นของฟังก์ชันทางสถิติ (Geostatistical functions) ที่อธิบายลักษณะพื้นผิวของวัตถุ เนื่องจากเป็นวิธีที่มีความสามารถในการวัดระดับความต่อเนื่องและการกระจายของตัวแปรที่มีค่าเกี่ยวข้องกับตำแหน่งที่อยู่ โดยใช้ฟังก์ชันคอเรลโรแกรม (Correlogram) โคแวริโอแกรม (Covariogram) เซมิแวริโอแกรม (Semivariogram) และเซมิมาโอแกรม (Semimadogram) สำหรับขั้นตอนในการจำแนกภาพตา ใช้เทคนิคการจำแนกรูปแบบที่เรียกว่าซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine, SVM)

นอกจากนั้นการสกัดและจำแนกคุณลักษณะเด่นด้วยวิธีอื่น ๆ ก็ได้ถูกนำมาใช้ในการตรวจจับตำแหน่งของดวงตา การสกัดคุณลักษณะเด่นด้วยวิธีโมเมนต์เซอร์ไนท์ [16] เพื่อใช้สำหรับตัดแยกภาพตา ใช้ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนเปรียบเทียบกับกรจำแนกโดยใช้ทฤษฎีที่ใช้โครงข่ายแบบเคลื่อนที่ไปข้างหน้า (Feedforward Neural Network, FNN) ในการจำแนกคุณลักษณะเด่น มีการสอนภาพตัวอย่างที่เป็นภาพระดับเทา ทั้งภาพที่เป็นดวงตาและไม่ใช่นดวงตาโดยใช้ลิเวินเบิร์กมาร์ควาดท์ (Levenberg Marquardt) เป็นตัวอัลกอริทึมที่ใช้สอน

การตรวจจับภาพดวงตาในวิธีการของ Perez [17] มีการสร้างแม่แบบในการตรวจจับตาเช่นเดียวกับการตรวจจับใบหน้า โดยสร้างให้มีมุมขอบด้านบน 50 องศา และขอบด้านล่าง 70 องศา กับแกนในแนวนอน เพื่อลดการปิดบังของเปลือกตาจึงมีการสร้างม่านตาที่มีลักษณะไม่กลม

งานวิจัย [20] ได้กล่าวถึงวิธีในการตรวจจับตำแหน่งของตา ภายใต้สภาพของแสงที่แตกต่างกัน โดยใช้เทคนิคการเข้าคู่รูปแบบ (Template matching) ใช้ร่วมกับการสกัดลักษณะบนใบหน้า (Facial feature extracted) โดยใช้เทคนิค “Emo Tracker” เป็นเทคนิคที่สำคัญที่มีคุณลักษณะ

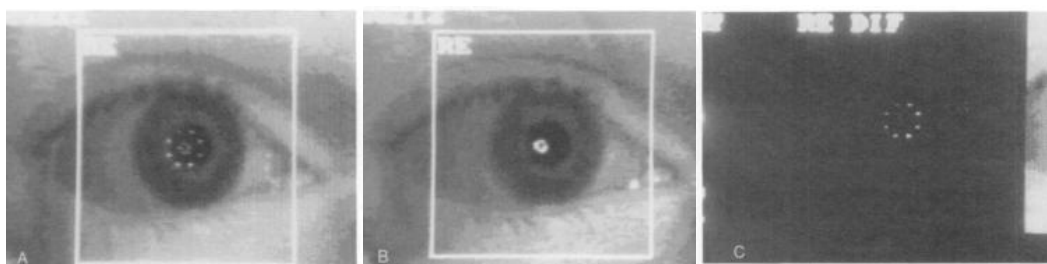
การเปลี่ยนแปลงลักษณะที่ปรากฏในระหว่างการติดตามจับคู่แม่แบบในการให้ผลการตรวจสอบที่ดี โดยใช้ภาพแม่แบบเปรียบเทียบกับระหว่างวิธีต่างๆ พบว่าวิธีการหาสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ มีค่าเกณฑ์ของค่าความเหมือนที่ดีที่สุด และมีขอบเขตระหว่างค่าความเหมือนสูงสุดและค่าความเหมือนต่ำสุดที่ค่อนข้างกว้างกว่าวิธีอื่นๆ ซึ่งการค่าความเหมือนที่มีช่วงความกว้างถือได้ว่าโอกาสในการตรวจจับตำแหน่งที่ผิดพลาดก็จะลดลงด้วย

(3) การตรวจจับตำแหน่งจุดสะท้อนแสงและขอบตา

การตรวจจับตำแหน่งขอบตาสามารถทำได้โดยการเปลี่ยนกระบวนการถ่ายภาพ ภาพประกอบที่ 1-1 เป็นวิธีการ ในการตรวจจับศูนย์กลางจุดสะท้อนแสงภาพที่ถ่ายจากอาสาสมัคร ในสองลักษณะคือใช้และไม่ใช้วงแหวนรอบนอกของไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรดทั้ง 8 ตำแหน่ง [13] เมื่อนำสองภาพมาห้กลับกันก็เหลือเฉพาะบริเวณที่เป็นวงแหวน โดยทำการประมาณค่าของ ตำแหน่งวงแหวนรอบนอกเพื่อนำมาสร้างเป็นวงกลมใหม่และคำนวณจุดศูนย์กลางจากวงกลมที่สร้างขึ้น เปรียบเทียบกับการหาจุดศูนย์กลางของตาโดยใช้จุดศูนย์กลางมวลของภาพไปนารีจាក การกำหนดค่าเกณฑ์ในฮิสโทแกรม

วิธีการในการตรวจจับตำแหน่งขอบตาส่วนใหญ่เป็นวิธีในการประมาณค่าตาที่มีลักษณะเป็นวงกลม Tan [16] ได้เสนอวิธีในการตรวจจับตำแหน่งจุดศูนย์กลางที่สะท้อนแสงโดยใช้การประมาณค่าวงกลมที่มีความเหมาะสม (Fitting circle) เพื่อสร้างแผนที่ขอบ (Edge map) ร่วมกับการใช้ตัวดำเนินการทางสัญญาณวิทยาทำให้การตัดแบ่งภาพม่านตาทำได้แม่นยำขึ้น ศูนย์กลางของรูม่านตาถูกประมาณโดยการใช้จุดศูนย์กลางมวล และใช้ความกว้าง ความสูง ในการประมาณค่ารัศมี และได้เพิ่มการประมาณค่าด้วยส่วนของเส้นโค้ง (Fit a polynomial curve) ที่มี 2 ระดับเพื่อลดการบดบังจากขอบตา

ตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงที่เกิดจากการทดสอบด้วยวิธีเฮิร์ชเบิร์กถูกนำมาใช้เป็นพารามิเตอร์ในการจัดตำแหน่งของตาทั้งสองข้าง [15] การหาขอบด้วยวิธีแคนนี่และเทคนิคการแปลงฮัพ (Hough Transform, HT) เป็นวิธีที่เหมาะสมในการกำหนดขอบเขตของม่านตา โดยความ



(ก)

(ข)

(ค)

ภาพประกอบ 1-1 การประมาณค่าตำแหน่งวงแหวนจากไดโอดเปล่งแสง [13]

แม่นยำของกระบวนการนี้ขึ้นอยู่กับข้อกำหนดพิกเซลบริเวณขอบของม่านตาให้เหมาะสม และมีการเพิ่มการตรวจเช็คความแตกต่างของรัศมีระหว่างตาทั้งสองข้าง เพื่อให้รัศมีของตาทั้งสองข้างมีขนาดใกล้เคียงกัน ในการหาจุดสะท้อนแสงได้มีการใช้เทคนิคการแปลงฮัฟอีกครั้งแต่จะมีการกำหนดรัศมีที่มีขนาดเล็กกว่าบริเวณของตาดำ

ในวิธีการกำจัดขอบเขตม่านตาของ Daugman [21] ในทฤษฎีปริพันธ์และอนุพันธ์ และ Wildes [22] ในเทคนิคการแปลงฮัฟเป็นวิธีที่มีความแม่นยำสูงในการตรวจจับม่านตา เป็นวิธีการที่นิยมมากที่สุดและมีประสิทธิภาพ แต่ในการใช้งานจริงวิธีการเหล่านี้ไม่สามารถที่จะทำงานได้ตามเป้าหมายและวิธีการเหล่านี้ยังมีข้อเสีย โดยที่วิธีปริพันธ์และอนุพันธ์จะได้รับผลกระทบจากค่าสูงสุดในการคำนวณค่าความชันเฉพาะที่ (Local gradient maximum) ได้อย่างง่ายดายและทำให้ขอบเขตม่านตาจะอยู่ในตำแหน่งที่ไม่ถูกต้อง ส่วนวิธีเทคนิคการแปลงฮัฟ วงกลมเวกเตอร์สะสมสามารถลดผลกระทบต่อค่าความชันเฉพาะที่ (Local gradient effect) แต่เกณฑ์สำหรับการสกัดจุดขอบจะมีผลต่อจำนวนของจุดขอบ และในที่สุดจุดขอบเหล่านี้จะทำให้เกิดความผิดพลาดในการตรวจจับขอบเขตของม่านตา ดังนั้น Tian [23] ใช้การประมาณค่าตำแหน่งรูม่านตาด้วยการประมาณค่าแบบหยาบๆ โดยใช้ค่าเกณฑ์บนพื้นฐานของ “histogram adapting p-tail” ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1-2 โดยใช้เทคนิคการแปลงฮัฟเพื่อจดจำวัตถุในรูปแบบวงกลม มีการดึงข้อมูลของขอบภาพที่มีค่ามากที่สุดที่อยู่บนเส้นอ้างอิงในระดับต่ำกว่าตำแหน่งจุดสะท้อน โดยมีระยะห่างของเส้นต่างกันเล็กน้อย เพื่อนำค่าที่สอดคล้องในแต่ละเส้นมาประมาณตำแหน่งของขอบ ทำให้เพิ่มความแม่นยำของขอบ และลดพารามิเตอร์ในการหาขอบให้มีขนาดเล็กลง

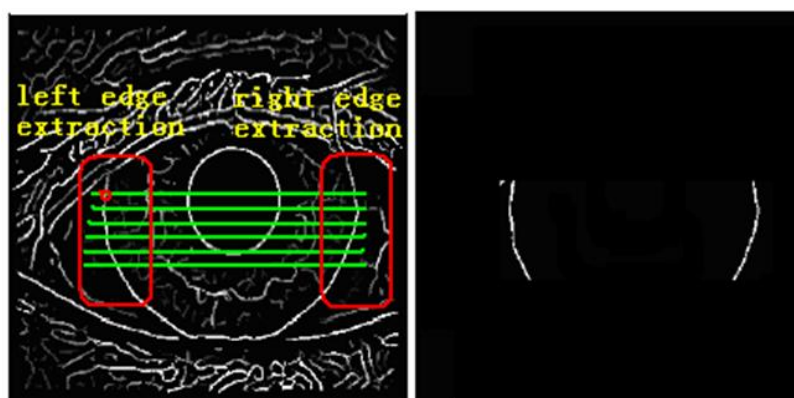
เทคนิคการตรวจจับรูม่านตาอีกวิธีที่มีการยอมรับในการแก้ปัญหาความไม่แน่นอนคือ เช่น การหมุนออกจากแกน ความคมชัดของภาพ แสงสะท้อน การบดบังของผมและขนตา เป็นต้น ซึ่ง Jan [24] ได้ใช้หลักการของการปรับค่าเกณฑ์ในสองระดับ (Bi-valued adaptive threshold) บนพื้นฐานของการตัดแบ่งฮิสโทแกรม (Histogram bisection) ร่วมกับการใช้สถิติของภาพระดับเทา และใช้หลักการของเทคนิคการแปลงฮัฟ เพื่อตรวจจับขอบของรูม่านตา สำหรับการตรวจจับพื้นที่ม่านตาใช้หลักการที่ว่าจุดศูนย์กลางของม่านตาจะอยู่ใกล้กับศูนย์กลางของตาดำ ดังนั้นจึงใช้รัศมีการไล่ระดับสีสูงสุดการกรองข้อมูลภาพ โดยใช้ค่ามัธยฐาน (Median filtering) และการกรองอนุกรมฟูเรียร์ (Fourier series filtering) ในการตรวจจับขอบของม่านตา ซึ่งก็สามารถแก้ไขปัญหาที่ไม่เป็นอุดมคติในการตรวจจับตำแหน่งของม่านตาและรูม่านตา ซึ่งให้ผลเป็นที่น่าพอใจเมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคกับวิธีการอื่นๆ

Pundlik [25] ได้เสนอแนวทางใหม่สำหรับภาพที่ไม่เป็นอุดมคติอีกวิธีหนึ่ง โดยใช้ “Graph cut” ในการตัดแบ่งพื้นที่ของม่านตา ซึ่งประสิทธิภาพในการตัดแบ่งขึ้นอยู่กับความเข้มและ

คุณลักษณะเด่นเชิงพื้นที่ของเทคนิคต่างๆในการวิเคราะห์ระดับสีของภาพ โดยมีการเรียนรู้การกระจายตัวของพื้นที่ผิวและความเข้มของพื้นที่บริเวณต่างๆ ในภาพประกอบที่ 1-3 (ข) ภาพจะถูกจำลองโดยใช้แบบจำลองมาร์คอฟแรนดอมฟิลด์ (Markov Random Field) ภาพประกอบที่ 1-3 (ค) จะเป็นการสร้างเส้นที่มาจากจุดกึ่งกลางใน 360 องศาจากจุดศูนย์กลางตัดกับขอบเขตของม่านตา ภาพประกอบที่ 1-3 (ง) เป็นการประมาณค่าตำแหน่งของขอบม่านตาที่ตรงกับเส้นรัศมี และภาพประกอบที่ 1-3 (จ) เป็นการประมาณขอบเขตอีกด้านโดยอาศัยความสมมาตรของม่านตาทำให้ขอบม่านตามีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

Chen [26] นำเสนอวิธีการแบ่งส่วนของม่านตาที่มีประสิทธิภาพและมีการทำงานที่รวดเร็ว โดยอัลกอริทึมที่นำเสนอประกอบด้วย การตรวจสอบตำแหน่งโดยประมาณของบริเวณตาขาวโดยใช้ค่าเกณฑ์ของความอึมตัวจากโมเดลสี HSI ร่วมกับการหาค่าสูงสุดของอนุพันธ์ที่มีค่าความอึมตัวในช่วงที่กำหนด จากนั้นก็นำพื้นที่จากการประมาณไปกำหนดขอบเขตในการหาขอบม่านตา โดยใช้การหาขอบด้วยวิธีโซเบล ในภาพประกอบที่ 1-4 ได้มีการใช้เทคนิคการแปลงฮัฟเพื่อจดจำวัตถุในรูปแบบวงกลมที่มีการวนซ้ำ 3 ระดับ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจจับและผลลัพธ์ที่ถูกต้องมากขึ้นโดยรัศมีของวงกลมขึ้นอยู่กับขนาดของพื้นที่จากการประมาณตาขาว

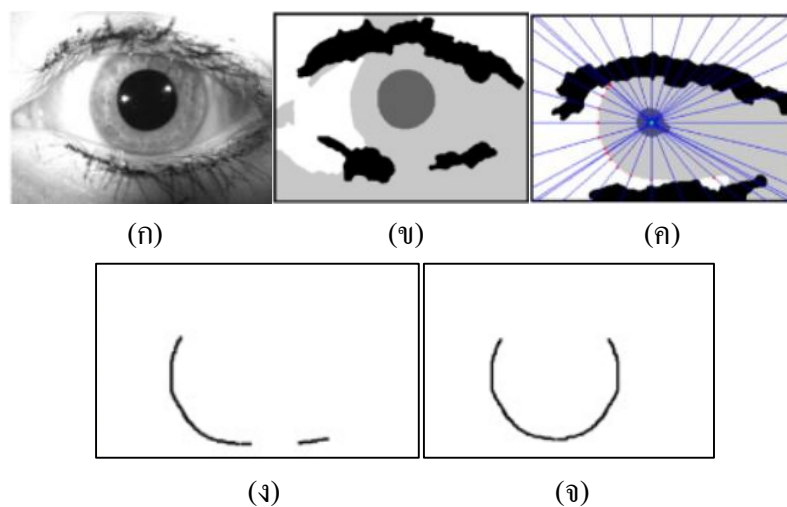
นอกจากนั้นงานวิจัยนี้ยังได้เสนอวิธีการใหม่เป็นวิธีการที่จะระบุจุดขอบที่ตั้งระหว่างเปลือกตาและม่านตาโดยการเทคนิคการแปลงฮัฟในลักษณะการจดจำรูปแบบเชิงเส้นเพื่อป้องกันการบดบังของบริเวณเปลือกตาและขนตาที่ส่งผลกระทบต่อการศึกษาของม่านตา ซึ่งในภาพประกอบที่ 1-5 ได้มีการใช้การจดจำวัตถุในรูปแบบทรงกลมและในแนวเส้นตรงอย่างต่อเนื่องหลายๆครั้งในการตรวจจับเพื่อให้ได้ตำแหน่งของม่านตาที่แท้จริง



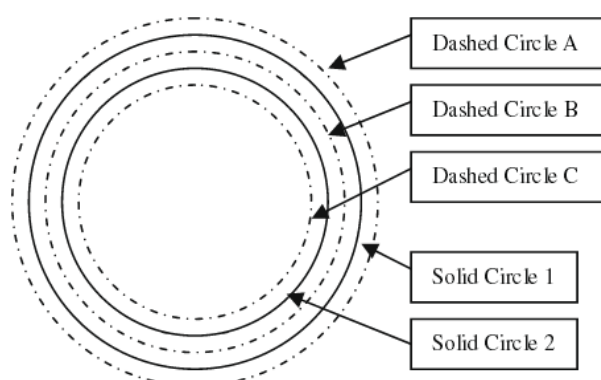
(ก)

(ข)

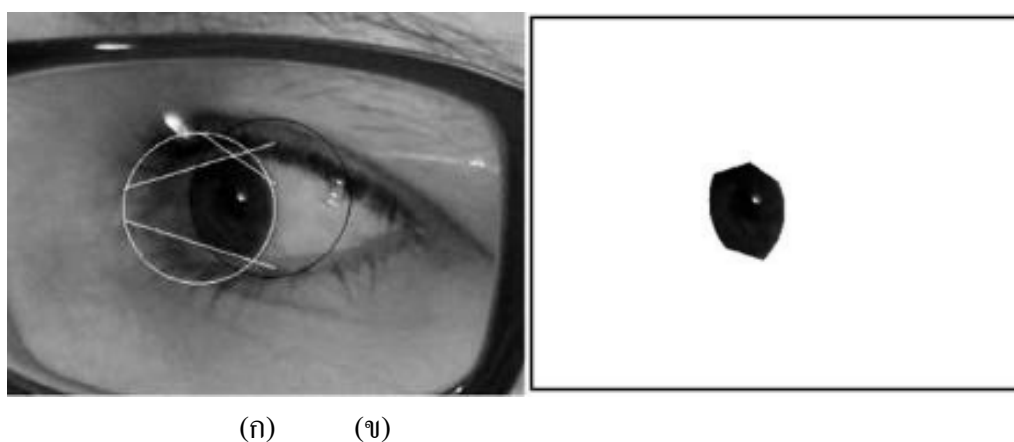
ภาพประกอบ 1-2 การประมาณตำแหน่งขอบตา (ก) ขอบของม่านตาที่อยู่บนเส้นอ้างอิงในระดับต่ำกว่าตำแหน่งจุดสะท้อน (ข) ประมาณตำแหน่งของขอบจากค่าที่สอดคล้องในแต่ละเส้น [22]



ภาพประกอบ 1-3 การตรวจจับขอบตาโดยใช้วิธี “Graph cut” (ก) รูปต้นฉบับ (ข) แบบจำลองมาร์คอฟแรนดอมฟิลด์ (ค) เส้น 360 องศาที่สร้างจากจุดกึ่งกลาง (ง) ขอบม่านตาตัดกับตำแหน่งเส้นรัศมี (จ) ประมาณขอบเขตอีกด้าน โดยอาศัยความสมมาตร [24]



ภาพประกอบ 1-4 การวนซ้ำสามระดับของเทคนิคการแปลงฮัฟเพื่อจดจำวัตถุในรูปแบบวงกลม [26]



ภาพประกอบ 1-5 การจดจำวัตถุในรูปแบบวงกลมและในแนวเส้นตรงอย่างต่อเนื่อง (ก) การจดจำวัตถุในรูปวงกลมและเส้นตรง (ข) พื้นที่ม่านตาจริงที่เกิดจากการตัดจากขั้นตอน (ก) [26]

1.2.2 การวัดอาการตาเข

การทดสอบหน้าที่การทำงานของตาทั้งสองข้าง โดยการดูทิศทางของแนวลูกตา เพื่อประเมินอาการตาเขสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การทดสอบโคเวอร์ (Cover test) ซึ่งต้องดูสถานะการเคลื่อนไหวลูกตา การสร้างภาพสถานะของการใช้ไฟเวียร์ในการตรึงในตาแต่ละข้างต้องมีความตั้งใจ และได้รับความร่วมมือจากผู้ป่วย และการทดสอบด้วยวิธีการตรวจสอบของเฮิร์ชเบิร์กมีประโยชน์มากสำหรับการทดสอบแนวทิศทางลูกตา สำหรับผู้ป่วยที่ไม่ให้ความร่วมมือในการตรวจด้วยวิธีโคเวอร์หรือผู้ป่วยที่มีการจับจ้องภาพวัตถุไม่ดี วิธีการตรวจสอบของเฮิร์ชเบิร์กจึงน่าจะเป็นวิธีที่เหมาะสมเนื่องจากสามารถตรวจสอบได้ง่าย ใช้เวลารวดเร็ว และเครื่องมือที่ใช้ตรวจก็ไม่ยุ่งยาก

จากงานวิจัยที่ผ่านมาคณะผู้วิจัย [11] ได้ศึกษาค่าอัตราส่วนจากภาพถ่ายหน้าตรงของเด็กไทยในคนที่ปกติและผิดปกติว่าควรจะมีค่าเท่าใด โดยอาศัยหลักการทดสอบของเฮิร์ชเบิร์ก โดยใช้ภาพถ่ายจากกล้องถ่ายภาพแบบพกพา แล้วนำภาพดังกล่าวเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อใช้โปรแกรมอะโดบีโฟโตชอป (Adobe Photoshop) ทำการวัดอัตราส่วนสะท้อนแสงของกระจกตา (Central Corneal Light Reflex Ratio ,CCLRR) ซึ่งสามารถคำนวณได้ตั้งภาพประกอบที่ 1-6 จากนั้นได้นำค่า CCLRR มาเปรียบเทียบกับผลการวัดโดยใช้วิธีการอัลเทอร์เนทีฟปริซึมโคเวอร์ (Alternate prism cover test) พบว่ามีความสัมพันธ์กัน ซึ่งค่าพิสัยปกติของแสงสะท้อนกระจกตาในกลุ่มเด็กปกติระยะใกล้-ไกลเป็น 0.446 ถึง 0.484 และ 0.421 ถึง 0.482 ตามลำดับ สำหรับกลุ่มอาการไม่แน่วชัดมีค่าพิสัยระยะใกล้เป็น 0.435 ถึง 0.445 และ 0.485 ถึง 0.495 ส่วนระยะไกลเท่ากับ 0.403 ถึง 0.420 และ 0.483 ถึง 0.500 ผู้ที่มีอัตราส่วนต่ำกว่าหรือสูงกว่านี้ถือว่ามียาอาการตาเข

นอกจากนั้นวิธีการของเฮิร์ชเบิร์กได้ถูกนำมาใช้ร่วมกับภาพถ่ายจากกล้องวิดีโอ [13] โดยมีการถ่ายภาพจากกล้องวิดีโอที่มีระยะห่างจากอาสาสมัคร 1 เมตร โดยมีไดโอดเปล่งแสงเป็นตัวทำให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองของปัวร์กินเจ (Purkinje image) ตำแหน่งการมองในตาข้างซ้ายถูกกำหนดให้คงที่ และตำแหน่งการมองในตาข้างขวามีการเปลี่ยนแปลงตามตำแหน่งเป้าหมาย ซึ่งพบว่าระยะห่างของตำแหน่งเป้าหมายกับตำแหน่งจุดสะท้อนแสงมีความสัมพันธ์เชิงเส้นกันอย่างมีนัยสำคัญ ($P < 0.05$) ซึ่งจากตำแหน่งการมองสามารถระบุมุมที่เข้าไปของดวงตาได้

วิธีการตรวจสอบของเฮิร์ชเบิร์กถูกนำมาใช้ในการตรวจวัดตาเขอย่างแพร่หลาย ในปี 2010 Almeida JD และคณะ [15] ได้นำวิธีเฮิร์ชเบิร์กมาใช้ในการวิเคราะห์ทิศทางการเคลื่อนที่ของลูกตาที่ผิดปกติ การประเมินผลของตำแหน่งแสงสะท้อนที่กระจกตา จะทำการวัดระยะทางระหว่างจุดศูนย์กลางของแสงสะท้อนไปยังจุดศูนย์กลางของม่านตาในแนวนอนและแนวตั้งเพื่อ

นำมาคำนวณสัดส่วนของกระจกตา หากค่าสัดส่วนของกระจกตาที่คำนวณในแนวนอนและแนวตั้ง มีค่ามากกว่า 2 และ 1 พิกเซลตามลำดับก็จะสรุปว่าอาสาสมัครมีอาการตาเข

1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.3.1 เพื่อพัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับตำแหน่งจุดสะท้อนแสงและขอบตาทำให้มีความแม่นยำ แล้วนำมาคำนวณอัตราส่วนจุดเงาสะท้อนบนกระจกตา

1.3.2 เพื่อพัฒนาส่วนของการรายงานผลการวินิจฉัยและข้อเสนอแนะในการดำเนินการต่อไปสำหรับผู้ป่วยที่พบว่าตามีความผิดปกติ

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 สามารถตัดแยกภาพตาออกมาจากภาพรวมทั้งหมด

1.4.2 สามารถตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสงในภาพตาที่เป็นอุดมคติ

1.4.3 สามารถวิเคราะห์ว่าภาพที่นำมาทดลองมีอาการตาเขหรือไม่

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ทำให้การตรวจคัดกรองเด็กที่มีอาการตาเขเบื้องต้นสามารถทำได้ทั่วถึง ซึ่งส่งผลให้ได้รับการแก้ไขความผิดปกติในช่วงเวลาที่เหมาะสม

1.5.2 ได้การตรวจคัดกรองที่ทำได้ง่าย รวดเร็วแม่นยำและเป็นอัตโนมัติ สามารถทำงานสนับสนุนผู้เชี่ยวชาญในการตัดสินใจ

1.6 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย

1.6.1 วิจัย เป็นการวิจัยเชิงประยุกต์ โดยเป้าหมายของการวิจัยเพื่อเป็นการพัฒนาระบบการตรวจคัดกรองทำได้ง่าย สามารถนำไปใช้งานจริง โดยใช้ค่าตัวเลขจากการตรวจจับตำแหน่งจากผู้เชี่ยวชาญเพื่อยืนยันความถูกต้องแม่นยำของตัวอัลกอริทึม



$$CCLRR = ((C-B)+(E-D)) / ((C-A)+(F-D))$$

ภาพประกอบ 1-6 การวัดอัตราส่วนจุดกลางตาจากภาพถ่ายหน้าตรง

1.6.2 แหล่งข้อมูล โดยข้อมูลที่ใช้จะเป็นข้อมูลรูปภาพที่ได้จากแหล่งข้อมูลวิทยุ มิ ซึ่งชุดข้อมูลรูปภาพที่เรานำมาทดลองจะเป็นชุดเดียวกันกับชุดข้อมูลของงานวิจัยที่ผ่านมา [11] เพื่อนำมาศึกษาอัตราส่วนแสงสะท้อนจากกระจกตา และเป็นชุดข้อมูลที่ได้ผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญในการตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสง

1.6.3 ประชากรทำการศึกษา เป็นเด็กไทยที่มีสายตาสั้นและผิดปกติอายุระหว่าง 9-17 ปีจำนวนทั้งหมด 200 คน เป็นเพศหญิงจำนวน 125 คน และเพศชายจำนวน 75 คน ประกอบด้วยคนที่มีสายตาสั้นจำนวน 172 คน และมีอาการตาเขชัดเจนจำนวน 28 คน ซึ่งข้อมูลทั้งหมดจะถูกแบ่งออกเป็น 2 ชุด คือข้อมูลชุด A ประกอบด้วยเด็กที่มีสายตาสั้นจำนวน 108 คน และข้อมูลชุด B ประกอบด้วยเด็กที่มีสายตาสั้นจำนวน 64 คน และเด็กที่มีอาการตาเขจำนวน 28 คน

1.6.4 วิธีการเก็บข้อมูล ภาพของอาสาสมัครจะถูกถ่ายด้วยกล้องถ่ายรูปคอมแพค ในขณะการถ่ายจะทำการเปิดแฟลชที่กล้องเพื่อให้เกิดแสงสะท้อนที่กระจกตา กล้องจะถูกจัดวางให้อยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับระดับสายตา โดยทำการถ่ายภาพเป็นภาพหน้าตรง โดยในข้อมูลชุด A ถูกถ่ายด้วยกล้องถ่ายรูปคอมแพคยี่ห้อ Fuji รุ่น FinePix S602 Zoom 6X optical zoom lens มีการกำหนดระยะการมองที่ 0.43 เมตร และ 5.4 เมตร โดยมีการวางกล้องที่ระยะห่างจากการวางตำแหน่งใบหน้าที่กำหนดคงที่เป็นระยะ 0.43 เมตร ภาพถ่ายจะมีค่าความละเอียดของภาพอยู่ที่ 2048 x 1536 พิกเซล และข้อมูลชุด B ถูกถ่ายด้วยกล้องถ่ายรูปคอมแพคยี่ห้อ Fuji FinePix S2000HD Zoom 15X optical zoom lens มีการกำหนดระยะการมองที่ 1 เมตร และ 6 เมตร มีการวางกล้องที่ระยะห่างจากใบหน้าที่ระยะ 1 เมตร โดยภาพถ่ายจะมีค่าความละเอียดอยู่ที่ 4000 x 2672 พิกเซล ในขั้นตอนการเก็บข้อมูล ภายในห้องต้องมีการส่องสว่างอย่างเพียงพอซึ่งไม่ควรน้อยกว่า 300 ลักซ์ ซึ่งแสงไฟภายในห้องจะต้องอยู่เหนือศีรษะไปทางด้านหลัง และควรหลีกเลี่ยงแสงสว่างจากแหล่งใดๆที่อยู่ในตำแหน่งที่อาสาสมัครมองเห็น ยกเว้นแสงจากแฟลชกล้องถ่ายรูปเท่านั้น

1.6.5 การประมวลผลข้อมูล จะนำภาพถ่ายนำไปประมวลผลด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ Asus รุ่น k40in series พัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสงบริเวณดวงตาที่เป็นอุดมคติคือไม่มีการบดบังของส่วนต่างๆ ที่ไม่เกี่ยวข้องเช่นขนตา เปลือกตา เส้นผม เป็นต้น และแบบที่ไม่เป็นอุดมคติคือมีการบดบังของส่วนดังกล่าว สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลจะใช้ค่าตัวเลขที่แสดงตำแหน่งการตรวจจับและตัวเลขที่แสดงอัตราส่วนการสะท้อนแสงที่เป็นผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ เพื่อใช้เป็นตัวตรวจสอบความถูกต้องของการวางตำแหน่ง

บทที่ 2

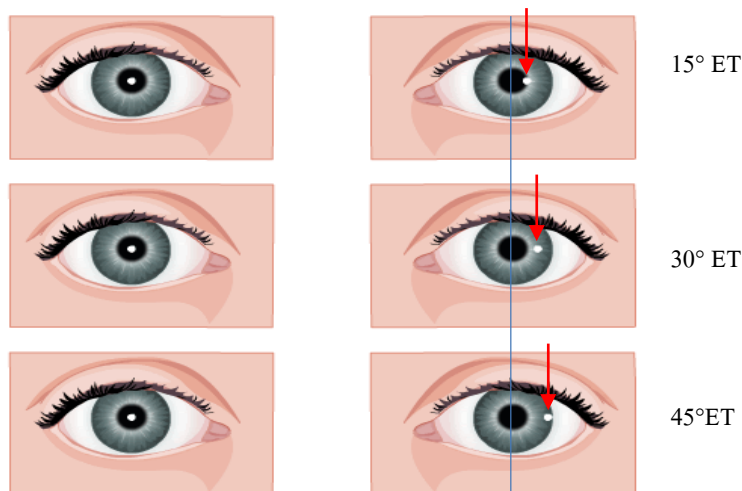
ทฤษฎีและหลักการ

จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมาพบทความวิจัยมากมายที่ได้มีการพัฒนาอัลกอริทึมในการตรวจจับตำแหน่งของขอบตาและจุดสะท้อนแสง การวิเคราะห์เนื้อหาในบทความสามารถแบ่งออกเป็น 6 หัวข้อคือ กายวิภาคของดวงตาและการวัดอาการตาเข การประมวลผลภาพดิจิทัล ซึ่งประกอบด้วย ระบบ โครงสร้างสี การปรับปรุงคุณภาพของภาพระดับเทา การระบุคอมพิวเตอร์ด้วยตัวเชื่อมต่อ การเข้าสู่รูปแบบ และการวิเคราะห์จำแนกประเภทเชิงเส้น โดยแต่ละหัวข้อมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

2.1 กายวิภาคของดวงตาและการวัดอาการตาเข

ตาเข และตาเหล่ ในภาษาอังกฤษ คือ คำว่า “Strabismus หรือ Squint” มีความหมายใกล้เคียงกัน หมายถึง การที่แกนสายตา (Visual axis) ของตาข้างใดข้างหนึ่ง หรือทั้งสองข้างเบนออกไปจากแนวปกติ ทำให้ภาพของวัตถุไม่ตกตรงมาculaพอดี จึงทำให้การมองเห็นภาพร่วมกันของตาทั้งสองข้างเสียไปและอาจทำให้เกิดเห็นภาพซ้อนขึ้นได้ [12] อาการตาเขที่พบได้บ่อยคือภาวะตาเขออกและตาเขเข้า โดยผู้ป่วยอาจเป็นตั้งแต่กำเนิดหรือว่าเกิดขึ้นภายหลังก็ได้ อาการตาเขมีสาเหตุเกิดจาก ความผิดปกติของกลไกการทำงานของเส้นประสาทสัมผัสและการรวมภาพจากตาทั้งสองข้าง ทำให้ภาพที่ปรากฏบนจอรับภาพของตาทั้งสองข้างไม่สัมพันธ์กันบนตำแหน่งจุดรับภาพ ทำให้แนวทิวทัศน์เกิดการเบี่ยงเบนหรือผิดปกติขึ้น ตารางที่ 2-1 แสดงความสัมพันธ์ในขณะที่ยอดตาทั้งสองข้างกลอกไปมาในทิศทางต่าง ๆ กล้ามเนื้อของยอดตาทั้งสองข้างนั้นจะทำงานร่วมกัน ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของตาทั้งสองข้างไปในทิศทางเดียวกันซึ่งควบคุมโดยสมอง ถ้าหากยอดตาทั้งสองข้างกลอกร่วมกันในตำแหน่งที่เรียกว่า “Cardinal direction of gaze” จะมีกล้ามเนื้อหนึ่งมัดของยอดตาแต่ละข้างที่ทำงานร่วมกันอย่างเด่นชัด

วิธีการตรวจสอบของเฮิร์ซเบิร์กเป็นวิธีที่ใช้ทดสอบแนวของลูกตาสำหรับผู้ป่วยที่ไม่ให้ความร่วมมือในการตรวจด้วยวิธีอื่นๆ ภาพประกอบที่ 2-1 แสดงวิธีการตรวจสอบโดยใช้หลักการของเฮิร์ซเบิร์ก [12] โดยจะสังเกตจากการเคลื่อนตำแหน่งจุดเงาสะท้อนบนกระจกตา ถ้าบริเวณแสงสะท้อนห่างไปจากกึ่งกลางของรูม่านตา 1 มิลลิเมตร จะมีค่ามุมของตาประมาณ 7 องศา หรือเทียบเท่ากับ 15 ปริซิม โดยจะให้ผู้ป่วยมองไปที่แสงไฟพร้อมสังเกตแสงสะท้อนจากกระจกตาจากแสงไฟนั้นบนตาทั้งสองข้าง ถ้ามีการเบนของตาข้างใดข้างหนึ่ง หรือเงาของแสงไฟ



ภาพประกอบ 2-1 วิธีการตรวจสอบของเฮิร์ชเบิร์กในการคำนวณปริมาณมุมตาเข คัดแปลงจาก [14]

จะไม่ตกกลางรูม่านตา ก็จะสามารถประมาณค่าการเบนได้ ตัวอย่างเช่น ถ้าแสงสะท้อนจากกระจกตาอยู่บริเวณขอบของรูม่านตาพอดี นัยน์ตาข้างนั้นจะมีการเบนประมาณ 15 องศา ถ้าแสงสะท้อนจากกระจกตาอยู่ตรงกึ่งกลางระหว่างรูม่านตากับขอบตาดำ นัยน์ตาจะมีการเบนประมาณ 30 องศา และถ้าแสงสะท้อนจากกระจกตาเลยไปตกที่ตรงขอบตาดำ การเบนของนัยน์ตาประมาณ 45 องศา เป็นต้น

ตารางที่ 2-1 ความสัมพันธ์ของกล้ามเนื้อหนึ่งมัดของนัยน์ตาแต่ละข้างที่แสดงผลชัดที่สุด

ทิศทางที่นัยน์ตาเหลือบไป	กล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้อง	
	ตาข้างขวา	ตาข้างซ้าย
ขวา	lateral rectus	medial rectus
ซ้าย	medial rectus	lateral rectus
บนขวา	superior rectus	inferior oblique
บนซ้าย	inferior oblique	superior rectus
ล่างขวา	inferior rectus	superior oblique
ล่างซ้าย	superior oblique	inferior rectus

2.2 การประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital image processing)

การประมวลผลภาพดิจิทัลเป็นกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับการแปลงข้อมูลภาพให้อยู่ในรูปแบบข้อมูลดิจิทัล ซึ่งสามารถที่จะนำเอาข้อมูลนี้ผ่านกระบวนการต่างๆ ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่มีเทคนิคในการประมวลผลข้อมูลหลากหลายวิธี และสามารถปรับแต่งรูปแบบการแสดงผลเพื่อนำไปประยุกต์ใช้งานให้มีความเหมาะสมกับข้อมูลภาพที่นำเข้ามาประมวลผล

ภาพประกอบที่ 2-2 แสดงองค์ประกอบหลักของการประมวลผลภาพดิจิทัล โดยมีองค์ประกอบหลัก 4 ส่วนดังนี้

ขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้น (Image preprocessing) เป็นขั้นตอนการเตรียมภาพให้มีความเหมาะสมสำหรับการประมวลผลในขั้นถัดไป โดยการปรับปรุงภาพให้ดีขึ้นเพื่อเป็นประโยชน์สำหรับการแปลผลและการจำแนกประเภทของวัตถุทำได้ง่ายขึ้นโดยไม่มี การเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบหลักของภาพ ตัวอย่างการประมวลผลภาพเบื้องต้น เช่น การกำจัดสัญญาณรบกวนของภาพหรือสัญญาณที่ไม่พึงประสงค์ การเปลี่ยนโมเดลของสี การเพิ่มระดับความแตกต่างของวัตถุเพื่อให้ขอบเขตของวัตถุมีความชัดเจนมากยิ่งขึ้น

ขั้นตอนการตัดแยกภาพวัตถุออกจากพื้นหลัง (Image segmentation) เป็นขั้นตอนที่ทำให้สามารถแยกข้อมูลภาพในส่วนที่ต้องการออกมาได้ โดยข้อมูลดังกล่าวจะต้องมีลักษณะเหมือนกับข้อมูลตัวอย่าง สำหรับวิธีในการตัดแยกภาพจะอาศัยความสว่างของภาพในภาพระดับเทาและความแตกต่างของสีสำหรับภาพสี นอกจากนี้ขอบของภาพและลักษณะของพื้นผิวรูปภาพก็เป็นองค์ประกอบที่สามารถช่วยในการตัดแยกภาพได้สะดวกยิ่งขึ้น

ขั้นตอนการสกัดลักษณะเด่น (Feature extraction) เป็นการหาคุณสมบัติของภาพที่มีลักษณะเด่นเพื่อเป็นตัวแทนของข้อมูลรูปภาพทั้งหมด เพื่อลดขนาดของข้อมูล โดยกระบวนการในการแปลความหมายว่าเป็นวัตถุชนิดไหนจะพิจารณาจาก ขนาด สี พื้นผิว เป็นต้น

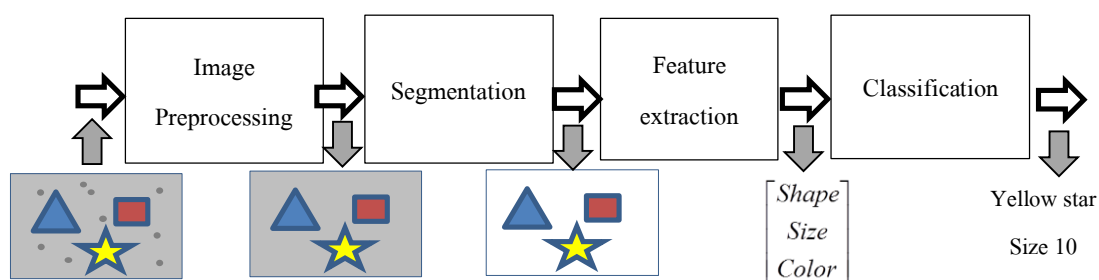
ขั้นตอนการจำแนกประเภท (Classification) เป็นการนำเอาข้อมูลทั้งหมดที่เก็บรวบรวมได้มาผ่านกระบวนการขั้นตอนการแยกแยะข้อมูลลงในแต่ละกลุ่มที่จัดไว้ โดยในแต่ละกลุ่มของข้อมูลนั้นจะมีคุณลักษณะเด่นของแต่ละกลุ่มที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับข้อมูลหรือลักษณะเด่นที่เก็บรวบรวมมาได้ รายละเอียดของการคำนวณพื้นฐานในขั้นตอนต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ตามีดังนี้

2.2.1 ระบบโครงสร้างสี

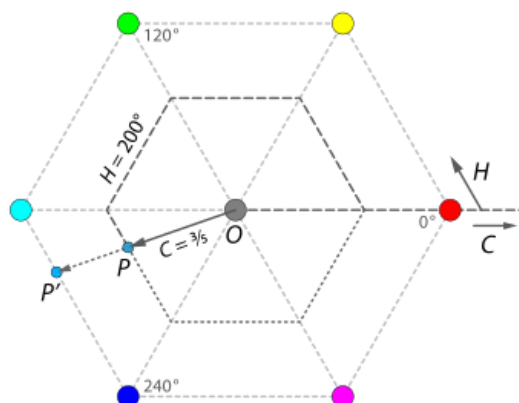
โดยทั่วไปภาพที่เรามองเห็นจะเป็นภาพที่เกิดจาก โมเดลสีอาร์จีบี (RGB color model) ซึ่งมีแนวคิดมาจากการผสมแสงสีหลัก 3 สีเข้าด้วยกันนั่นคือสีแดง (Red) สีน้ำเงิน (Blue) และสีเหลือง (Yellow) [27] การแทนค่าความเข้มสีในแต่ละจุดบนภาพจะมีตัวเลขกำกับ ซึ่งตัวเลขเหล่านี้ได้มาจากการผสมกันของแม่สี 3 สีเพื่อใช้บอกระดับความเข้มของแต่ละเฉดสี สัดส่วนความเข้มของสีหลักแต่ละสีที่มีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 255 เมื่อนำมาผสมด้วยสัดส่วนต่างๆกันก็จะให้จำนวนสีได้ทั้งหมดประมาณ 16.7 ล้านสี

ถ้าหากทำการฉายภาพของลูกบาศก์ โมเดลสีอาร์จีบีลงบนระนาบที่ตั้งฉากกับแกนกลางของลูกบาศก์ จะทำให้ได้โมเดลในแนวระนาบที่มีการประมาณค่าของรูปหกเหลี่ยม

ภาพประกอบที่ 2-3 แสดงรูปแบบของโมเดล โดยการประมาณค่าแสดงความบริสุทธิ์ของสี (Chroma) เป็นการประมาณค่าสัดส่วนของระยะทางจากจุดเริ่มต้นไปที่ขอบของรูปหกเหลี่ยม ซึ่ง เป็นอัตราส่วนของความยาว OP / OP' หรืออัตราส่วนของรัศมีของทั้งสองของรูปหกเหลี่ยมคือ ความแตกต่างระหว่างค่าที่ใหญ่ที่สุดและมีขนาดเล็กที่สุดของสี R G หรือ B ค่าที่แสดงความบริสุทธิ์ ของสี ค่าเฉดสี (Hue) และค่าความสว่างของสี (Value) สามารถคำนวณได้ตามสมการ 2-1 ถึง 2-3 ตามลำดับ โดยกำหนดค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของพิกเซลเป็น M และ m [27]



ภาพประกอบ 2-2 องค์ประกอบหลักของการประมวลผลภาพดิจิทัล



ภาพประกอบ 2-3 โมเดลสีมันเซลล์ประกอบไปด้วยค่าเฉดสี ค่าความสว่างของสี และค่าความบริสุทธิ์ของสี [29]

$$C = M - m \tag{2-1}$$

$$H' = \begin{cases} \text{undefined}, C = 0 \\ \frac{G - B}{C} \bmod 6, M = R \\ \frac{B - R}{C} + 2, M = G \\ \frac{R - G}{C} + 4, M = B \end{cases} \tag{2-2}$$

$$V = \frac{1}{2}(M + m) \tag{2-3}$$

$$\text{เมื่อ } M = \max(R, G, B)$$

$$m = \min(R, G, B)$$

การแปลงภาพสีแบบอาร์จีบีให้เป็นภาพระดับสีเทา (Gray scale) สามารถสร้างได้ โดยการสร้างจากผลรวมถ่วงน้ำหนัก (Weighted sum) ขององค์ประกอบ R G และ B เพื่อให้ได้ภาพระดับสีเทาที่มีความใกล้เคียงกับการมองเห็นของตามนุษย์มากที่สุด ในภาพระดับเทา (Gray scale) แต่ละจุด ๆ จะถูกแทนที่ด้วยตัวเลข ที่อยู่ระหว่าง 0 ถึง 255 สมการที่ (2-4) เป็นสมการที่ใช้สำหรับการแปลงภาพสีแบบอาร์จีบีให้เป็นภาพสีระดับเทา [7]

$$Grayscale_{(x,y)} = 0.2989R + 0.5870G + 0.1140B \quad (2-4)$$

เมื่อ $Grayscale_{(x,y)}$ คือค่าระดับสีเทาที่ได้จากการคำนวณจุดภาพของสี

$$RGB_{(x,y)}$$

R คือค่าสีแดงในภาพระบบสี RGB

G คือค่าสีเขียวในภาพระบบสี RGB

B คือค่าสีน้ำเงินในภาพระบบสี RGB

การแปลงภาพระดับเทาให้เป็นภาพสองระดับ (Binarization) เป็นกระบวนการแปลงภาพที่มีความเข้มหลายระดับ (Multilevel image) ให้มีการแสดงผลแค่ 2 ระดับ สำหรับใช้ในกระบวนการแยกวัตถุที่มีความแตกต่างจากพื้นหลังของภาพ เพื่อพิจารณาการจำแนกแต่ละกลุ่มของพิกเซลว่าเป็นวัตถุเดียวกันหรือว่าเป็นภาพพื้นหลัง โดยการขีดแบ่งระดับสีให้ได้ภาพที่ดีและมีความคมชัดต้องเกิดจากการเลือกค่าขีดแบ่งระดับสีที่ถูกต้องและเหมาะสม ถ้ามากหรือน้อยจนเกินไป ภาพที่ได้จะขาดความคมชัดหรืออาจทำให้รายละเอียดของภาพขาดหายไป หรือภาพที่ได้อาจจะมืดเกินไป หรือสว่างเกินไป โดยการกำหนดค่าขีดแบ่งของภาพสองระดับ (Binary image) แสดงไว้ในสมการที่ 2-5

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) > T \\ 0, & f(x, y) < T \end{cases} \quad (2-5)$$

เมื่อ T คือค่าเกณฑ์

$f(x, y)$ คือภาพตั้งต้น

โดยทั่วไปค่าขีดแบ่งเป็นค่าที่ผู้ใช้เลือกขึ้นซึ่งมักจะเป็นค่าคงที่ จึงทำให้อาจได้ค่าที่ไม่เหมาะสมกับสภาพแวดล้อมของรูปภาพที่แตกต่างกัน แต่ในกรณีที่ฮิสโทแกรม (Histogram) ของภาพมีความแตกต่างระหว่างความเข้มของวัตถุกับความเข้มของฉากหลังอย่างชัดเจน เราสามารถใช้วิธีการของออกตสุ (Otsu method) [30] ในการเลือกค่าขีดแบ่งโดยอัตโนมัติ เพื่อให้ได้ค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมกับรูปภาพแต่ละรูปมากที่สุด เป็นวิธีที่ช่วยในการลดความแปรปรวนภายในกลุ่มข้อมูล โดยการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของค่าขีดแบ่งจะส่งผลให้การกระจายตัวของฮิสโทแกรมของทั้งสองมีการเปลี่ยนแปลง โดยเกณฑ์ในการเลือกค่าขีดแบ่งด้วยวิธีนี้จะอาศัยการกระจายตัวรวมของทั้งสองกลุ่มที่น้อยที่สุด การกระจายตัวรวมทั้งสองกลุ่มนั้นสามารถวัดได้โดยความแปรปรวนภายในกลุ่มรวมกัน (Within-class variance, $\sigma_w^2(t)$) ซึ่งมีค่าเท่ากับผลรวมของความแปรปรวน (Variance) คูณกับจำนวนจุดภาพของแต่ละกลุ่มดังแสดงสมการที่ 2-6

$$\sigma_w^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (2-6)$$

การวัดการกระจายตัวรวมของทั้งสองกลุ่มสามารถแสดงถึงความแปรปรวนแต่ละกลุ่มข้อมูล ซึ่งการลดความแปรปรวนภายในกลุ่มก็เสมือนกับการเพิ่มความแปรปรวนระหว่างกลุ่มนั่นเอง

ถ้าเรานำค่าความแปรปรวนภายในกลุ่มรวมกันมาลบออกจากค่าความแปรปรวนรวม เราจะเรียกวิธีการออกตสุแบบนี้ว่า ความแปรปรวนระหว่างกลุ่ม (Between-class variance, $\sigma_b^2(t)$) ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2-7

$$\sigma_b^2(t) = \sigma^2 - \sigma_w^2(t) = \omega_1(t)\omega_2(t)[\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2 \quad (2-7)$$

โดยกำหนดให้

$\sigma_1^2(t)$ คือ ความแปรปรวน (Variance) ของบริเวณด้านมืด

$\sigma_2^2(t)$ คือ ความแปรปรวน (Variance) ของบริเวณด้านสว่าง

$$\mu_1(t) = \left[\sum_0^t p(i)x(i) \right] / \omega_1$$

$$\mu_2(t) = \left[\sum_0^t p(i)x(i) \right] / \omega_2$$

โดยที่ ω_i ค่าความน่าจะเป็นในแต่ละกลุ่ม

$\omega_1(t) = \sum_0^t p(i)$ คือจำนวนพิกเซลทั้งหมดของบริเวณด้านมืด (Dark area) ที่มีค่าความเข้มแสงตั้งแต่ 0 จนถึงค่าความเข้มแสงเท่ากับ t

$\omega_2(t) = \sum_i^{255} p(i)$ คือจำนวนพิกเซลทั้งหมดของด้านสว่าง (Bright area) ที่มีค่าความเข้มแสงตั้งแต่ t จนถึงค่าความเข้มแสงเท่ากับค่าสูงสุดซึ่งถ้าเป็นภาพขนาด 8 บิต ค่าความเข้มสูงสุดคือ 255

$p(i)$ คือ จุดพิกเซลที่ i ในพิกัดภาพ

2.2.2 การปรับปรุงคุณภาพของภาพระดับเทา

การปรับปรุงคุณภาพของข้อมูลเป็นกระบวนการปรับปรุงค่าระดับสีเทาหรือเน้นคุณภาพของข้อมูลให้เด่นชัดขึ้น โดยทั่วไปเทคนิคหรือวิธีการเน้นภาพจะใช้เพื่อแปลความหมายข้อมูลบางประเภทแทนการใช้เทคนิคการจำแนกประเภทข้อมูล เนื่องจากภาพระดับเทาจะประกอบไปด้วยส่วนที่สว่างที่สุดและบริเวณที่มีมืดที่สุด ดังนั้นอาจเกิดปัญหาความคมชัดที่ไม่สม่ำเสมอของภาพที่อาจทำให้การแยกบริเวณที่มีมืดและสว่างของภาพทำได้ยากยิ่งขึ้น เพื่อแก้ไขปัญหานี้ตัวกรองแบบหมวก (Hat filter) [31], [32] ถูกนำมาใช้เพื่อปรับปรุงความคมชัด ซึ่งในการทำตัวกรองแบบหมวกเป็นกระบวนการลบบริเวณขอบและบริเวณหุบเขาให้มีความเรียบและเพิ่มขนาดของยอดให้มีความกว้างมากยิ่งขึ้นเพื่อให้รายละเอียดของภาพและบริเวณขอบของภาพปรากฏเด่นชัดขึ้น ซึ่งมีอยู่สองชนิดด้วยกันคือตัวกรองแบบหมวกชนิดเปิด (Open top hat filter หรือ White top hat transform) จะถูกกำหนดเป็นความแตกต่างระหว่างภาพอินพุตและผลจากการทำโอเพนนิ่ง (Opening) โดยผ่านองค์ประกอบโครงสร้างของตัวดำเนินการของภาพย่อยที่ดำเนินการภายใต้ภาพระดับเทา (Structuring element) ชนิดใดชนิดหนึ่ง ตัวกรองแบบหมวกอีกชนิดคือตัวกรองแบบหมวกชนิดปิด (Closing top hat filter หรือ Black top hat transform หรือ Bottom hat transform) ซึ่งจะเป็นความแตกต่างระหว่างโคลสซิงและภาพอินพุต ซึ่งทั้งตัวกรองแบบหมวกชนิดเปิดและตัวกรองแบบหมวกชนิดปิดมีฟังก์ชัน ดังแสดงในสมการที่ 2-8 และ 2-9 ตามลำดับ

$$I \hat{\circ} S = I - I \circ S \quad (2-8)$$

$$I \hat{\bullet} S = I \bullet S - I \quad (2-9)$$

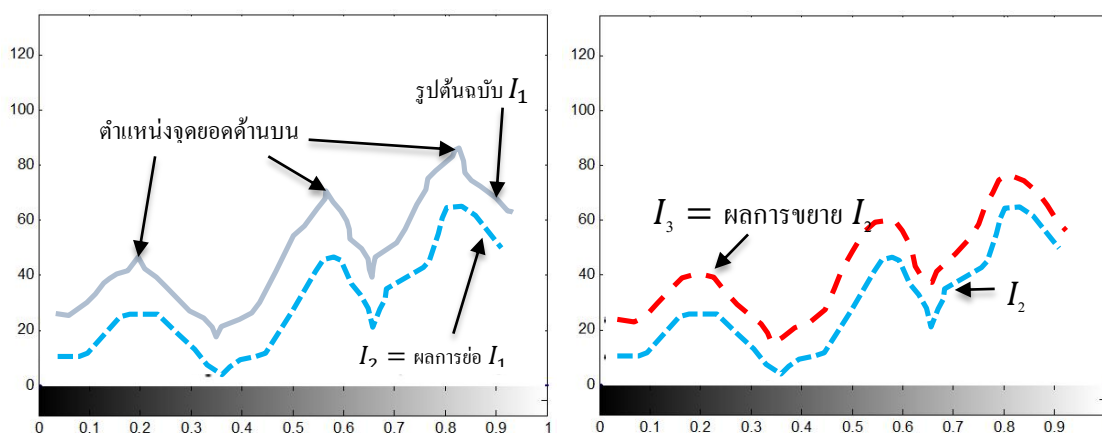
กำหนดให้ I คือ ภาพระดับเทา

S คือ องค์ประกอบ โครงสร้างของตัวดำเนินการของภาพย่อย

ตัวกรองแบบหมวกชนิดเปิดถูกนำมาใช้เพื่อเพิ่มความสว่างของบริเวณจุดยอดหรือพื้นที่สว่าง ดังแสดงในภาพประกอบ 2-4 ซึ่งจะมีสองกระบวนการด้วยกันคือการนำภาพต้นฉบับมาทำการอีโรชัน (Erosion) เพื่อลดความแหลมของบริเวณจุดยอด และจากนั้นจะทำการไดเลชัน

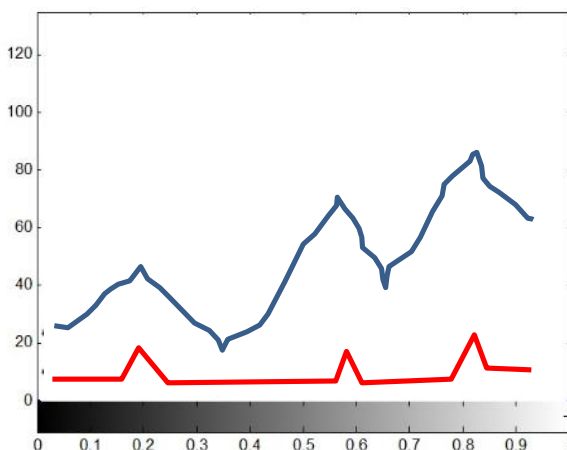
(Dilation) เพื่อปรับเลื่อนตำแหน่งกราฟให้อยู่ในตำแหน่งเดิม (Reconstructs) จากนั้นจึงนำภาพต้นฉบับไปลบกับผลจากการทำโอเพนนิ่งก็จะได้เฉพาะส่วนบริเวณจุดยอดทางด้านบนของกราฟ

ทำนองเดียวกันตัวกรองแบบหวมกชนิดปิด จะถูกนำมาใช้เพื่อปรับปรุงในส่วน
ของบริเวณหุบเขาหรือพื้นที่ที่มีค โดยจะมีการทำงานกลับกัน ในภาพประกอบ 2-5 จะเริ่มต้นจากการ
ทำการไคเลชันเพื่อลดความแหลมของยอด จากนั้นทำการอีโรชันเพื่อปรับเลื่อนตำแหน่งกราฟให้
กลับไปอยู่ในตำแหน่งเดิม และภาพต้นฉบับนำไปลบกับผลจากการทำโคลสซิงที่ได้ ก็จะได้เฉพาะ
ส่วนบริเวณจุดยอดทางด้านล่างของกราฟ



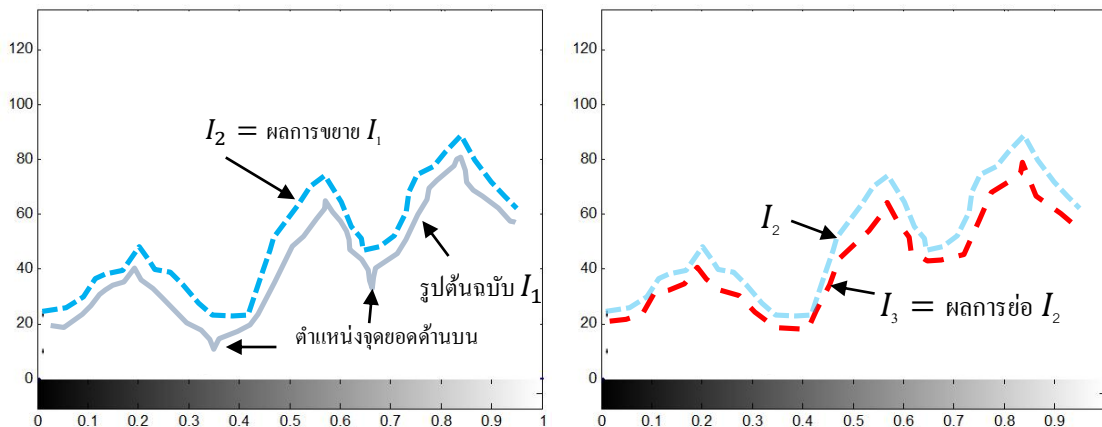
(ก)

(ข)



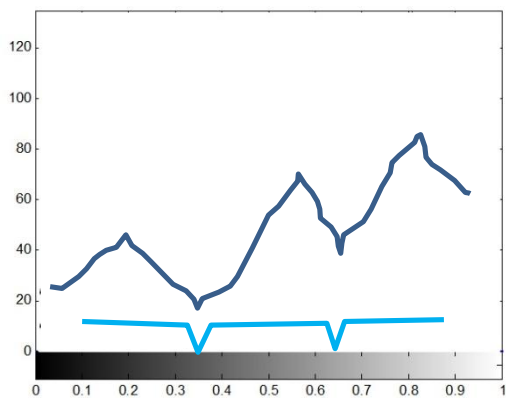
(ค)

ภาพประกอบ 2-4 ตัวกรองแบบหวมกชนิดเปิด (ก) นำภาพต้นฉบับ (I_1) มาทำการอีโรชัน (I_2) เพื่อ
ลดความแหลมของบริเวณจุดยอด (ข) ไคเลชันภาพ I_2 เพื่อปรับเลื่อนตำแหน่งกราฟให้อยู่ใน
ตำแหน่งเดิม (I_3) (ค) ภาพต้นฉบับลบกับ I_3



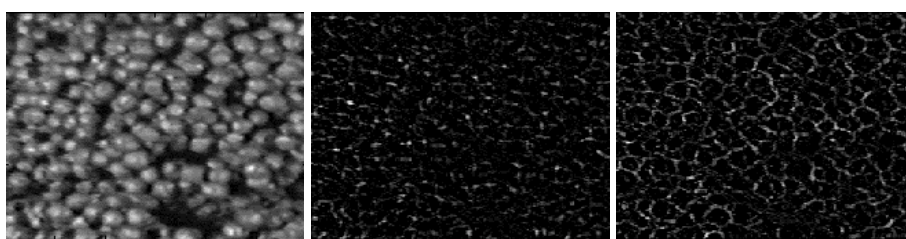
(ก)

(ข)



(ค)

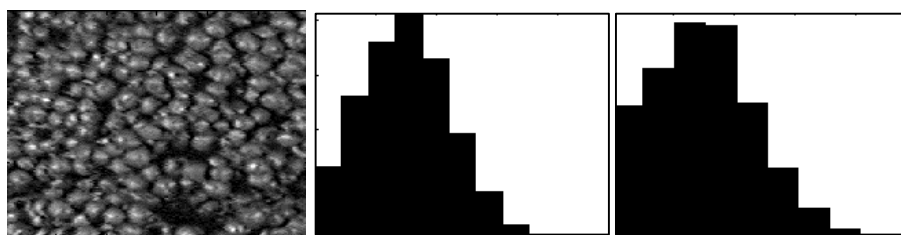
ภาพประกอบ 2-5 ตัวกรองแบบหวมกชนิดปิด (ก) นำภาพต้นฉบับ (I_1) มาทำการไคเลชัน (I_2) (ข) ย่อภาพ I_2 เพื่อปรับเลื่อนตำแหน่งกราฟให้อยู่ในตำแหน่งเดิม (I_3) (ค) นำ I_3 ลบกับภาพต้นฉบับ



(ก)

(ข)

(ค)



(ง)

(จ)

(ฉ)

ภาพประกอบ 2-6 ตัวอย่างการเพิ่มความคมชัดของภาพโดยใช้เทคนิคการหักลบภาพ [33]

ถึงแม้ว่าตัวกรองแบบหวมกชนิดปิด จะมีลักษณะคล้ายกับวิธีการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (Gradient method) ซึ่งการไล่ระดับสีที่ด้านล่างของบริเวณหุบเขาหรือบริเวณพิกเซลสีเข้มจะถูกเน้น แต่พบว่าขอบเขตระหว่างวัตถุที่เป็นส่วนที่มีสีเข้มในบริเวณภาพยังค่อนข้างแยกออกจากกันได้ไม่ชัดเจน จึงได้มีการใช้เทคนิคการหักลบภาพ (Subtract images) เพื่อเพิ่มความแตกต่างระหว่างวัตถุและช่องว่างที่แยกออกจากกัน โดยจะทำการลบส่วนของภาพบริเวณ "Bottom-hat" ออกจากภาพต้นฉบับที่รวมกับบริเวณ "Top-hat" ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังสมการ 2-10

$$S = I + I \hat{\circ} S - I \bullet S \quad (2-10)$$

ซึ่งผลจากการใช้เทคนิคการหักลบภาพแสดงได้ดังภาพประกอบที่ 2-6 (ง) จากภาพแสดงให้เห็นความคมชัดที่เพิ่มขึ้นทั้งในบริเวณของ "Top-hat" และ "Bottom-hat" และในภาพประกอบที่ 2-6 (จ) แสดงให้เห็นถึงฮิสโทแกรมของภาพที่ผ่านกระบวนการเทคนิคการหักลบ ซึ่งจะมีความแตกต่างที่ดีกว่าฮิสโทแกรมของภาพต้นฉบับในภาพ 2-6 (จ)

2.2.3 การระบุคอมโพเนนต์ตัวเชื่อมต่อ (Label connected components)

การแยกสีระหว่างพื้นหลังกับวัตถุที่เราสนใจด้วยสีที่แตกต่างกันเช่น ขาว ดำ ทำให้เราสามารถนับจำนวนวัตถุที่เราสนใจ ซึ่งจะมีความสำคัญในการแยกแยะวัตถุออกจากพื้นหลัง เพราะเป็นการบอกถึงขอบเขตของวัตถุได้ โดยความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซลที่อยู่ติดกันจะเป็นไปตามลักษณะรูปแบบเฉพาะ ภาพประกอบที่ 2-7 แสดงทิศทางการเชื่อมต่อ (Connected) ซึ่งในรูปภาพ 2 มิติ จะมีด้วยกัน 2 ชนิดคือ ชนิด 4 ทิศทาง หรือเรียกว่า 4-neighbors ($N_4(p)$) และชนิด 8 ทิศทาง 8-neighbor $N_8(p)$ ซึ่งเป็นผลรวมจาก $N_4(p)$ กับ $N_D(p)$

การพิจารณาว่าพิกเซลสองพิกเซลใดๆเป็นพิกเซลเพื่อนบ้านกันและอยู่ติดกัน (Connect) ก็จะเป็นไปตามเงื่อนไข โดยทำการสแกนแต่ละพิกเซลในครั้งแรกจากซ้ายไปขวาแต่ละแถวจากบนลงล่าง เพื่อทำการบันทึกค่าให้แต่ละพิกเซล (Labels) ภาพประกอบที่ 2-8 แสดงตัวอย่างการคำนวณ โดยหลักการในการคำนวณสามารถแสดงได้ดังนี้

(1) ถ้าด้านบนและด้านซ้ายของตัวเชื่อมต่อเป็นพิกเซลสีดำ เราจะกำหนดค่าให้พิกเซลของวัตถุนั้นเป็นชุดข้อมูลชุดใหม่ (New label)

(2) ถ้าด้านบนหรือด้านซ้ายของตัวเชื่อมต่อเป็นพิกเซลสีขาว เราจะกำหนดค่าให้พิกเซลของวัตถุนั้นเป็นชุดข้อมูลชุดเดิมที่มีการซ้ำค่า

	$(x-1, y)$	
$(x, y-1)$	$p(x, y)$	$(x, y+1)$
	$(x+1, y)$	

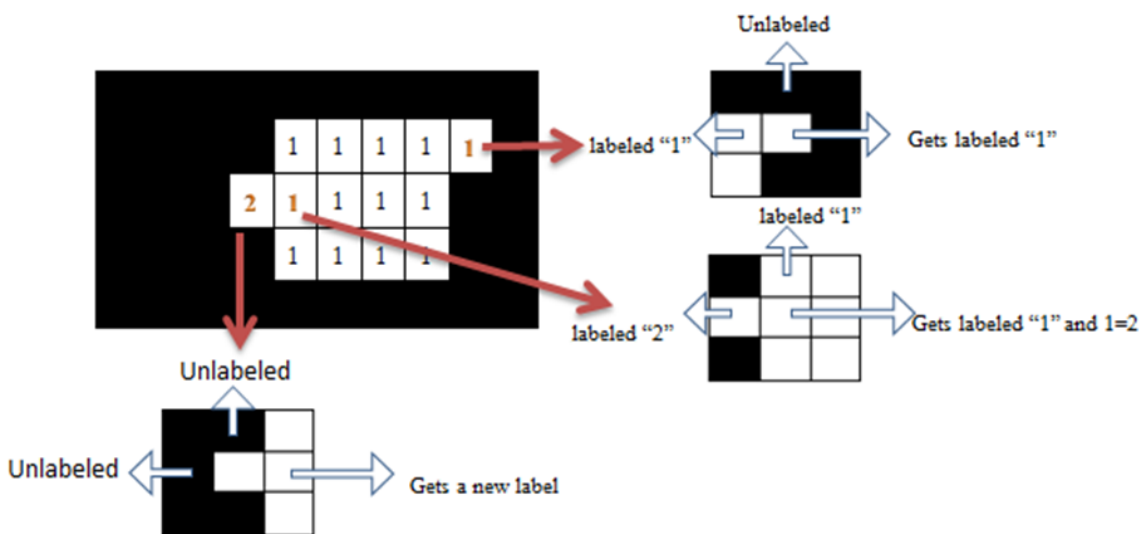
(ก)

$(x-1, y-1)$		$(x-1, y+1)$
	$p(x, y)$	
$(x+1, y-1)$		$(x+1, y+1)$

(ข)

ภาพประกอบ 2-7 ทิศทางการเชื่อมต่อในรูปภาพ 2 มิติ (ก) 4-neighbors ($N_4(p)$)

(ข) แนวทแยงมุม ($N_D(p)$)



ภาพประกอบ 2-8 หลักการคำนวณการเชื่อมต่อชนิด 4 ทิศทาง

(3) ถ้าด้านบนด้านซ้ายและด้านขวาของวัตถุที่สนใจมีมากกว่า 1 ชุดข้อมูล ให้กำหนดเป็นชุดข้อมูลที่มีขนาดต่ำสุด จากนั้นทำการสแกนครั้งที่ 2 เพื่อที่จะรวมสองชุดข้อมูลที่อยู่ติดกันให้เป็นชุดข้อมูลเดียวกัน

การรวมกลุ่มของพื้นที่เพื่อแสดงคุณสมบัติของชุดข้อมูลที่เราสนใจ ได้แก่ ขนาดพื้นที่ของชุดข้อมูลแต่ละชุด จุดศูนย์กลางของแต่ละชุดข้อมูล ขอบเขตของพื้นที่ที่มีขนาดเล็กที่สุด การสร้างภาพไบนารีที่มีวัตถุเพียงอย่างเดียวหรือภูมิภาคที่ตรงกับเกณฑ์ที่แน่นอน เช่นภาพไบนารีที่มีเพียงภูมิภาคที่มีพื้นที่มากที่สุด หรือการเติมเต็มช่องว่างภาพในภาพ เป็นต้น

2.2.4 วิธีการเข้าคู่รูปแบบ (Template matching)

วิธีการเข้าคู่รูปแบบเป็นเทคนิคที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง เพราะให้ผลค่อนข้างมีประสิทธิภาพ ซึ่งรูปร่างของกลุ่มพิกเซลที่อยู่ติดกันสามารถบรรยายด้วยตัวบอกลักษณะเชิงพื้นที่ โดยสามารถช่วยในการตรวจสอบเบื้องต้นว่าภาพที่ได้รับนั้นมีโอกาสเป็นภาพของวัตถุต้นแบบหรือไม่ โดยการเปรียบเทียบตัวบอกลักษณะเชิงพื้นที่ของภาพที่ได้กับภาพของวัตถุต้นแบบ

ทั้งนี้ภาพที่ต้องการตรวจสอบนั้นต้องถูกถ่ายในสถานะเดียวกันกับภาพของวัตถุต้นแบบ นอกจากวิธีนี้ก็อาจใช้ภาพต้นแบบในการเปรียบเทียบโดยตรงกับภาพที่ต้องการตรวจสอบโดยไม่ต้องคำนวณตัวบอกลักษณะก่อน โดยเรียกรูปแบบนี้ว่าการจับคู่กับแม่แบบ (Template matching) โดยการทำงานของวิธีการเข้ารูปร่างคือ การนำรูปภาพที่ต้องการหาตำแหน่งที่ต้องการ ไปเปรียบเทียบกับรูปร่างตัวอย่าง (Template) ที่อยู่ในตำแหน่งเดียวกันซึ่งรูปแบบตัวอย่างนี้จะเก็บค่าและกำหนดลักษณะสำคัญต่างๆ ที่สามารถแยกความแตกต่างของภาพ จะทำการเคลื่อนรูปแบบตัวอย่างไปยังจุดต่างๆ ครั้งละหนึ่งพิกเซลจากซ้ายไปขวานลงล่าง ซึ่งขบวนการที่ทำเช่นนี้เรียกว่าการหาค่าสหสัมพันธ์ (Correlation) ในแต่ละตำแหน่งจะมีการคำนวณค่าความเหมือน (Correlation coefficient) ของรูปแบบตัวอย่างกับบริเวณต่างๆบนภาพ ซึ่งเป็นตัวชี้วัดแสดงให้เห็นถึงการความคล้ายคลึงกันของภาพทั้งสองว่ามีความคล้ายคลึงกันมากน้อยแค่ไหน โดยผลลัพธ์แต่ละตำแหน่งที่รูปแบบตัวอย่างเคลื่อนผ่านจะถูกเก็บไว้ในเมทริกซ์ R จากนั้นพิจารณาเมทริกซ์ R ที่มีค่าความเหมือนกับรูปแบบตัวอย่างมากที่สุดมาเป็นคำตอบของการตรวจจับภาพที่ต้องการ[34] ซึ่งรูปแบบในการเข้ารูปร่างมีอยู่หลายวิธี ซึ่งวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ทั่วไป (Normalized correlation coefficient) เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพค่อนข้างสูง ซึ่งวิธีนี้จะช่วยลดผลจากการผิดพลาดเนื่องจากสภาพแสงไม่เท่ากัน ค่าความเหมือนของรูปแบบวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ทั่วไป สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2-18

$$R(x, y) = \frac{\sum_{x', y'} (T'(x', y') \cdot I'(x + x', y + y'))}{\sqrt{\sum_{x', y'} T'(x', y')^2 \cdot \sum_{x', y'} I'(x + x', y + y')^2}} \quad (2-11)$$

โดยที่ $T'(x', y') = T(x', y') - \bar{T}$

$$I'(x + x', y + y') = I(x + x', y + y') - \bar{I}(x, y)$$

$R(x, y)$ คือค่าความเหมือนจะมีค่าอยู่ในช่วง -1 ถึง 1 ถ้าค่านี้มีค่าเข้าใกล้ 1 จะ

หมายความว่าภาพทั้งสองที่นำมาเปรียบเทียบกันมีความคล้ายกันมาก

$I(x, y)$ เป็นค่าความเข้มสีแต่ละจุดสีบนภาพ

$T(x, y)$ เป็นค่าความเข้มสีแต่ละจุดสีบนเทมเพลต

\bar{T} เป็นค่าเฉลี่ยสีของเทมเพลต

$\bar{I}(x, y)$ เป็นค่าเฉลี่ยสีของภาพขนาดเท่ากับเทมเพลต

2.2.5 การวิเคราะห์จำแนกประเภทเชิงเส้น (Linear discriminant analysis, LDA)

เป็นการทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม เพื่อช่วยเพิ่มอัตราส่วนของความแปรปรวนระหว่างกลุ่มกับความแปรปรวนภายในกลุ่ม โดยการแปลงตัวแปรตามให้อยู่ภายใต้มิติหรือองค์ประกอบ ในการวิเคราะห์การถดถอยจะเป็นการทำงานบนหลักของการหาโมเดลเชิงเส้นหรือฟังก์ชันการจำแนกประเภทที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลตัวแปรพยากรณ์และตัวแปรเกณฑ์ ใช้ในการทำนายการจำแนกกลุ่มตัวอย่าง

สมการในการวิเคราะห์การจำแนกประเภท (Discriminat criterion, λ) แสดงความแปรปรวนของข้อมูลเขียนให้อยู่ในรูป $\lambda = SS_b(Y) / SS_w(Y)$ โดยที่ $SS_b(Y)$ เป็นการกระจายของเมทริกซ์ระหว่างชุดข้อมูล $SS_w(Y)$ เป็นการกระจายของเมทริกซ์ภายในชุดข้อมูลเดียวกัน ซึ่งในการคำนวณหา λ แสดงได้ดังสมการที่ 2-12 ซึ่งค่า λ จะมีจำนวนเท่ากับจำนวนชุดข้อมูลลบด้วยหนึ่ง

$$W^{-1}B - \lambda I = 0 \quad (2-12)$$

กำหนดให้

W^{-1} แทนอินเวอร์สเมทริกซ์ของผลรวมของกำลังสองและผลคูณภายในกลุ่ม

B แทนเมทริกซ์ของผลรวมของกำลังสองและผลคูณของข้อมูลระหว่างกลุ่ม

I แทนเมทริกซ์เอกลักษณ์ (Identity matrix)

หลังจากที่คำนวณ λ แต่ละค่าแล้ว ก็จะนำค่าเหล่านี้ไปคำนวณค่า v ของแต่ละชุดข้อมูลด้วยสมการ 2-13 หรือ 2-14 เมื่อกำหนดให้ μ_i เป็นค่าเฉลี่ยของข้อมูลชุดที่ i

$$S_w^{-1}S_b v = \lambda v \quad (2-13)$$

$$W^* = S_w^{-1}(\mu_1 - \mu_2) \quad (2-14)$$

บทที่ 3

อุปกรณ์และวิธีการ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหัวข้อต่างๆ ที่เป็นกระบวนการในการวิเคราะห์ภาพถ่ายจากภาพถ่ายโดยมีการทำงานเป็นอัตโนมัติ ในหัวข้อแรกจะกล่าวถึงขั้นตอนการได้มาของภาพซึ่งจะประกอบไปด้วยชุดข้อมูล A และชุดข้อมูล B หัวข้อที่สองจะกล่าวถึงขั้นตอนในการประมวลผลรูปภาพเพื่อให้โปรแกรมสามารถตรวจจับตำแหน่งต่างๆ ที่สำคัญสำหรับใช้ในการวิเคราะห์อาการตาเข ซึ่งในหัวข้อนี้มีการใช้ชุดข้อมูลภาพ A เป็นชุดพัฒนาและทดสอบอัลกอริทึม ในหัวข้อที่สามจะกล่าวถึงวิธีการในการกำหนดค่าดัชนีชี้วัดอาการตาเข เพื่อกำหนดเป็นค่ามาตรฐานที่เป็นตัวเลขสำหรับการประเมินอาการตาเข ซึ่งในหัวข้อนี้มีการใช้ชุดข้อมูลภาพ B เป็นชุดพัฒนาและทดสอบค่าดัชนีชี้วัดอาการตาเข และหัวข้อสุดท้ายจะกล่าวถึงวิธีการในการประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมสำหรับการใช้ในการตรวจจับตำแหน่งและประสิทธิภาพในการจำแนกกลุ่มอาการจากค่าดัชนีที่กำหนดขึ้น

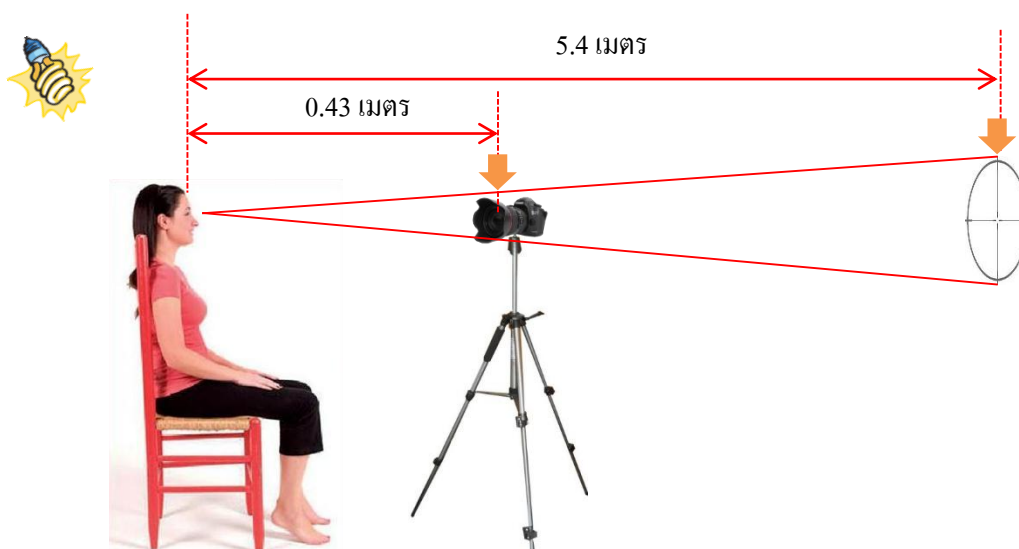
3.1 การได้มาของภาพ

ภาพของอาสาสมัครจะถูกถ่ายด้วยกล้องถ่ายรูปคอมแพคในขณะการถ่ายจะทำการเปิดแฟลชที่กล้องเพื่อให้เกิดแสงสะท้อนที่กระจกตา กล้องจะถูกจัดวางให้อยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับระดับสายตา โดยทำการถ่ายภาพเป็นภาพหน้าตรง โดยในข้อมูลชุด A ถูกถ่ายด้วยกล้องถ่ายรูปคอมแพคยี่ห้อ Fuji รุ่น FinePix S602 Zoom 6X optical zoom lens ตัวอย่างการติดตั้งอุปกรณ์ในการถ่ายภาพของข้อมูลชุด A แสดงดังภาพประกอบที่ 3-1 ซึ่งมีการกำหนดระยะการมองที่ 0.43 เมตร และ 5.4 เมตร มีการวางกล้องที่ระยะห่างจากการวางตำแหน่งใบหน้าที่กำหนดคงที่เป็นระยะ 0.43 เมตร ประกอบด้วยอาสาสมัครที่มีสายตาปกติจำนวน 108 คน ภาพถ่ายจะมีค่าความละเอียดของภาพอยู่ที่ 2048 x 1536 พิกเซล และข้อมูลชุด B ถูกถ่ายด้วยกล้องถ่ายรูปคอมแพคยี่ห้อ Fuji FinePix S2000HD Zoom 15X optical zoom lens มีการกำหนดระยะการมองที่ 1 เมตร และ 6 เมตร มีการวางกล้องที่ระยะห่างจากใบหน้าทีระยะ 1 เมตร ประกอบด้วยอาสาสมัครที่มีสายตาปกติจำนวน 64 คน อาสาสมัครที่มีอาการตาเขออกจำนวน 27 คน และอาสาสมัครที่มีตาเขเข้าจำนวน 1 คน โดยภาพถ่ายจะมีค่าความละเอียดอยู่ที่ 4000 x 2672 พิกเซล ในขั้นตอนการเก็บข้อมูล ภายในห้องต้องมีการส่องสว่างอย่างเพียงพอซึ่งไม่ควรน้อยกว่า 300 ลักซ์ ซึ่งแสงไฟภายในห้องจะต้องไม่มีการโฟกัสในส่วน of ใบหน้า ซึ่งตำแหน่งของแสงควรอยู่เหนือศีรษะไปทางด้านหลัง และควรหลีกเลี่ยงแสงสว่าง

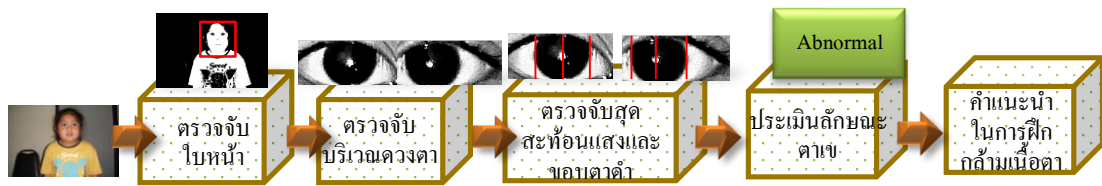
จากแหล่งใดๆที่อยู่ในตำแหน่งที่อาสาสมัครมองเห็น ยกเว้นแสงจากแฟลชกล้องถ่ายรูปเท่านั้น เพื่อให้แสงสะท้อนที่บริเวณกระจกตามีเพียงจุดเดียว

3.2 ระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการประเมินภาพตาเข

สำหรับวิธีการในการระบุอาการตาเขอย่างเป็นอัตโนมัติจำเป็นต้องมีระบบคอมพิวเตอร์ที่สามารถทำการตรวจจับตำแหน่งของขอบตาดำและจุดสะท้อนแสงที่มีความใกล้เคียงกันเมื่อเปรียบเทียบกับตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญทำการตรวจจับ ภาพประกอบที่ 3-2 แสดงระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ค่าตัวเลขเพื่อประเมินลักษณะของตาเข ในการตรวจจับตำแหน่งดังกล่าวจำเป็นต้องจำกัดพื้นที่ของภาพให้เหลือเฉพาะบริเวณของดวงตา ซึ่งในหัวข้อนี้มีการใช้ชุดข้อมูลภาพ A เป็นชุดพัฒนาและทดสอบอัลกอริทึม โดยระบบจะเริ่มการทำงานจากการนำภาพอินพุตเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์ จากนั้น โปรแกรมจะทำการตรวจจับตำแหน่งของใบหน้าจากภาพต้นฉบับ ทำการตรวจจับตำแหน่งของดวงตาทั้ง 2 ข้างจากภาพใบหน้า แล้วนำภาพดวงตาที่ทำการตรวจจับได้ไปตรวจจับตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงและตำแหน่งของขอบตาดำทั้ง 2 ด้านที่อยู่ในแนวระดับเดียวกันกับจุดสะท้อนแสง หลังจากที่ได้ตรวจจับตำแหน่งที่ใช้ในการวิเคราะห์ครบทั้ง 6 ตำแหน่ง ก็จะนำค่าตำแหน่งที่อ่านได้ในแกนนอนมาทำการวิเคราะห์ค่าตัวเลขเพื่อใช้ประเมินลักษณะของตาเข ซึ่งค่าตัวเลขที่คำนวณออกมาได้จะสามารถระบุได้ว่าภาพที่นำมาทดสอบมีอาการตาเขหรือไม่ซึ่งแต่ละขั้นตอนมีรายละเอียดดังต่อไปนี้



ภาพประกอบที่ 3-1 ตัวอย่างการติดตั้งอุปกรณ์ในการถ่ายภาพของข้อมูลชุด A



ภาพประกอบ 3-2 ระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการตรวจวิเคราะห์ตา

3.2.1 การตรวจจับพื้นที่บริเวณใบหน้า

ในการตรวจพื้นที่บริเวณใบหน้าจะอาศัยลักษณะเฉพาะบนใบหน้า ได้แก่ ความเข้มแสง ลักษณะของสี และขนาดของใบหน้า เป็นต้น การตรวจจับสีผิวโดยใช้โมเดลสีแบบอาร์จีบี เป็นวิธีที่มีความนิยมค่อนข้างสูง เนื่องจากการประมวลผลอย่างรวดเร็วและสามารถใช้ได้กับภาพถ่ายสี แต่ก็ยังพบข้อผิดพลาดเกิดขึ้นใน 2 ลักษณะ ได้แก่ การตรวจจับพื้นที่สีผิวยังมีการกระจัดกระจาย หรือมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น เนื่องจากพื้นที่สีผิวถูกรบกวนจากสภาพแสงและปัญหาในเรื่องการปรากฏของ ลำคอ แขน และไหล่ อยู่ในภาพผลลัพธ์ เนื่องจากบริเวณดังกล่าวจะมีสีที่คล้ายกับบริเวณใบหน้า ดังนั้นในกระบวนการนี้จึงประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอนหลักๆ คือ การตรวจจับบริเวณของสีผิว และการดึงเฉพาะส่วนใบหน้าออกจากส่วนประกอบของผิวทั้งหมด

ในกระบวนการตรวจจับสีผิวในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ค่าที่แสดงความบริสุทธิ์ของสีที่ได้จากระบบค่าสีมันเชลล์ โดยจะทำแปลงภาพสีในระบบอาร์จีบีให้เป็นภาพในระดับเทา โดยพิจารณาค่าความแตกต่างระหว่างปริภูมิสีอาร์จีบีที่มีค่าระดับสีมากที่สุดและปริภูมิสีที่มีค่าระดับสีที่น้อยที่สุดในแต่ละพิกเซลของภาพซึ่งได้กล่าวมาแล้วในสมการที่ 2-1 ความแตกต่างของปริภูมิสีดังกล่าวสามารถระบุความแตกต่างระหว่างบริเวณของวัตถุและบริเวณของพื้นหลัง ภาพประกอบที่ 3-3 (ก) แสดงรูปในปริภูมิสีอาร์จีบี (ข) ค่าที่น้อยสุดของแต่ละพิกเซลหรือบริเวณด้านมืดของภาพ (ค) ค่าที่มากที่สุดของแต่ละพิกเซลหรือบริเวณด้านสว่างของภาพ (ง) ความแตกต่างของค่าที่มากที่สุดและค่าที่น้อยสุด ซึ่งค่าที่แสดงความบริสุทธิ์ของสีที่มีค่ามากๆ ก็จะหมายถึงบริเวณของวัตถุ และค่าที่แสดงความบริสุทธิ์ของสีที่มีค่าน้อยๆ ก็จะหมายถึงบริเวณของพื้นหลังนั่นเอง

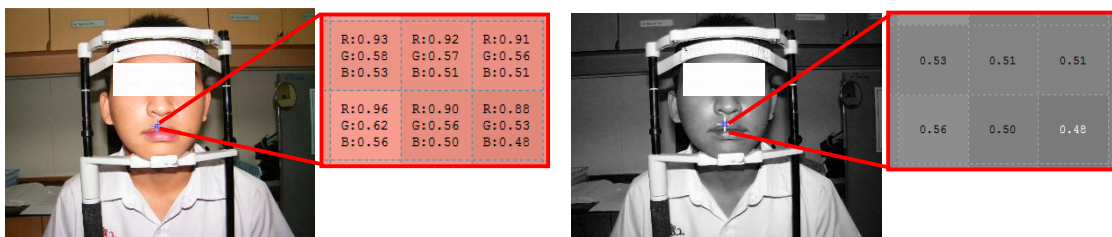
จากนั้นจะนำภาพระดับเทาที่เป็นความแตกต่างของค่าที่มากที่สุดและค่าที่น้อยสุดมาทำการคัดแยกเฉพาะส่วนบริเวณที่สว่างของภาพหรือส่วนของวัตถุออกจากพื้นหลังภาพ โดยจะทำการแปลงภาพระดับเทาให้เป็นภาพที่มีการแสดงผลแค่ 2 ระดับเพื่อสำหรับใช้ในกระบวนการแยกวัตถุที่มีความแตกต่างจากพื้นหลังของภาพในการจำแนกแต่ละกลุ่มของพิกเซลว่าเป็นวัตถุที่สนใจหรือเป็นภาพพื้นหลัง โดยทำการกำหนดค่าเกณฑ์ให้กับภาพระดับเทา และเพื่อให้ค่าเกณฑ์ที่กำหนดไว้สามารถแบ่งแยกวัตถุสองส่วนนี้ออกจากกันได้โดยไม่ขึ้นอยู่กับชนิดและสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกันของภาพ ดังนั้นวิธีการวัดแนวโน้มเข้าสู่ส่วนกลาง ซึ่งเป็นระเบียบวิธีทางสถิติในการ

หาค่าเพียงค่าเดียวที่จะใช้เป็นตัวแทนของข้อมูลทั้งหมด ค่าที่หาได้นี้จะทำให้สามารถทราบถึงลักษณะของข้อมูลทั้งหมดที่เก็บรวบรวมมาได้ ดังนั้นจึงทำเลือกใช้ค่าเฉลี่ย (Mean) ของภาพระดับเทาที่ผ่านการหาผลต่างของค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด โดยจะทำการหาผลรวมของระดับเทาในทุกๆ พิกเซลหารด้วยจำนวนรวมของพิกเซลทั้งหมด ซึ่งค่าเฉลี่ยเลขคณิตของข้อมูลที่ไม่ได้แจกแจงความถี่สามารถคำนวณได้จากสมการ 3-1

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} \quad (3-1)$$

เมื่อ \bar{x} คือค่าเฉลี่ยเลขคณิต
 $\sum x$ คือผลบวกค่าระดับเทาของแต่ละพิกเซลภายในภาพ
 n คือจำนวนพิกเซลทั้งหมดภายในภาพ

จากนั้นจะทำการแปลงโดยใช้ค่าเฉลี่ยเป็นค่าเกณฑ์ในการแบ่งกลุ่ม ภาพประกอบที่ 3-4 เป็นผลจากการตัดแบ่งโดยใช้ค่าเฉลี่ย โดยใช้วิธีการกำหนดค่าขีดแบ่ง ตามสมการที่ 2-5 ซึ่งจะทำให้การพิจารณาจุดภาพในแต่ละพิกเซลว่าจุดใดควรจะเป็นจุดขาวหรือจุดใดควรจะเป็นจุดดำ โดยจะทำการเปรียบเทียบค่าของแต่ละจุดภาพกับค่าเฉลี่ย หากค่าจุดภาพใดที่มีค่าระดับเทาน้อยกว่าค่าเฉลี่ยก็จะถูกกำหนดให้มีค่าเป็น 1 หรือจุดขาว และถ้ามากกว่าหรือเท่ากับค่าเฉลี่ยจะถูกกำหนดให้มีค่าเป็น 0 หรือจุดดำ



(ก)

(ข)



(ค)

(ง)

ภาพประกอบ 3-3 ค่าความบริสุทธิ์ของสี (ก) แสดงรูปในปริภูมิสีอาร์จีบี (ข) ค่าที่น้อยสุดของแต่ละพิกเซล (ค) ค่าที่มากที่สุดของแต่ละพิกเซล (ง) ความแตกต่างของค่าที่มากที่สุดและค่าที่น้อยสุด

จากภาพไบนารีที่ทำการตัดแบ่งพบว่านอกจากจะมีส่วนของใบหน้าที่เราสนใจแล้ว ยังมีองค์ประกอบอื่นๆที่ยังปรากฏอยู่ในภาพ ซึ่งเราจำเป็นต้องกำจัดองค์ประกอบต่างๆเหล่านี้ ออกไปให้หมดเพื่อให้เหลือเฉพาะส่วนของพื้นที่บริเวณใบหน้าเท่านั้น โดยในการแยกกลุ่มของวัตถุ จำเป็นต้องมีการจัดกลุ่มระหว่างพิกเซลใดๆที่อยู่ติดกัน โดยใช้เทคนิคการระบุคอมโพเนนต์ตัว เชื่อมต่อชนิด 8 ทิศทาง ภาพประกอบที่ 3-5 แสดงตัวอย่างการจัดกลุ่ม ซึ่งวัตถุที่อยู่คนละกลุ่มกันจะ แสดงด้วยสีที่แตกต่างกัน โดยพิกเซลที่อยู่กลุ่มเดียวกันจะถูกแสดงด้วยสีที่เป็นสีเดียวกัน ซึ่งผลจาก การแบ่งพิกเซลที่ติดกันออกเป็นกลุ่มๆ จะทำให้สามารถเลือกเฉพาะกลุ่มที่สนใจ โดยอาศัย คุณสมบัติที่แตกต่างกัน ตัวอย่างเช่น ขนาด และจำนวนพิกเซล เป็นต้น

จากนั้นนำกลุ่มของวัตถุแต่ละกลุ่มมาหาคุณสมบัติเพื่อทำการตัดแยกเฉพาะกลุ่ม ของใบหน้าเท่านั้น โดยคุณสมบัติแรกที่พิจารณาคือจำนวนพิกเซลของกลุ่ม โดยจะทำการกำจัดกลุ่ม ของวัตถุที่มีจำนวนพิกเซลรวมกันไม่เกิน 40,000 พิกเซล ซึ่งจะเป็นการกำจัดกลุ่มของพิกเซลที่มี ขนาดเล็กออกไป ถ้าพื้นที่ไหนที่มีขนาดน้อยกว่าค่าเกณฑ์ก็จะถูกกำจัดออกไป ทำให้ข้อมูลรูปภาพที่ จะนำมาวิเคราะห์มีจำนวนพิกเซลลดลง เพื่อลดระยะเวลาและความผิดพลาดที่จะเกิดขึ้นในขั้นตอน ถัดไป

เนื่องจากในขั้นตอนการถ่ายภาพมีการกำหนดระยะเวลาการวางกล้อง และตำแหน่งใน การวางใบหน้าตำแหน่งคงที่ ดังนั้นขนาดของใบหน้าในแต่ละภาพจึงมีขนาดที่ใกล้เคียงกัน ซึ่ง คุณสมบัติต่อมาที่ได้เลือกใช้ในการตรวจจับตำแหน่งของใบหน้าคืออัตราส่วนของใบหน้า ใน ภาพประกอบ 3-6 เป็นการตัดแยกเฉพาะภาพใบหน้า โดยการนำกลุ่มวัตถุที่ได้จากขั้นตอนก่อนหน้า นี้มาทำการกำหนดขอบเขตที่เป็นไปได้มากที่สุดทั้ง 4 ทิศทาง คือด้านบน ด้านล่าง ด้านซ้าย และ ด้านขวา เพื่อจะนำมาหาอัตราส่วนของขนาดในแนวตั้งต่อขนาดในแนวนอน โดยกลุ่มของวัตถุที่ สนใจจะมีอัตราส่วนที่มีค่าไม่ต่ำกว่า 0.5 และมีค่าไม่เกิน 1.8 [35] ก็จะทำให้ได้ภาพเฉพาะบริเวณ ของใบหน้าที่อยู่ในรูปแบบของภาพไบนารี



ภาพประกอบ 3-4 ผลจากการตัดแบ่งโดยใช้ค่าเฉลี่ย



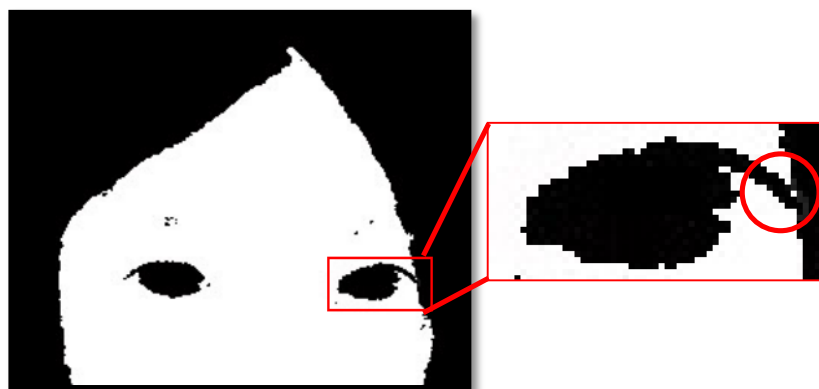
ภาพประกอบ 3-5 ตัวอย่างการจัดกลุ่มของวัตถุแสดงสีที่แตกต่างกันในแต่ละกลุ่ม

ในกรณีที่มีส่วนของบริเวณดวงตาที่อยู่ใกล้หรือติดกับบริเวณของผมทำให้พื้นที่บริเวณดวงตามีการเชื่อมต่อกับส่วนของพื้นหลัง จะทำให้การเติมเต็มช่องว่างภายในใบหน้าไม่สมบูรณ์เนื่องจากบริเวณในส่วนของคุณตาจะขาดหายไปดังตัวอย่างแสดงในภาพประกอบที่ 3-7 ดังนั้นก่อนทำการเติมเต็มช่องว่างภายในภาพใบหน้าจึงจำเป็นต้องมีการปรับแต่งบริเวณขอบของภาพให้มีการเชื่อมต่อกันทั้งภาพ โดยการประยุกต์ใช้การประมวลผลภาพทางสัญญาณวิทยา ซึ่งก็คือเทคนิคการทำโคลสซิง ทำให้ช่องว่างบริเวณขอบของภาพจะถูกเติมเต็มเป็นเนื้อเดียวกันกับรูป โดยใช้อ็กรประกอบโครงสร้างในรูปแบบของวงกลมที่มีรัศมีอยู่ที่ 30 พิกเซล ตัวอย่างการเชื่อมต่อช่องว่างภายในใบหน้าบริเวณขอบโดยใช้เทคนิคการทำโคลสซิง แสดงได้ในภาพประกอบที่ 3-8 จากนั้นก็จะทำการทำไคเลชันเพื่อทำให้เส้นขอบมีความหนามากยิ่งขึ้น

หลังจากที่ได้ภาพใบหน้าในส่วนของใบหน้าที่ไม่สมบูรณ์แล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการปรับเปลี่ยนบริเวณใบหน้าให้แสดงผลออกมาในรูปแบบของภาพระดับเทา ดังแสดงในภาพประกอบ 3-9 ซึ่งจะเป็นผลการคูณกันระหว่างภาพต้นฉบับกับภาพใบหน้า โดยจะทำการคูณกันในทุกๆพิกเซลที่อยู่ในตำแหน่งเดียวกัน จากภาพใบหน้าจะมีค่าระดับเทาบริเวณใบหน้าเป็น 1 และบริเวณพื้นหลังจะมีค่าเป็น 0 ผลการคูณกันกับภาพต้นฉบับจึงทำให้ส่วนบริเวณพื้นหลังถูกกำจัดออกไปให้เหลือเฉพาะในส่วนของใบหน้า



ภาพประกอบ 3-6 บริเวณของใบหน้าที่อยู่ในรูปแบบของภาพใบหน้า



ภาพประกอบ 3-7 ตัวอย่างลักษณะการมีช่องว่างภายในใบหน้า



ภาพประกอบที่ 3-8 ตัวอย่างการเชื่อมต่อช่องว่างภายในใบหน้าบริเวณขอบ
โดยใช้เทคนิคการทำโคลสซิง



(ก)

(ข)

(ค)

ภาพประกอบที่ 3-9 ตัวอย่างการตรวจจับใบหน้า (ก) ภาพระดับเทา (ข) ภาพไบนารีในส่วนของ
ใบหน้า (ค) ผลการคูณกันระหว่าง (ก) กับ (ข)

3.2.2 การตรวจจับพื้นที่บริเวณดวงตา

สำหรับในขั้นตอนนี้จะทำการค้นหาพื้นที่บริเวณดวงตาที่มีรูปแบบคล้ายกับภาพของดวงตาที่ถูกนำมาเป็นแม่แบบมากที่สุด โดยวิธีการเข้าคู่รูปแบบตามที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 2.6 โดยใช้วิธีการหาค่าความเหมือนจากวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ทั่วไป ซึ่งในการเข้าคู่รูปแบบได้เลือกใช้ภาพแม่แบบที่เป็นภาพตาที่ค่อนข้างสมบูรณ์ ซึ่งได้เลือกมาจากข้อมูลในชุด A จำนวน 1 ภาพ จากนั้นทำการตัดภาพให้เหลือเฉพาะส่วนของดวงตาจากตาทั้ง 2 ข้าง แต่ละข้างจะมีขนาด 137 x 78 พิกเซล จากนั้นจึงนำภาพที่ต้องการทดสอบไปเข้าคู่รูปแบบกับแม่แบบที่ได้จัดเตรียมไว้ และผลจากการเข้าคู่ก็จะเป็นตำแหน่งดวงตาของภาพที่นำมาทดสอบที่ขนาดเท่ากับขนาดของแม่แบบ

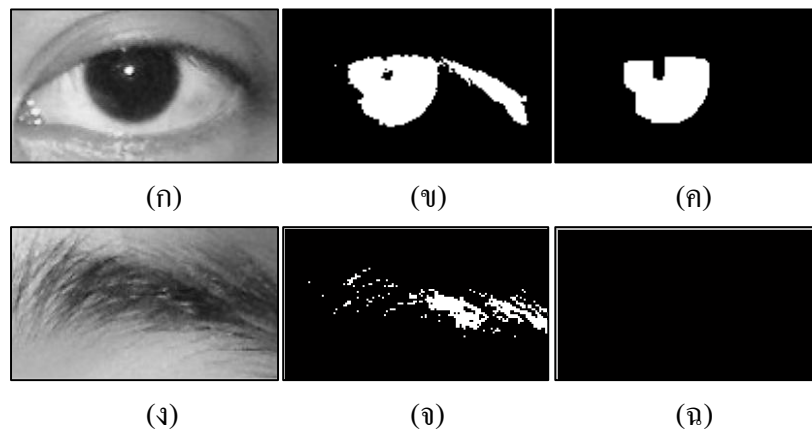
ในการตรวจจับตำแหน่งที่ต้องการด้วยวิธีการเข้าคู่รูปแบบนี้ค่อนข้างมีประสิทธิภาพสูงเมื่อใช้กับการเข้าคู่รูปแบบของวัตถุ 2 ชนิดที่มีความคล้ายคลึงกันมากๆ แต่ในกรณีที่น่าวิธีการเข้าคู่รูปแบบมาใช้ในการตรวจจับบริเวณดวงตาของผู้ทดลองแต่ละคน อาจทำให้เกิดปัญหาการตรวจจับที่ผิดพลาดได้ เนื่องจากลักษณะสีผิว รูปร่าง และขนาดของดวงตาแต่ละคนไม่เหมือนกัน ดังนั้นเพื่อลดปัญหาในการตรวจจับนี้จึงได้มีตรวจสอบเงื่อนไขเพิ่มเติมหลังจากที่ใช้วิธีการเข้าคู่รูปแบบ เพื่อให้มั่นใจว่าภาพที่ตรวจจับได้เป็นตำแหน่งบริเวณดวงตาที่แท้จริง

สำหรับการตรวจสอบเงื่อนไขดังกล่าวได้อาศัยหลักการแปลงภาพระดับเทาให้เป็นภาพสองระดับร่วมกับประมวลผลภาพทางสัญญาณวิทยา โดยการแปลงภาพเป็นสองระดับนั้นได้มีการกำหนดค่าขีดแบ่งเพื่อใช้เป็นเกณฑ์ในการแบ่งส่วนของวัตถุหรือบริเวณที่มีความเข้มในภาพออกจากส่วนของพื้นหลัง โดยใช้วิธีการของออตสู ซึ่งค่าขีดแบ่งที่ใช้จะเป็นค่าที่มีการปรับเปลี่ยนตามรูปแบบของภาพที่แตกต่างกันเพื่อให้มีความเหมาะสมกับภาพนั้นๆมากที่สุด จากนั้นภาพสองระดับที่ได้จะถูกนำมาทำโอเพนนิ่งโดยใช้องค์ประกอบโครงสร้างชนิดวงกลมที่มีรัศมี 5 พิกเซล ซึ่งภาพประกอบที่ 3-10 (ข) และ (จ) เป็นผลจากการแปลงภาพระดับเทาให้เป็นภาพสองระดับ (ค) (ฉ) เป็นผลจากการทำโอเพนนิ่ง ซึ่งสังเกตได้ว่าภาพบริเวณดวงตานั้นจะยังมีองค์ประกอบโครงสร้างหลักของตาดำปรากฏอยู่ในภาพ แต่ในภาพของคิ้วจะไม่เหลือพิกเซลใดๆปรากฏอยู่ในภาพเลย ซึ่งจะมีสาเหตุเกิดจากลักษณะของพิกเซลในบริเวณดวงตามีการรวมตัวกันเป็นกลุ่มมากกว่าบริเวณคิ้ว และการกระจายตัวของพิกเซลบริเวณคิ้วทำให้การทำโอเพนนิ่งสามารถที่จะกำจัดพิกเซลเหล่านี้ได้ แต่อย่างไรก็ตามในบางกรณีก็อาจจะมีโอกาสที่พิกเซลจะหลงเหลืออยู่ในภาพ ดังนั้นจึงต้องมีการกำหนดจำนวนพิกเซลที่หลงเหลืออยู่ในภาพด้วย ซึ่งบริเวณของดวงตาที่ต้องการนั้นจะต้องมีจำนวนพิกเซลที่เหลืออยู่ไม่ต่ำกว่า 500 พิกเซล

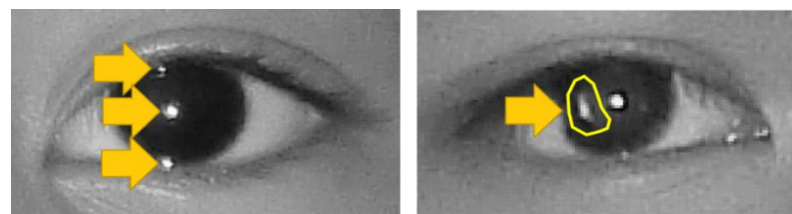
3.2.3 การตรวจจับจุดสะท้อนแสง

ขั้นตอนต่อไปเป็นการหาตำแหน่งของแสงสะท้อน โดยจะใช้การประมาณค่าบริเวณตำแหน่งจุดศูนย์กลางของตาดำ จากภาพประกอบที่ 3-10 (ค) พบว่าเราสามารถกำจัดพิกเซลในส่วนของขนตาบริเวณหางตาออกไปทำให้บริเวณพิกเซลที่เหลืออยู่แสดงในส่วนของตาดำเท่านั้น ดังนั้นเราจึงทำการประมาณค่าเพื่อหาจุดศูนย์กลางของตาดำจากภาพดังกล่าวเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการหาจุดสะท้อนแสงที่แท้จริง

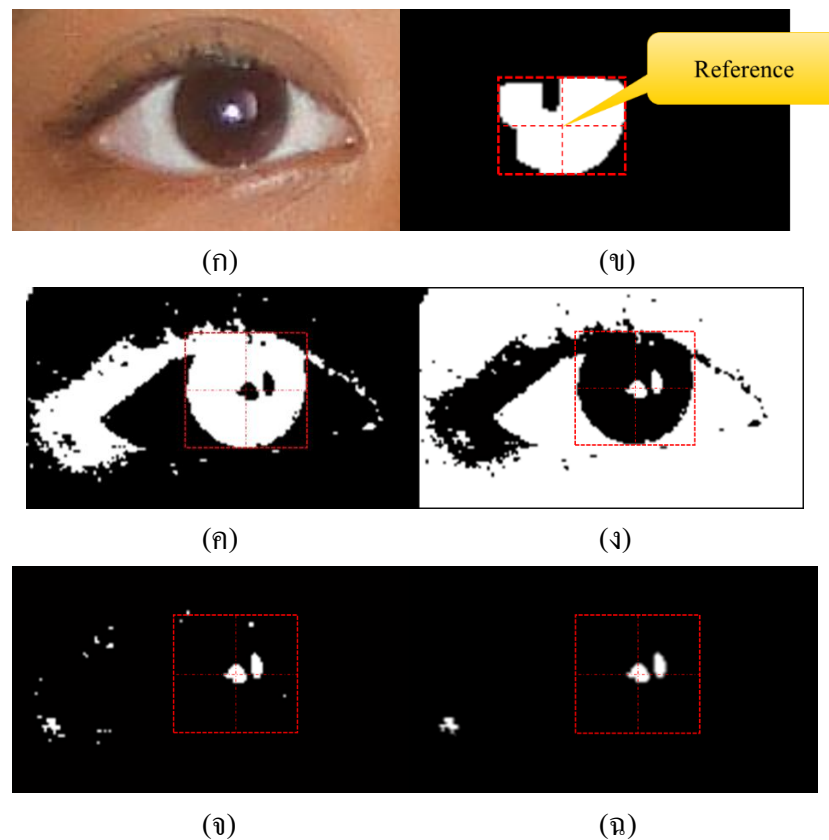
การถ่ายภาพตาในบางกรณีอาจจะเกิดแสงสะท้อนในส่วนที่เราไม่ต้องการซึ่งอาจเกิดจากแสงไฟภายในห้องเป็นต้น ตัวอย่างตำแหน่งการเกิดแสงสะท้อนที่แท้จริงและแสงสะท้อนที่รบกวน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-11 ซึ่งแสงสะท้อนที่รบกวนดังกล่าวอาจจะมีขนาดและสีเดียวกันกับแสงสะท้อนที่แท้จริง แต่เนื่องจากตำแหน่งของแสงสะท้อนที่รบกวนนั้นส่วนใหญ่จะอยู่บริเวณของขอบตาดำ ดังนั้นเราจึงได้สนใจเฉพาะแสงสะท้อนที่มีระยะทางห่างจากจุดศูนย์กลางของตาดำที่ใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงที่มีค่าน้อยที่สุด



ภาพประกอบ 3-10 การตรวจสอบเงื่อนไขภาพบริเวณดวงตา (ก) และ (ง) เป็นภาพต้นฉบับ (ข) และ (จ) เป็นผลจากการแปลงเป็นภาพสองระดับ (ค) และ (ฉ) เป็นผลจากการทำโอเพนนิ่ง



ภาพประกอบ 3-11 ตัวอย่างตำแหน่งการเกิดแสงสะท้อนที่แท้จริงและแสงสะท้อนที่รบกวน



ภาพประกอบ 3-12 ขั้นตอนการหาตำแหน่งของแสงสะท้อนที่กระจกตา

ในการหาตำแหน่งของแสงสะท้อนนั้นจะกระทำต่อเนื่องจากภาพสองระดับจากขั้นตอนก่อนหน้า 3-10 (ข) ในภาพประกอบที่ 3-12 (ค) เป็นภาพสองระดับบริเวณของดวงตา โดยพิกเซลที่มีค่าเป็น 1 หรือพิกเซลสีขาวบริเวณตาดำและขนตาในรูปจะถูกกำหนดให้เป็นวัตถุที่สนใจ ดังนั้นถ้าหากจะพิจารณาบริเวณของจุดสะท้อนแสงจะต้องมีการอินเวอร์สภาพ โดยการแปลงพิกเซลที่มีค่าเป็น 1 หรือสีขาว ให้มีค่าเป็น 0 หรือสีดำ และกลับกันก็จะทำการแปลงพิกเซลที่มีค่าเป็น 0 ให้มีค่าเป็น 1 ด้วยเช่นกัน ดังนั้นตำแหน่งบริเวณจุดสะท้อนแสงก็จะเป็นวัตถุที่เราทำการพิจารณา แต่อย่างไรก็ตามการผลการอินเวอร์สจะทำให้บริเวณพื้นหลังมีค่าเป็น 1 ด้วย ดังนั้นเราจึงทำการกำจัดพิกเซลพื้นหลังออกโดยการกำจัดวัตถุที่สัมผัสกับบริเวณขอบของภาพออก (Clearing border objects) ซึ่งอาศัยหลักการของการประมวลผลภาพทางสัญญาณวิทยาโดยมีการใช้อ็อบเจกต์ประกอบโครงสร้างชนิด 8 ทิศทาง จากภาพผลการกำจัดพิกเซลบริเวณขอบภาพแสดงได้ดังภาพประกอบที่ 3-12 (ง) จากภาพพบว่าพิกเซลที่มีค่าเป็น 1 หรือวัตถุที่เราสนใจนั้นยังคงมีจำนวนมาก และในบางวัตถุก็จะมีขนาดเล็กและมีระยะทางที่ห่างออกจากตำแหน่งอ้างอิงที่ค่อนข้างมาก ซึ่งเราสามารถกำจัดพิกเซลที่มีขนาดเล็กเหล่านี้ออก ในการกำหนดขนาดนั้นจะต้องแน่ใจว่าไม่เป็นการทำให้จุดแสงสะท้อนที่แท้จริงนั้นหายไปด้วย ขนาดที่เหมาะสมในข้อมูลชุดที่นำมาทดสอบนี้คือ

กำจัดวัตถุที่มีขนาดไม่เกิน 3 พิกเซล เพื่อป้องกันไม่ให้วัตถุเหล่านั้นมารบกวนการตรวจจับตำแหน่งของจุดสะท้อนแสง จากภาพประกอบที่ 3-12 (ข) แสดงตำแหน่งที่ใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิง (ค) (ง) ผลจากการแปลงภาพเป็นสองระดับและผลการอินเวอร์สพร้อมแสดงตำแหน่งที่ใช้สำหรับอ้างอิง (จ) (ฉ) ผลจากการกำจัดพิกเซลบริเวณขอบและกำจัดพิกเซลที่มีขนาดเล็กพร้อมแสดงตำแหน่งที่ใช้สำหรับอ้างอิง

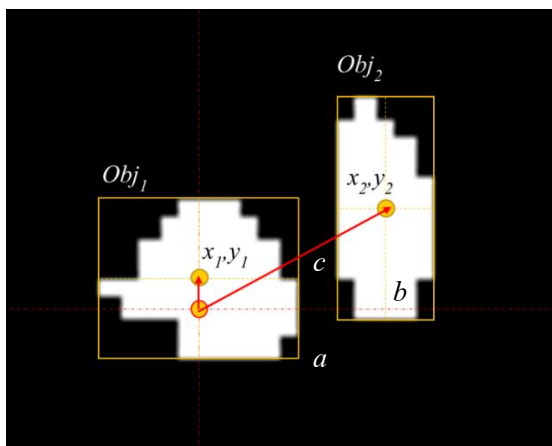
จากภาพประกอบที่ 3-12 (ฉ) พบว่าภายในภาพยังประกอบด้วยกลุ่มของวัตถุที่เราไม่ต้องการ ดังนั้นจึงมีการประยุกต์ใช้ทฤษฎีบทพีทาโกรัส (Pythagorean theorem) เพื่อตรวจจับกลุ่มพิกเซลที่อยู่ใกล้กับตำแหน่งอ้างอิงมากที่สุด ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-13 โดยทฤษฎีบทพีทาโกรัส จะแสดงความสัมพันธ์ในเรขาคณิตแบบยูคลิด ระหว่างด้านทั้ง 3 ของสามเหลี่ยมมุมฉาก ซึ่งกำลัง 2 ของด้านตรงข้ามมุมฉากเท่ากับผลรวมของกำลัง 2 ของอีก 2 ด้านที่เหลือ ทฤษฎีบทดังกล่าวสามารถเขียนเป็นสมการสัมพันธ์กับความยาวของด้าน a , b และ c ได้ดังสมการที่ 3-2 โดยตำแหน่งที่เราสนใจจะมีขนาดเวกเตอร์ c ซึ่งเป็นระยะทางระหว่างพิกเซลที่สนใจกับตำแหน่งอ้างอิงที่น้อยที่สุด โดยวัดจากตำแหน่งศูนย์กลางของวัตถุ

$$a^2 + b^2 = c^2 \quad (3-2)$$

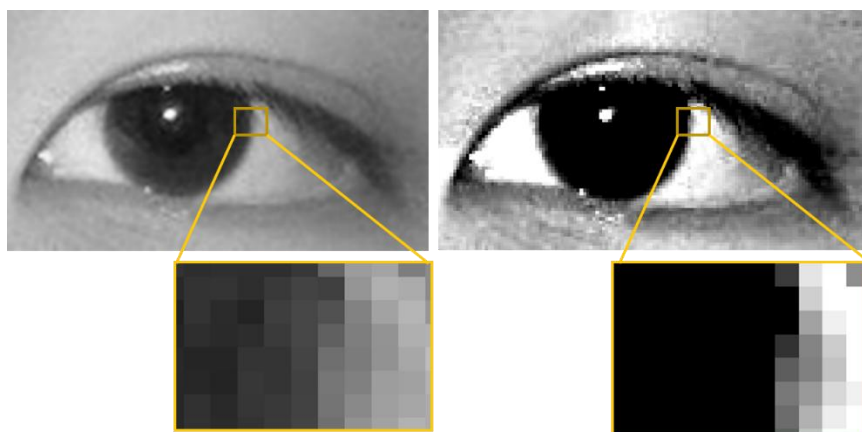
3.2.4 การตรวจจับตำแหน่งขอบตาดำ

สำหรับในขั้นตอนนี้เป็น การตรวจจับตำแหน่งของขอบตาดำที่อยู่ในแนวระดับเดียวกันหรือในระดับที่ใกล้เคียงกับจุดสะท้อนแสงมากที่สุด จากภาพบริเวณดวงตาที่ทำการตรวจจับ ในภาพประกอบที่ 3-14 (ก) เมื่อขยายภาพพบว่าบริเวณของขอบตาดำจะมีการไล่ระดับสีจากสีเข้ม ไปจนถึงสีอ่อนทำให้ยากต่อตรวจจับตำแหน่งของขอบ ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องมีกระบวนการในการปรับปรุงความคมชัดของภาพให้สามารถมองเห็นขอบได้ชัดขึ้น ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-14 (ข) โดยใช้เทคนิคการปรับปรุงคุณภาพของภาพระดับเทาตามที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 2.2.2 โดยจะใช้ตัวกรองแบบหวมกเพื่อปรับบริเวณของภาพที่มีความสว่างอยู่แล้วให้สว่างมากยิ่งขึ้น และบริเวณที่มีมืดก็จะถูกปรับให้มืดลง ซึ่งความแตกต่างของค่าความสว่างและความมืดที่ค่อนข้างมากจะสามารถทำให้มองเห็นบริเวณของขอบตาดำได้อย่างชัดขึ้น

หลักการในการเพิ่มความคมชัด โดยใช้เทคนิคการห้กลับภาพ จะเริ่มต้นจากการนำเอาส่วนของภาพ บริเวณ “Top-hat” มารวมกับภาพต้นฉบับ จากนั้นก็นำผลที่ได้ไปห้กลับกับส่วนของภาพ บริเวณ “Bottom-hat” ดังแสดงในสมการ 2-10 ซึ่งแต่ละขั้นตอนสามารถแสดงได้ดังภาพประกอบที่ 3-15 ก็จะทำให้ขอบเขตระหว่างวัตถุที่มีสีเข้มและสว่างถูกแยกออกจากกันอย่างชัดเจน



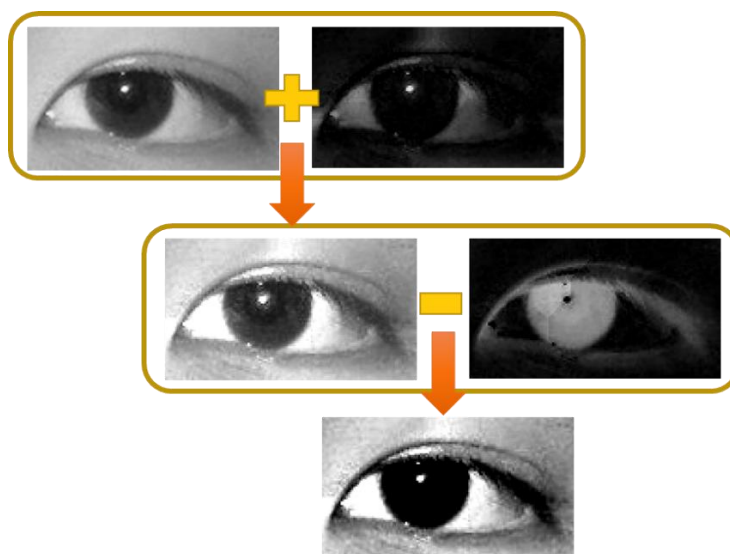
ภาพประกอบ 3-13 ระยะทางระหว่างพิกเซลที่สนใจกับตำแหน่งอ้างอิงที่น้อยที่สุด



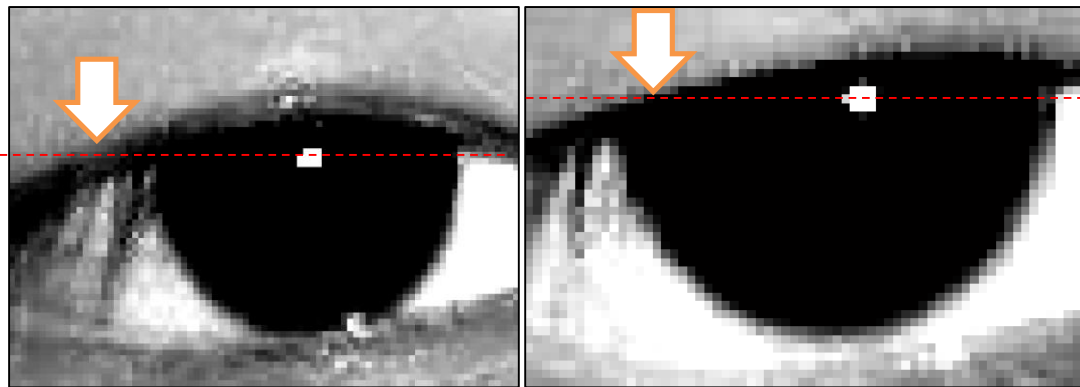
(ก)

(ข)

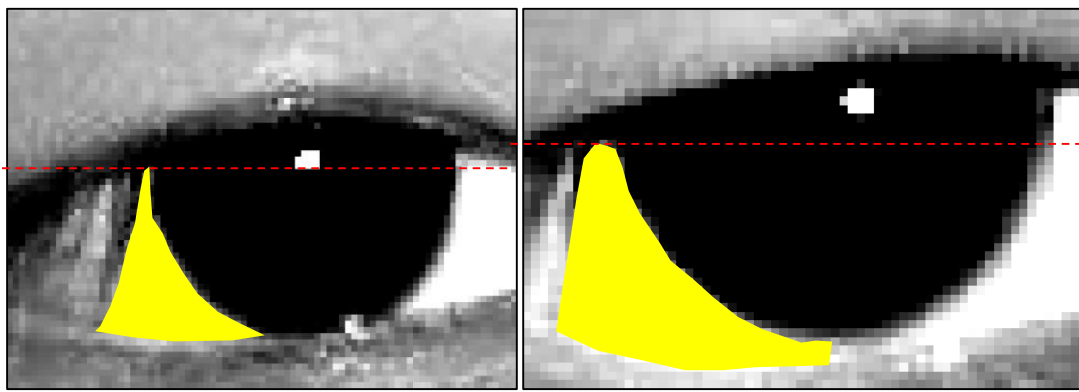
ภาพประกอบ 3-14 การปรับปรุงความคมชัดของภาพ (ก) ก่อนปรับปรุง (ข) หลังปรับปรุง



ภาพประกอบ 3-15 ขั้นตอนในการเพิ่มความคมชัดโดยใช้เทคนิคการหักลบภาพ



(ก)



(ข)

ภาพประกอบ 3-16 ตรวจสอบขอบตาดำ (ก) การพิจารณาจากพิกเซลที่มีสีดำเข้ม (ข) พิจารณาจากตำแหน่งยอดของบริเวณตาดขาว (พื้นที่สีเหลือง)

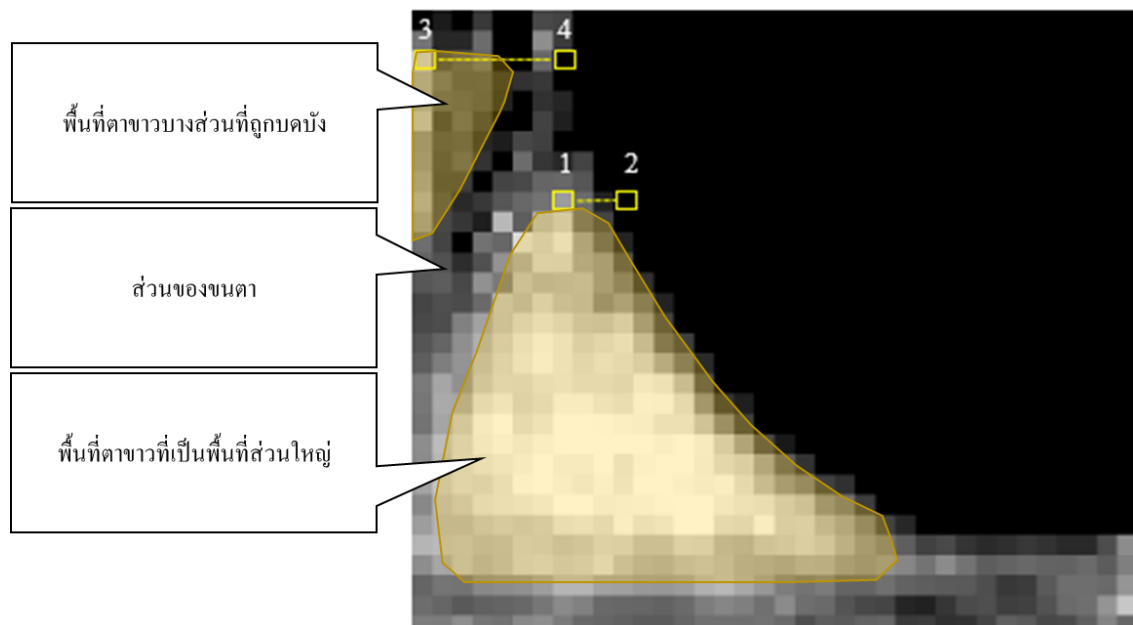
ในภาพประกอบที่ 3-16 (ก) เป็นการตรวจจับตำแหน่งขอบตาดำโดยใช้เส้นในแนวระดับเดียวกันกับจุดสะท้อนแสง แต่เนื่องจากบริเวณของตาดำจะมีสีที่ค่อนข้างเหมือนกับบริเวณของขนตา ซึ่งถ้าหากทำการตรวจจับตำแหน่งในแนวระดับเดียวกันอาจจะทำให้ตำแหน่งในการตรวจจับผิดพลาด ตำแหน่งที่ตรวจจับก็อาจจะเป็นตำแหน่งของขนตาแทนที่จะเป็นตำแหน่งของขอบตาดำ ดังนั้นเพื่อแก้ปัญหาคความผิดพลาดที่อาจจะเกิดจากการบดบังของขนตาหรือเปลือกตา จึงได้ทำการตรวจจับตำแหน่งของขอบตาโดยอาศัยพื้นที่บริเวณตาดขาวแทน ซึ่งก็คือพื้นที่บริเวณสีเหลืองในภาพประกอบที่ 3-16 (ข)

หากพิจารณาคำแหน่งจุดเริ่มต้น โดยใช้พื้นที่ส่วนใหญ่ของตาดขาว หรือในตำแหน่งที่ 1 ในภาพประกอบที่ 3-17 จะพบว่าในการหาบริเวณของขอบตาดำในตำแหน่งที่ 2 ยังคงเป็นตำแหน่งที่ไม่ถูกต้อง โดยจะมีการคลาดเคลื่อนของตำแหน่งขอบที่ตรวจจับเข้ามาทางด้านในมากขึ้น ซึ่งมีสาเหตุมาจากพื้นที่ของตาดขาวที่อยู่บริเวณหางตามีการบดบังของขนตา ทำให้พื้นที่ตาดขาวที่มีขนาดใหญ่ไม่สามารถระบุตำแหน่งของขอบตาดำได้ ซึ่งตำแหน่งของตาดขาวที่สามารถระบุ

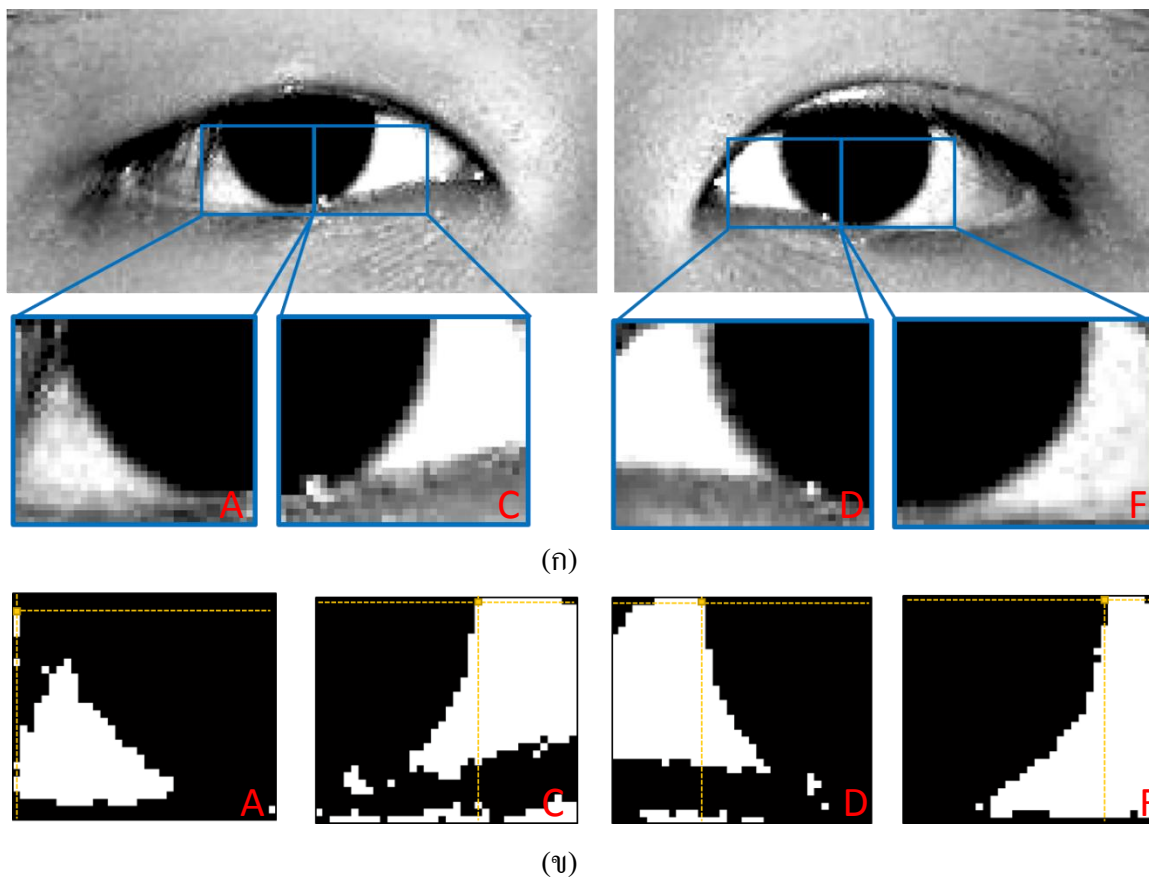
ขอบได้อย่างถูกต้องคือตำแหน่งที่ 3 ดังนั้นจึงพิจารณาบริเวณตาขาวในทุกพื้นที่ที่ปรากฏในภาพ ว่าจะมีขนาดเล็กแค่ไหนก็ตาม

ในการตรวจจับขอบตาเริ่มต้นจากการตัดแบ่งภาพบริเวณขอบตาออกเป็น 2 ส่วน แสดงได้ดังภาพประกอบที่ 3-18 (ก) โดยมีการใช้ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางแสงสะท้อนเป็นตัวแบ่ง ซึ่งพื้นที่ที่ตัดแบ่งจะมีขนาด 30×30 พิกเซล เพราะฉะนั้นจึงประกอบด้วยภาพทั้งหมดจำนวน 4 ภาพจากตาทั้ง 2 ข้าง จากนั้นทำการตรวจจับบริเวณตาขาวโดยทำการแปลงระดับเทาให้เป็นภาพ 2 ระดับโดยกำหนดค่าขีดแบ่งของภาพระดับเทาอยู่ที่ 253 นั่นคือถ้าพิกเซลใดมีค่าระดับเทาที่มากกว่าหรือเท่ากับ 253 ก็จะถูกกำหนดเป็น 1 และถ้าน้อยกว่าก็จะถูกกำหนดให้เป็น 0 ซึ่งในที่นี้จะไม่นำพิกเซลที่มีสีขาวจากบริเวณตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงมาพิจารณา

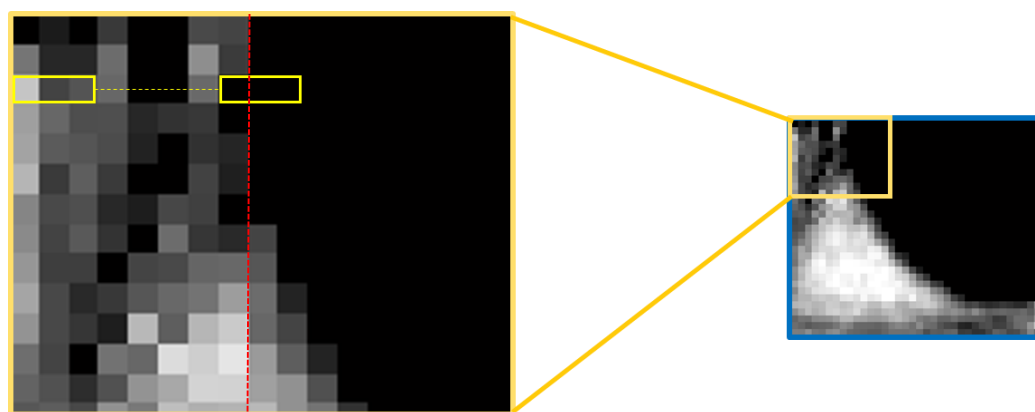
จากภาพประกอบที่ 3-18 (ข) เป็นผลการแปลงภาพระดับเทาให้เป็นภาพ 2 ระดับ ซึ่งจะทำให้การกำหนดจุดเริ่มต้นหรือตำแหน่งยอดของพื้นที่บริเวณตาขาวสำหรับการค้นหาตำแหน่งของขอบตาในแต่ละภาพย่อย ซึ่งจากภาพย่อยทั้ง 4 ภาพจะมีรูปแบบในการตรวจจับที่ใกล้เคียงกันคือ ในกรณีที่หาตำแหน่งของขอบจากภาพย่อย A และ D จะทำการค้นหาพิกเซลที่มีสีขาวที่อยู่ในแถวบนสุดและอยู่ในตำแหน่งคอลัมน์ท้ายสุด และเช่นเดียวกันสำหรับภาพย่อย C และ F จะทำการค้นหาพิกเซลที่มีสีขาวที่อยู่ในแถวบนสุดและอยู่ในตำแหน่งคอลัมน์แรกสุด สำหรับใช้เป็นจุดเริ่มต้นในการค้นหาตำแหน่งของขอบตา



ภาพประกอบ 3-17 ตำแหน่งพื้นที่ตาขาวที่ใช้ตรวจจับขอบตา



ภาพประกอบ 3-18 ตำแหน่งอ้างอิงในการหาขอบตาดำ (ก) ตัวอย่างตัดแบ่งภาพออกเป็น 4 ส่วนนั้น คือ A C D และ F (ข) ผลการแปลงภาพระดับเทา (ค) ให้เป็นภาพ 2 ระดับ



ภาพประกอบ 3-19 การเคลื่อนของพิกเซลที่ทำการพิจารณาทั้ง 3 เข้าสู่บริเวณด้านในของตาดำ

หลังจากที่ได้ตำแหน่งจุดเริ่มต้นขั้นต้นต่อไปจะเป็นการค้นหาดำแหน่งขอบตาดำ ซึ่งก็คือตำแหน่งของเส้นประสีแดงที่แสดงในภาพประกอบที่ 3-19 โดยการพิจารณาพิกเซลที่อยู่ติดกัน จำนวน 3 พิกเซลในแนวระดับ โดยเริ่มต้นจากพิกเซลที่ถูกกำหนดเป็นจุดเริ่มต้น จากนั้น

เคลื่อนพิกเซลที่ทำการพิจารณาทั้ง 3 เข้าสู่บริเวณด้านในของตาแต่ละครั้งละ 1 พิกเซล ซึ่งในทุกตำแหน่งที่เคลื่อนไปจะทำการคำนวณผลรวมของค่าระดับเทาของทั้ง 3 พิกเซล ซึ่งผลรวมของค่าระดับเทาของ 3 พิกเซลที่อยู่ติดกันในตำแหน่งที่ใกล้กับตำแหน่งจุดเริ่มต้นมากที่สุดหรือตำแหน่งที่อยู่ชิดขอบของตาตำามากที่สุด ที่มีค่าผลรวมเท่ากับ 0 หรือทั้ง 3 พิกเซลมีสีค่าสนิท ก็จะพิจารณาให้ตำแหน่งนั้นเป็นตำแหน่งของเส้นขอบตาคำนั่นเอง

3.2.5 การวิเคราะห์อาการตาเข

สำหรับในขั้นตอนการวิเคราะห์อาการตาเข จะทำการประเมินตาเขจากตำแหน่งของขอบตาและจุดสะท้อนแสงทั้ง 6 ตำแหน่งโดยคำนวณออกมาเป็นค่าตัวเลข ซึ่งจะเปรียบเทียบกับค่าตัวเลขที่ได้จากการคำนวณว่ามีค่าอยู่ในระดับใดเมื่อเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน ซึ่งในหัวข้อนี้มีการใช้ชุดข้อมูลภาพ B เป็นชุดพัฒนาและทดสอบค่าดัชนีชี้วัดอาการตาเข

(1) วิธีการคำนวณดัชนีชี้วัดตาเข

ในขั้นตอนการคำนวณปริมาณมุมเขจากตำแหน่งที่ตรวจจับให้ออกมาในรูปแบบของตัวเลขเพื่อระบุว่าภาพที่นำมาทดสอบมีอาการตาเขหรือไม่ สามารถทำได้หลายวิธีด้วยกัน ในงานวิจัยชิ้นนี้ทำการเปรียบเทียบระหว่าง 2 วิธีการ ซึ่งจะมีรูปแบบที่คล้ายคลึงกัน ซึ่งทั้ง 2 วิธีก็ยังคงยึดหลักการของเฮิร์ชเบิร์ก สำหรับในกรณีของผู้ป่วยตาเขจะมีการเปลี่ยนแปลงของแสงสะท้อนที่กระจกตา ทำให้แสงสะท้อนไม่ตกอยู่ที่กึ่งกลางรูม่านตา ซึ่งในขั้นตอนนี้ก็จะทำการสร้างค่ามาตรฐานเพื่อแสดงว่าแสงสะท้อนมีการเบนเข้าด้านในหรือออกด้านนอกปริมาณมากน้อยแค่ไหนที่จะระบุว่ามีอาการตาเข

วิธีแรกคือการคำนวณค่า $CCLRR$ จากงานวิจัย [11] วิธีการคำนวณแสดงในภาพประกอบที่ 1-6 ซึ่งสมการที่ใช้คำนวณสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 3-3

$$CCLRR = \frac{(C - B) + (E - D)}{(C - A) + (F - D)} \quad (3-3)$$

สำหรับอีกวิธีการหนึ่งในการคำนวณปริมาณมุมเขคือวิธีการหาดัชนีชี้วัดตาเข (Strabismus measurement index, SMI) แต่เนื่องจากว่าตาตำของอาสาสมัครแต่ละคนมีขนาดที่แตกต่างกัน ดังนั้นจำเป็นต้องมีการปรับขนาดของตาตำเพื่อให้เป็นมาตรฐานเดียวกัน (Normalization) จากภาพประกอบ 3-20 ตำแหน่ง a b และ c เป็นตำแหน่งที่ทำการปรับขนาดโดยใช้จุดศูนย์กลางของตาตำ (cen_1) เป็นจุดอ้างอิง โดยกำหนดให้ตำแหน่งจุดศูนย์กลางตาตำที่ทำการปรับ (cen_2) เป็นตำแหน่งเดียวกันกับ cen_1 และมีการปรับเปลี่ยนตำแหน่งบริเวณจุดสะท้อนและขอบตาตำ โดยยังคงให้อัตราส่วนของแสงสะท้อนยังคงอยู่ในตำแหน่งเดิม โดยกำหนดให้ขนาดของตาตำใน

แต่ละข้างมีขนาดคงที่ที่ 50 พิกเซล สมการที่ 3-4 ถึง 3-6 แสดงวิธีการคำนวณตำแหน่ง a b และ c ที่มีการปรับขนาด โดยทำการปรับเปลี่ยนตำแหน่งในตาอีกข้างในรูปแบบเดียวกัน

$$\text{กำหนดให้ } \frac{B-A}{C-A} = \frac{b-a}{c-a}, \text{ cen}_2 = \text{cen}_1 = \frac{C-A}{2} + A$$

$$a = \text{cen}_2 - 25 \quad (3-4)$$

$$b = a + \frac{[(B-A) \times 50]}{C-A} \quad (3-5)$$

$$c = \text{cen}_2 + 25 \quad (3-6)$$

จากนั้นทำการคำนวณค่าดัชนีชี้วัดซึ่งจะทำการคำนวณจากตำแหน่งที่มีการปรับเปลี่ยนใหม่ ในภาพประกอบที่ 3-21 แสดงตัวอย่างของตำแหน่งที่ใช้ในการคำนวณค่า SMI ซึ่งมีวิธีการคำนวณแสดงได้ดังสมการที่ 3-7 และสมการที่ 3-8 โดยกำหนดให้ R และ C คือตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงและจุดกึ่งกลางของขอบตาใหม่ในตาแต่ละข้างตามลำดับ

$$SMI_{left} = R_{left} - C_{left} \quad (3-7)$$

$$SMI_{right} = R_{right} - C_{right} \quad (3-8)$$

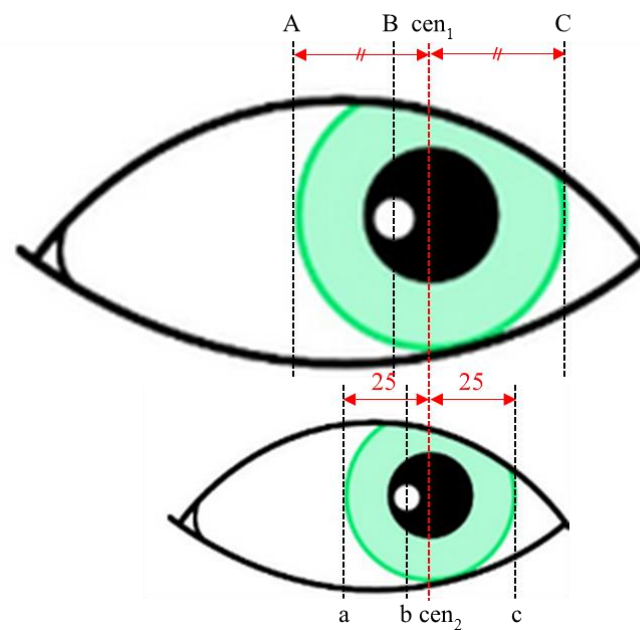
สำหรับการหาค่าพิสัยในการวัดแบบวิธี SMI ในการสร้างโมเดลนั้นจะทำการสร้างจากชุดข้อมูล B จากภาพประกอบที่ 3-21 แสดงตัวอย่างของเครื่องหมายระหว่างจุดสะท้อนแสงกับตำแหน่งกึ่งกลางของตาหรือม่านตา ซึ่งสมการ SMI จะเป็นการคำนวณความแตกต่างระหว่างสองตำแหน่ง ถ้าหากแสงสะท้อนในตาข้างซ้ายมีการเบนเข้าด้านในหรือมีสถานะตาเขออก ค่า SMI_{left} จะมีค่าเป็นบวกและในทางกลับกันถ้าแสงสะท้อนของตาซ้ายมีการเบนออกด้านนอกหรือมีสถานะตาเขเข้า ค่า SMI_{left} จะมีค่าเป็นลบ ซึ่งจะตรงกันข้ามกับตาข้างขวา ถ้าแสงสะท้อนเบนเข้า ค่า SMI_{right} จะมีค่าเป็นลบ และถ้ามีการเบนออก ค่า SMI_{right} ก็จะมีค่าเป็นบวก ในสถานะอุดมคติสามารถแบ่งลักษณะของแสงสะท้อนออกเป็น 9 กรณีดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-22 ซึ่งสามารถสรุปได้เป็น 3 กรณีหลักๆคือ

(1) กรณีที่อาสาสมัครมีตาปกติ ตำแหน่ง B ในภาพประกอบที่ 3-22 สำหรับอาสาสมัครมีการจ้องมองวัตถุที่กำหนดจะมีลักษณะของแสงสะท้อนจากตาทั้งสองข้างตกอยู่ตำแหน่งกึ่งกลางม่านตา ซึ่งค่า SMI_{left} และ SMI_{right} ควรมีค่าใกล้เคียงศูนย์ และในกรณีที่อาสาสมัครไม่มีการจ้องวัตถุแสงสะท้อนอาจไม่ตกอยู่ตำแหน่งกึ่งกลางม่านตา แต่จะพบว่ากรณี

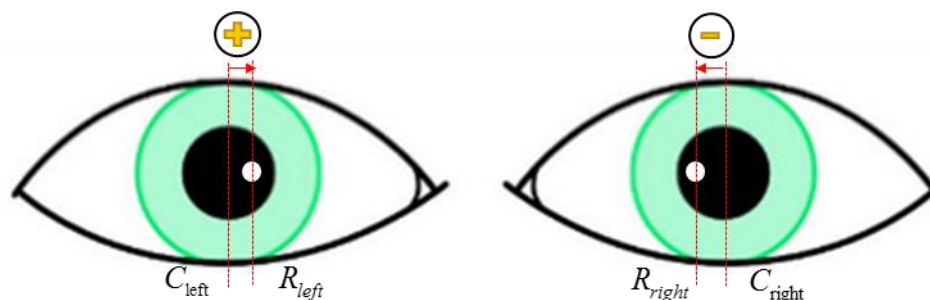
นี้แสงสะท้อนจากตาทั้งสองข้างจะมีการเบนไปในทิศทางเดียวกันทำให้ค่า SMI_{left} และ SMI_{right} มีค่าที่ใกล้เคียงกันและมีเครื่องหมายเดียวกัน

(2) ในสถานะที่มีตาเขเข้าด้านในหรือจุดสะท้อนแสงมีการเบนออกด้านนอก ตำแหน่ง A ในภาพประกอบที่ 3-22 ซึ่งส่วนใหญ่มักพบในตาเพียงข้างใดข้างหนึ่ง ทำให้ค่า SMI_{left} มีค่าเป็นลบ และ SMI_{right} มีค่าเป็นบวก ซึ่งค่าสัมบูรณ์ของ SMI_{left} และ SMI_{right} ก็จะมีค่าแตกต่างกันค่อนข้างมาก

(3) ในสถานะที่มีตาเขออกด้านนอกหรือจุดสะท้อนแสงที่มีการเบนเข้าด้านใน ตำแหน่ง C ในภาพประกอบที่ 3-22 ส่วนใหญ่มักพบในตาเพียงข้างใดข้างหนึ่งเช่นเดียวกับสถานะตาเขเข้า ทำให้ค่า SMI_{left} มีค่าเป็นบวก และ SMI_{right} มีค่าเป็นลบ และค่าสัมบูรณ์ของ SMI_{left} และ SMI_{right} ก็จะมีค่าแตกต่างกันเช่นเดียวกับกับสถานะตาเขเข้า



ภาพประกอบ 3-20 การปรับเปลี่ยนตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงและขอบตา



ภาพประกอบ 3-21 ตัวอย่างของเครื่องหมายที่ได้จากการคำนวณระยะระหว่างจุดสะท้อนแสงกับตำแหน่งกึ่งกลางของตา

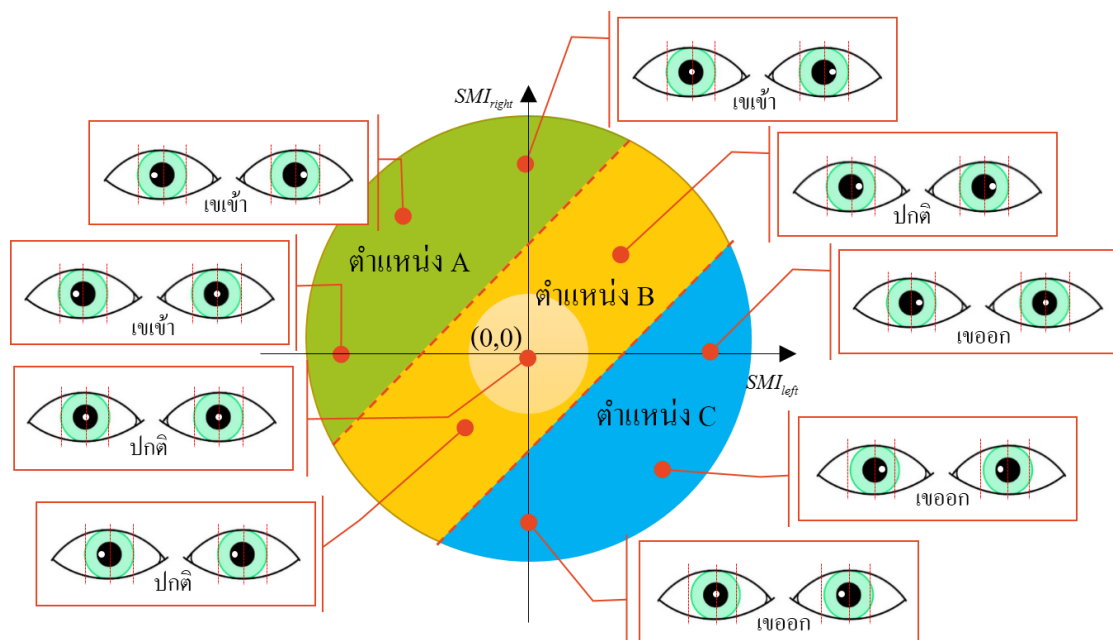
(2) การหาค่าพิสัยในการแบ่งกลุ่ม

จุดประสงค์ของการจำแนกประเภทข้อมูลคือการสร้างโมเดลที่ใช้สำหรับการแบ่งกลุ่มอาการ ทำให้สามารถคาดการณ์ประเภทของกลุ่มอาการในข้อมูลที่ยังมิได้แบ่งกลุ่มในอนาคตได้ โดยการหาค่าพิสัยในการแบ่งกลุ่ม เป็นกระบวนการสร้างโมเดลสำหรับจัดการข้อมูลให้อยู่ในกลุ่มประเภทของอาการที่กำหนด จากกลุ่มประเภทของอาการข้อมูลตัวอย่าง (Training data) ซึ่งเป็นข้อมูลที่ได้มีการตรวจที่ถือเป็นมาตรฐานอ้างอิงที่เหมาะสมที่สามารถให้การวินิจฉัยได้ถูกต้องตามความเป็นจริงมากที่สุด (Gold standard) ด้วยวิธีการทำอัลเทอร์เนทีฟพริซึมโคเวอร์

จากการคำนวณค่า CCLRR ของภาพถ่ายที่ระยะใกล้และระยะไกลแยกจากกัน ทำให้ค่า CCLRR ของแต่ละคนจะประกอบด้วยตัวเลขจำนวน 2 ค่า ซึ่งนำ CCLRR ที่ได้จากการคำนวณไปเปรียบเทียบกับค่าพิสัยปกติที่ได้ทำการวัดเปรียบเทียบกับวิธีการอัลเทอร์เนทีฟพริซึมโคเวอร์ซึ่งเป็นโมเดลที่ใช้เป็นเกณฑ์ในการแบ่งกลุ่มของอาการ [11] แสดงได้ดังตารางที่ 3-1

ตารางที่ 3-1 พิสัยปกติที่ใช้ในการแบ่งแยกอาการของโรคด้วยวิธี CCLRR

ผลการวิเคราะห์	มองระยะใกล้	มองระยะไกล
ตาปกติ	ระหว่าง 0.435-0.495	ระหว่าง 0.403-0.500
ตาเขจัดเจน	น้อยกว่า 0.435 หรือ มากกว่า 0.495	น้อยกว่า 0.403 หรือ มากกว่า 0.500



ภาพประกอบ 3-22 กรณีที่เป็นไปได้ 9 กรณี จากการคำนวณ SMI

สำหรับค่าดัชนีชี้วัดในการแบ่งด้วยวิธี SMI จากภาพประกอบที่ 3-22 แสดงตำแหน่งที่สอดคล้องกับลักษณะของตาเขทั้งปกติ ตาเขเข้าด้านใน หรือตาเขออกด้านนอก ในกรณีที่ เป็นอุดมคติตำแหน่งจุดสะท้อนแสงในตาทั้งสองข้างควรอยู่ตำแหน่งกึ่งกลางม่านตา แต่ในความเป็นจริงพบว่าคนส่วนใหญ่ที่มีสภาวะตาปกติ แสงสะท้อนจากตาทั้งสองข้างจะมีการเบนเข้าด้านใน หรือมีสภาวะตาเขออกเล็กน้อย เป็นลักษณะของตาเขเทียม (Pseudostrabismus) ซึ่งมีสาเหตุเกิดจาก “Angle kappa” ซึ่งเป็นมุมที่เกิดจากแนวเส้นสองเส้นที่ทำมุมกัน นั่นคือแนวเส้นของ “Visual axis” หรือเส้นที่ลากจากโฟเวียไปยังวัตถุ กับ “Pupillary axis” หรือเส้นที่ตั้งฉากกับกระจกตาที่ตัดกับจุดศูนย์กลางของรูม่านตาในลักษณะที่เป็น “Positive angle kappa” จึงเป็นสาเหตุทำให้ตำแหน่งจุดศูนย์กลางของ SMI_{left} และ SMI_{right} มีการเคลื่อนไปในตำแหน่ง C เล็กน้อย

ซึ่งในการหาค่าพิสัยในการแบ่งกลุ่มเพื่อใช้ในจำแนกประเภทของอาการตาเขในรูปแบบที่ไม่เป็นอุดมคติ ทำการสร้างโมเดลสำหรับจัดการข้อมูลให้อยู่ในกลุ่มประเภทของอาการที่กำหนด จากกลุ่มประเภทของอาการข้อมูลตัวอย่าง (Training data) จากข้อมูลชุด B ซึ่งได้มีการตรวจที่ถือเป็นมาตรฐานอ้างอิงที่เหมาะสมที่สามารถให้การวินิจฉัยได้ถูกต้องตามความเป็นจริงมากที่สุด (Gold standard) ด้วยวิธีการทำอัลเทอร์เนทีฟปริซึมโคเวอร์ ทำการหาโมเดลเชิงเส้นหรือฟังก์ชันการจำแนกประเภทที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลโดยใช้วิธี LDA ดังที่กล่าวมาในหัวข้อ 2.2.5 เพื่อกำหนดเป็นโมเดลที่ใช้ในการแบ่งกลุ่มให้มีความสอดคล้องกับทฤษฎี

3.3 การประเมินประสิทธิภาพ

3.3.1 การตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสง

ในการประเมินผลตัวอัลกอริทึมที่ใช้ในการตรวจจับตำแหน่งทั้ง 6 ตำแหน่งว่ามีความแม่นยำใกล้เคียงกับตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญตรวจจับหรือไม่ ตำแหน่งที่โปรแกรมทำการตรวจจับได้ทั้ง 6 ตำแหน่งจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญทำการตรวจจับด้วยมือ ซึ่งจะเป็นตำแหน่งที่ได้จากค่าเฉลี่ยจากผู้เชี่ยวชาญจำนวน 3 คน ซึ่งถ้าตำแหน่งที่โปรแกรมทำการตรวจจับได้มีความคลาดเคลื่อนจากตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญทำการเฉลี่ยมากกว่า 2 พิกเซลก็จะถือว่าตำแหน่งที่โปรแกรมตรวจจับนั้นมีความผิดพลาด จากภาพทั้งหมดจำนวน 216 ภาพ ดังนั้นตำแหน่งที่ทำการตรวจจับทั้งหมดจึงมีจำนวนทั้งหมด 1,296 ตำแหน่ง โดยในการคำนวณค่าความถูกต้อง (Accuracy) คำนวณได้จากจำนวนตำแหน่งที่โปรแกรมทำการตรวจจับได้อย่างถูกต้องหารด้วยจำนวนตำแหน่งทั้งหมด และการประเมินประสิทธิภาพในการวัดอีกรูปแบบคือการหาค่าเฉลี่ยของความแตกต่างสมบูรณ์ระหว่างค่าพยากรณ์และค่าจริง (Mean absolute error, MAE) ซึ่งถ้า MAE

มีค่าน้อยแสดงว่าแบบจำลองสามารถประมาณค่าได้ใกล้เคียงกับค่าจริง โดย MAE มีสูตรในการคำนวณดังนี้

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |T_i - F_i| \quad (3-9)$$

โดยกำหนดให้ N = จำนวนตำแหน่งในการตรวจจับ

T_i = ตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญเฉลย

F_i = ตำแหน่งที่โปรแกรมทำการตรวจจับ

3.3.2 การจำแนกกลุ่มอาการ

ในขั้นตอนนี้จะทำการประเมินประสิทธิภาพเปรียบเทียบกันระหว่างวิธีการตรวจแบบ CCLRR และ SMI ในการแบ่งกลุ่มอาการของผู้ทดลองของชุดข้อมูล B โดยภาพของผู้ทดลองที่เข้ารับการตรวจแต่ละคนจะถูกตรวจ ถ้าให้ผลการตรวจเป็นบวกคือบ่งบอกว่ามีอาการของโรคตาเข และให้ผลตรวจเป็นลบคือบ่งบอกว่าไม่พบโรคตาเข ผลตรวจนี้อาจตรงหรือไม่ตรงกับความเป็นจริงก็ได้ ดังนั้นจะมีกรณีของผลการตรวจเมื่อเปรียบเทียบกับผลจริงได้ 4 กรณีคือ

ผลบวกจริง (True Positive, TP) : ผู้ป่วยถูกตรวจพบว่าเป็นโรค

ผลบวกไม่จริง (False Positive, FP): คนปกติถูกตรวจพบว่าเป็นโรค

ผลลบจริง (True Negative, TN) : คนปกติถูกตรวจพบว่าเป็นโรค

ผลลบไม่จริง (True Negative, FN): ผู้ป่วยถูกตรวจพบว่าเป็นโรค

ตารางที่ 3-2 การประเมินผลลัพธ์การทำนายการวิเคราะห์ผลการตรวจ

		การวินิจฉัยจากการตรวจด้วยวิธีมาตรฐาน	
		เป็นโรค	ไม่เป็นโรค
ผลการตรวจวัดด้วยวิธี CCLRR และ SMI	เป็นโรค	TP	FP
	ไม่เป็นโรค	FN	TN

ซึ่งการประเมินผลลัพธ์การทำนาย (Confusion matrix) สามารถอธิบายได้ดังตารางที่ 3-2 จากตารางสามารถหาค่าทางสถิติที่ใช้ประเมินประสิทธิภาพของวิธีการทดสอบซึ่งจะประกอบด้วยค่าต่างๆ ที่สำคัญดังนี้

- (1) ความไวของการทดสอบ (Sensitivity) บอกความสามารถของวิธีการที่ใช้ทดสอบในการให้ผลบวกกับคนที่ เป็นโรคได้อย่างถูกต้อง สามารถคำนวณได้จาก

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \times 100 \quad (3-10)$$

- (2) ความจำเพาะของการทดสอบ (Specificity) บอกรความสามารถของเครื่องมือที่ใช้ทดสอบ ในการให้ผลลบกับคนที่ไม่เป็นโรคได้อย่างถูกต้อง สามารถคำนวณได้จาก

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{FP + TN} \times 100 \quad (3-11)$$

- (3) ค่าทำนายเมื่อผลการทดสอบเป็นบวกหรือค่าโอกาสที่จะเป็นโรคเมื่อผลการทดสอบเป็นบวก (Positive predictive value) เป็นค่าที่บอกความน่าจะเป็นของคนที่ได้รับผลการทดสอบเป็นบวก จะเป็นโรคจริงเท่าใด ค่าทำนายเมื่อผลการทดสอบเป็นบวกสามารถคำนวณได้จาก

$$+ \text{ Predictive Value} = \frac{TP}{TP + FP} \times 100 \quad (3-12)$$

- (4) ค่าทำนายเมื่อผลการทดสอบเป็นลบ (Negative predictive value) เป็นค่าที่บอกความน่าจะเป็นของคนที่ได้รับผลการทดสอบเป็นลบ จะไม่เป็นโรคจริงเท่าใด ค่าทำนายเมื่อผลการทดสอบเป็นลบสามารถคำนวณได้จาก

$$- \text{ Predictive Value} = \frac{TN}{FN + TN} \times 100 \quad (3-13)$$

- (5) ค่าโอกาสที่จะเป็นโรคเมื่อผลการทดสอบเป็นลบ (Post-test likelihood if test negative) เป็นค่าที่บอกความน่าจะเป็นของคนที่ได้รับผลการทดสอบเป็นลบ จะเป็นโรคจริงเท่าใด ค่าโอกาสที่จะเป็นโรคเมื่อผลการทดสอบเป็นลบสามารถคำนวณได้จาก

$$\text{Likelihood} = \frac{FN}{FN + TN} \times 100 \quad (3-14)$$

- (6) ความถูกต้องของการทดสอบ (Accuracy, ACC) เพื่อบ่งบอกถึงประสิทธิภาพของการทดสอบ ซึ่งก็คือความน่าจะเป็นที่จะได้ผลทดสอบเป็นจริง หรือเป็นค่าแสดงถึงว่าการทดสอบจะให้ผลถูกต้องเพียงใดสามารถคำนวณได้จาก

$$\text{Accuracy} = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN} \times 100 \quad (3-15)$$

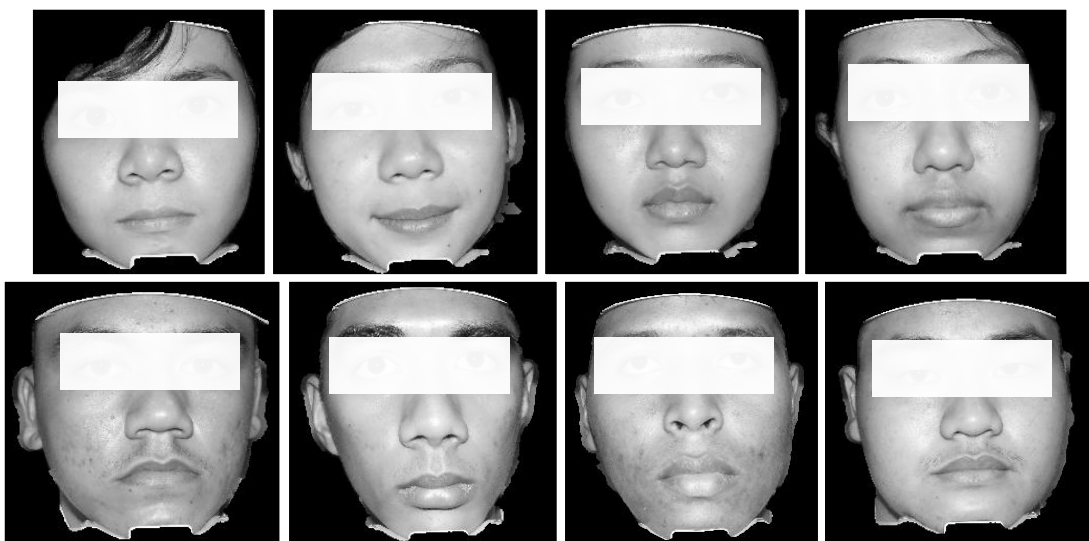
บทที่ 4

ผลการวิจัย

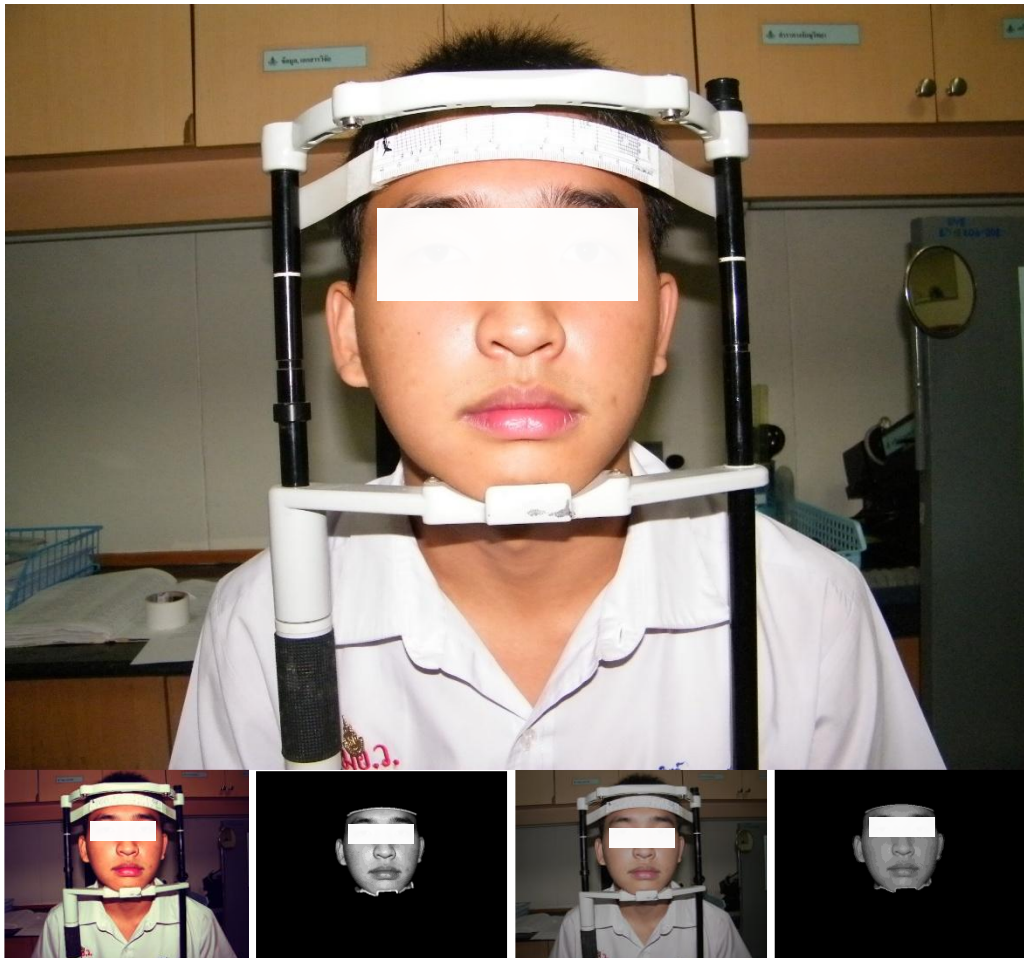
สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองและการประเมินประสิทธิภาพในสองหัวข้อ ในหัวข้อแรกจะกล่าวถึงผลการทดลองและการประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสง การหาค่าเฉลี่ยของความแตกต่างสมบูรณ์ระหว่างค่าพยากรณ์และค่าจริง การคำนวณค่าความถูกต้อง จากตำแหน่งที่โปรแกรมทำการตรวจจับได้เมื่อเปรียบเทียบกับตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญเฉลย และในหัวข้อที่สองจะกล่าวถึงผลการทดลองและการประเมินประสิทธิภาพของการจำแนกอาการตาเขเปรียบเทียบกันระหว่างวิธีการ CCLRR และวิธี SMI

4.1 การตรวจจับพื้นที่บริเวณใบหน้า

ในการตรวจจับพื้นที่บริเวณใบหน้าจากชุดข้อมูล A โดยอาศัยค่าขีดแบ่งความบริสุทธิ์ของสีที่ได้จากระบบค่าสีมันเชลล์ และการกำจัดกลุ่มของพิกเซลที่มีขนาดเล็กพร้อมกับการหาอัตราส่วนของใบหน้าทำให้สามารถตัดแยกภาพใบหน้าออกมาได้ 100 เปอร์เซ็นต์ ตัวอย่างใบหน้าที่โปรแกรมทำการตรวจจับออกมาได้ แสดงได้ดังภาพประกอบที่ 4-1 ซึ่งจากการทดลองพบว่าอัตราส่วนของขนาดในแนวตั้งต่อขนาดในแนวนอนจากข้อมูลภาพชุด A ทั้งหมด จะมีอัตราส่วนอยู่ระหว่าง 0.8 ถึง 1.2 และมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 0.95



ภาพประกอบ 4-1 ภาพตัวอย่างใบหน้าทำการตัดแยกออกมา



ภาพประกอบ 4-2 ตัวอย่างการตรวจจับใบหน้าโดยปรับเปลี่ยนคุณสมบัติต่างๆ

ในการทดสอบประสิทธิภาพของความสามารถของสี ได้ทำการทดลองปรับเปลี่ยนความเข้มแสง ความอิ่มตัวของสี โทนสี และการปรับลดความคมชัดให้กับภาพเพื่อดูว่ามีผลกระทบต่อเปลี่ยนแปลงบริเวณการตรวจจับหรือไม่ ผลปรากฏว่าวิธีการนี้ยังคงให้การตรวจจับที่ถูกต้อง มีประสิทธิภาพในการตรวจจับภาพใบหน้าได้สูงถึง 100 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งจะไม่ขึ้นอยู่กับสีและความสว่าง แต่จะดึงเอาเฉพาะวัตถุที่มีความโดดเด่นภาพในภาพออกมา ตัวอย่างการตรวจจับใบหน้าโดยปรับเปลี่ยนคุณสมบัติต่างๆ แสดงได้ดังภาพประกอบที่ 4-2

4.2 การตรวจจับพื้นที่บริเวณดวงตา

หลังจากได้ตำแหน่งบริเวณใบหน้าแล้ว ก็จะทำการตรวจจับตำแหน่งของดวงตา ซึ่งผลการทดลองในการตรวจจับพื้นที่บริเวณดวงตาดังกล่าวด้วยวิธีการเข้าคู่รูปแบบกับแม่แบบเพียงอย่างเดียวพบว่ายังให้ผลการตรวจจับที่ไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากความแตกต่างของดวงตาในผู้ทดลองแต่ละราย จากการทดลองพบว่าการตรวจจับมีความถูกต้องเพียง 90 เปอร์เซ็นต์เท่านั้น และพบว่า 100

เปอร์เซ็นต์ของการตรวจจับที่ผิดพลาดมักจะเป็นตำแหน่งของคิว ซึ่งจะมีสีและขนาดที่ใกล้เคียงกับ บริเวณดวงตาจะให้ค่าความเหมือนที่ใกล้เคียงกัน แต่เมื่อมีการเพิ่มเงื่อนไขการตรวจสอบหลังการ เข้าคู่รูปแบบที่อาศัยหลักการแปลงให้เป็นภาพสองระดับร่วมกับประมวลผลภาพทางสัญญาณวิทยา ในการดูจำนวนพิกเซลที่เหลืออยู่ภายในภาพก็จะทำให้ความสามารถในการตรวจจับมีค่าสูงกว่าการ ตรวจจับด้วยวิธีการเข้าคู่รูปแบบเพียงอย่างเดียว ซึ่งพบว่าทำให้ผลการตรวจจับตำแหน่งของดวงตา สามารถตรวจจับได้อย่างถูกต้องถึง 100 เปอร์เซ็นต์ ตัวอย่างภาพบริเวณดวงตาที่โปรแกรมทำการ ตรวจจับแสดงดังภาพประกอบที่ 4-3

4.3 การตรวจจับจุดสะท้อนแสงและขอบตาดำ

การตรวจจับตำแหน่งของแสงสะท้อนจะใช้การประมาณค่าบริเวณตำแหน่งจุด ศูนย์กลางของตาดำ เพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการหาจุดสะท้อนแสงที่แท้จริงที่มีระยะทาง ระหว่างพิกเซลที่สนใจกับตำแหน่งอ้างอิงที่น้อยที่สุด สามารถที่จะตรวจจับตำแหน่งของแสง สะท้อนในกรณีที่มีอาการตาแดงจากการถ่ายภาพที่ไม่มากและไม่มีสีที่ใกล้เคียงจุดสะท้อนแสง จนเกินไป จากชุดข้อมูล A ที่เป็นชุดข้อมูลในการพัฒนาอัลกอริทึมนี้ พบว่าบริเวณรีเฟล็กซ์รบกวน ยังไม่ส่งผลกระทบต่อการตรวจจับตำแหน่งของแสงสะท้อนจนทำให้เกิดความผิดพลาด เนื่องจาก ค่าระดับเทาของรีเฟล็กซ์ดังกล่าวไม่สูงมากพอ และวิธีการในการตรวจจับตำแหน่งจุดสะท้อนแสง แบบนี้ก็สามารถใช้ในภาพที่มีลักษณะของกล้ามเนื้อหัวใจตาค หรือในภาพที่มีการเปิดของเปลือกตา เพียงเล็กน้อย ก็สามารถมาที่จะตรวจจับตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงได้อย่างถูกต้อง ตัวอย่างในการ ตรวจจับตำแหน่งจุดสะท้อนแสงกรณีที่มีรีเฟล็กซ์รบกวนและมีหนังตาตาแสดงได้ดังภาพประกอบ ที่ 4-4



ภาพประกอบ 4-3 ตัวอย่างภาพบริเวณดวงตาที่โปรแกรมทำการตรวจจับ



(ก)



(ข)

ภาพประกอบ 4-4 ตัวอย่างในการตรวจจับตำแหน่งจุดสะท้อนแสงในภาพตาที่เป็นอุดมคติ (ก) กรณีที่มีรีเฟล็กซ์รบกวน (ข) กรณีที่มีหนังตาดก

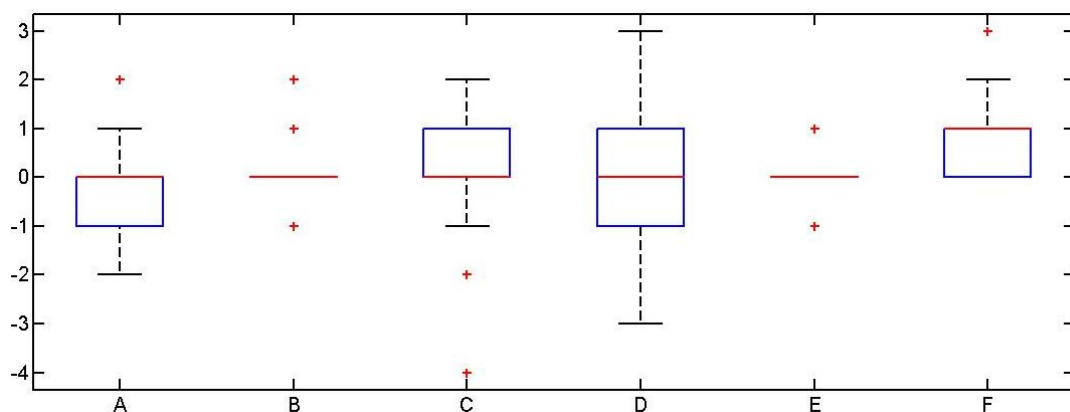
ในการประเมินผลการตรวจจับในแต่ละภาพจะทำการประเมินทั้ง 6 ตำแหน่ง ซึ่งในแต่ละตำแหน่งจะทำการเปรียบเทียบกับผู้เชี่ยวชาญเพื่อดูความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับ จำนวนจุดที่ต้องพิจารณาในแต่ละตำแหน่งจะเท่ากับจำนวนภาพ คือ 216 ภาพ ในแต่ละตำแหน่งจะทำการประเมินจากค่าเฉลี่ยของความแตกต่างสมบูรณ์ระหว่างตำแหน่งที่โปรแกรมทำการตรวจจับกับตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญเฉลย ซึ่งค่าเฉลี่ยของความแตกต่างสมบูรณ์นี้แสดงได้ดังตารางที่ 4-1 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลซึ่งมีความแตกต่างทั้งค่าเฉลี่ยและการกระจายของข้อมูลในรูปแบบของแผนภาพกล่อง (Box plot) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-5

ตาราง 4-1 ผลความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับตำแหน่งต่างๆทั้ง 6 ตำแหน่ง

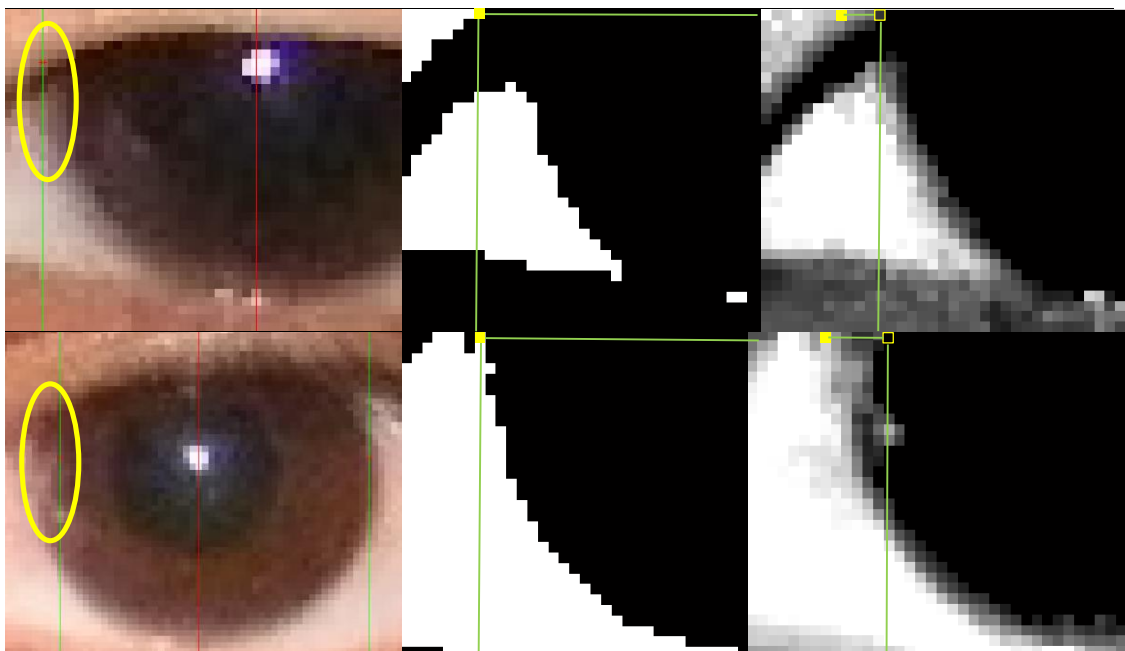
	ตำแหน่ง A	ตำแหน่ง B	ตำแหน่ง C	ตำแหน่ง D	ตำแหน่ง E	ตำแหน่ง F
จำนวนตำแหน่งที่คลาดเคลื่อน เกิน 2 พิกเซล	0	0	1	2	0	4
$\sum_{i=1}^N T_i - F_i $	144.00	63.00	140.00	154.10	61.91	141.97
$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i - F_i $	0.66	0.29	0.65	0.71	0.29	0.66

จากการทดลองพบว่าความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับตำแหน่งที่มีค่ามากที่สุดคือ 4 พิกเซล การผิดพลาดในการตรวจจับส่วนใหญ่มักจะเกิดตรงตำแหน่ง F ซึ่งจะมีการตรวจจับที่มีการเคลื่อนไปทางหางตา ภาพประกอบที่ 4-6 แสดงภาพตัวอย่างที่มีการตรวจจับที่ผิดพลาด จากภาพทั้งหมดจำนวน 216 ภาพ ซึ่งส่วนใหญ่มีสาเหตุจากความไม่คมชัดและไม่สม่ำเสมอของสีบริเวณ

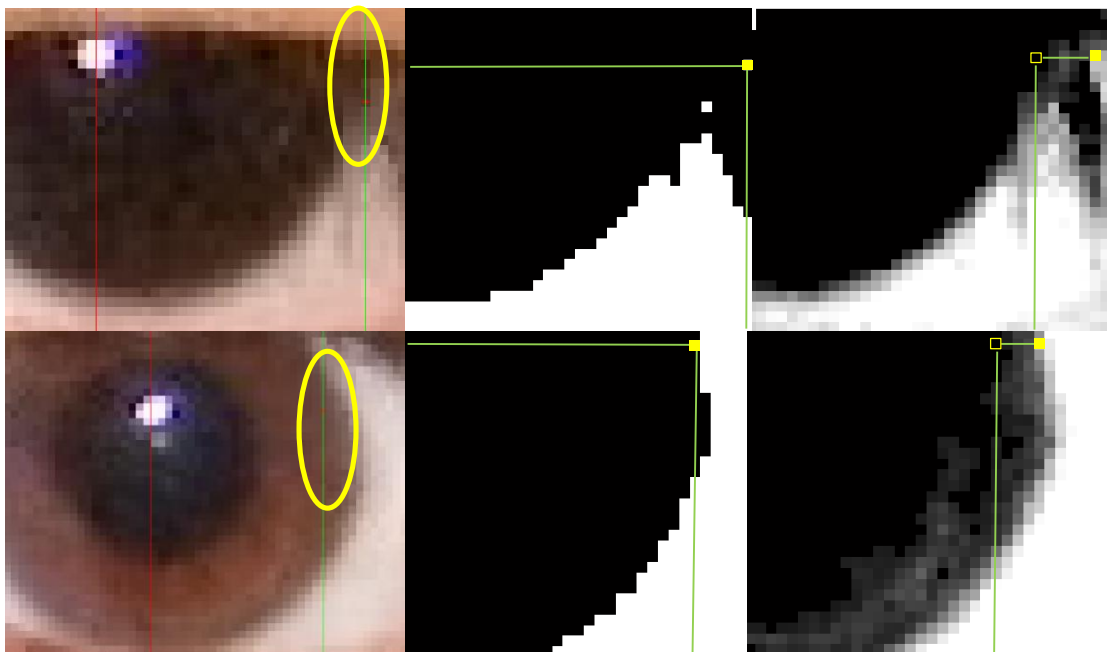
ขอบตาทำให้ในการปรับปรุงความเข้มของสีในบางตำแหน่งของตาที่มีสีอ่อนจะไม่ถูกนำมาพิจารณา และความผิดพลาดที่พบอีกประการเกิดจากลักษณะของความสว่างระหว่างบริเวณตาขาวและบริเวณเปลือกตามีความใกล้เคียงกัน ทำให้การกำหนดตำแหน่งอ้างอิงในการหาขอบตาอาจผิดพลาด ก็จะส่งผลให้ตำแหน่งในการตรวจจับขอบตาผิดพลาดด้วย จากตำแหน่งที่ทำการตรวจจับจำนวนทั้งหมด 1,296 ตำแหน่ง พบว่ามีค่าความถูกต้องตำแหน่งในการตรวจจับตำแหน่งอยู่ที่ 99.46 เปอร์เซ็นต์



ภาพประกอบ 4-5 แผนภาพกล่องแสดงความแตกต่างทั้งค่าเฉลี่ยและการกระจายของข้อมูล



ภาพประกอบ 4-6 คอลัมภ์ซ้ายแสดงตำแหน่งที่มีการตรวจจับผิดพลาด คอลัมภ์กลางแสดงตำแหน่งจุดอ้างอิงจากภาพไบนารี คอลัมภ์ขวาแสดงตำแหน่งจากการสแกนพิกเซลที่มีสีดำสนิท



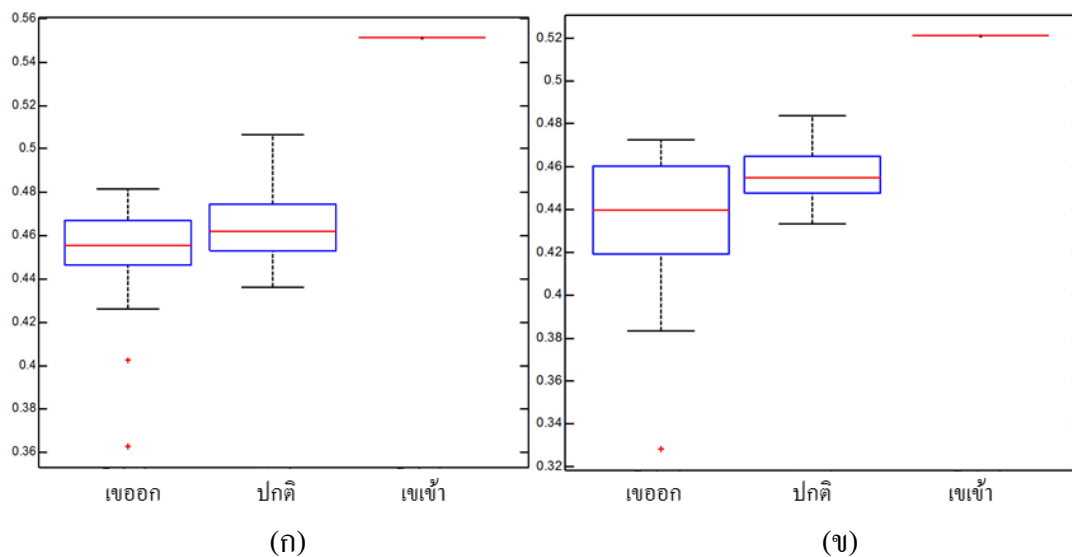
ภาพประกอบ 4-6 (ต่อ) คอลัมภ์ซ้ายแสดงตำแหน่งที่มีการการตรวจจับผิดพลาด คอลัมภ์กลางแสดงตำแหน่งจุดอ้างอิงจากภาพไบนารี คอลัมภ์ขวาแสดงตำแหน่งจากการสแกนพิกเซลที่มีสีดำสนิท

4.4 การจำแนกประเภทของตาเข

จากแผนภาพกล่องในภาพประกอบที่ 4-7 มีการนำข้อมูลอาสาสมัครในชุดข้อมูล B ทั้งหมดมาคำนวณค่า CCLRR เปรียบเทียบกับผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญในระยะมองใกล้และระยะมองไกล จากการทดลองพบว่า CCLRR ในทั้งสองระยะการมองยังมีการซ้อนทับกันของข้อมูลระหว่างผู้ที่มีตาเขออกกับคนปกติที่ไม่สามารถแยกออกจากกันได้

สำหรับการคำนวณด้วย วิธี SMI จะมีการคำนวณแยกกันระหว่างตาซ้ายและตาขวา ทำให้ในภาพประกอบที่ 4-8 จะประกอบไปด้วยแผนภาพกล่องจำนวนรวม 4 แผนภาพด้วยกัน นั่นคือ ระยะมองใกล้ตาซ้าย ระยะมองใกล้ตาขวา ระยะมองใกล้ตาซ้าย ระยะมองใกล้ตาขวา ซึ่งจากแผนภาพกล่องทั้ง 4 นี้ เราพบว่าในระยะการมองทั้งใกล้และไกลในตาข้างขวาสามารถแยกข้อมูลระหว่างผู้ที่มีตาปกติกับตาเขออกได้ดีกว่าในตาข้างซ้าย เนื่องจากว่าส่วนใหญ่อาสาสมัครที่นำมาทดลองนั้นมีอาการตาเขแสดงออกได้ชัดเจนในตาข้างขวา ซึ่งการแยกการวิเคราะห์ในตาแต่ละข้างจะทำให้วิเคราะห์ได้อย่างละเอียดมากขึ้น เนื่องจากว่าอาการตาเขส่วนใหญ่มักจะแสดงออกในตาเพียงข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้น

ในการประเมินประสิทธิภาพของวิธีการตรวจแบบ CCLRR และ SMI ในการแบ่งกลุ่มอาการของอาสาสมัครในชุดข้อมูล B โดยภาพของอาสาสมัครที่เข้ารับการตรวจแต่ละคน จะถูกตรวจด้วยวิธีมาตรฐาน จะทำการวิเคราะห์ทั้งสองระยะการมอง ซึ่งถ้าหากระยะใดระยะหนึ่งมี

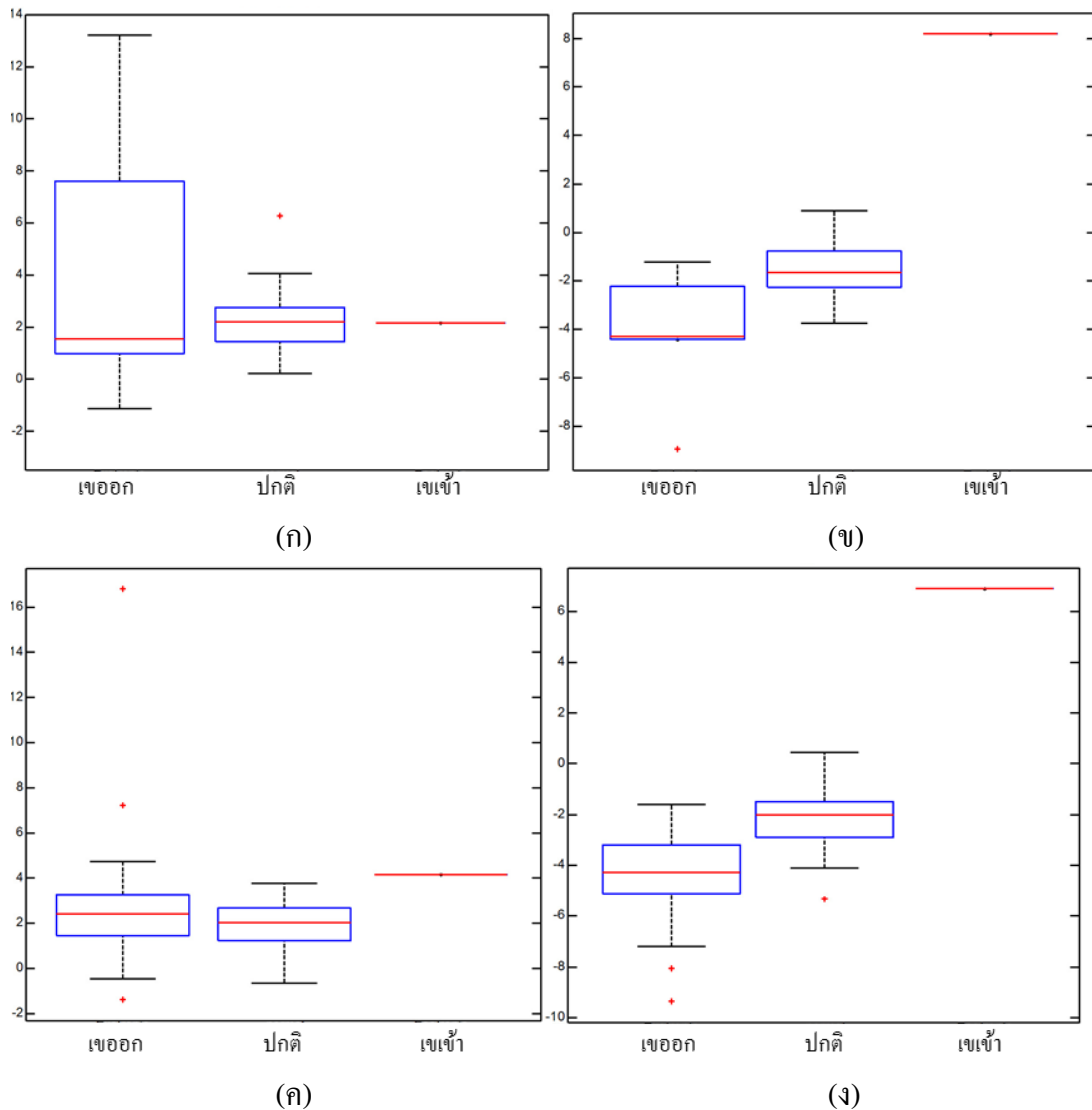


ภาพประกอบ 4-7 แผนภาพกล่องแสดงการจำแนกประเภทของตาเขด้วยวิธี CCLRR

(ก) ระยะมองใกล้ (ข) ระยะมองไกล

อาการตาเข ก็จะสรุปผลว่าอาสาสมัครมีอาการตาเข ซึ่งวิธี CCLRR เป็นการแบ่งประเภทของข้อมูล โดยอาศัยค่าพิสัยที่ได้จากงานวิจัย [11] โดยใช้ค่าจากตารางที่ 3-1 จากภาพประกอบที่ 4-9 (ก) สามารถแสดงแผนภาพการกระจายตัว (Scatter plot) ของค่า CCLRR ที่รวมกันทั้งระยะใกล้และระยะไกลของชุดข้อมูลที่ประกอบด้วยตาปกติ ตาเข้เข้า และตาเข้ออก พร้อมแสดงเกณฑ์ที่ใช้ในการแบ่ง ตารางที่ 4-2 ตารางที่ 4-3 และตารางที่ 4-4 แสดงการประเมินผลลัพธ์การทำนาย ระหว่างการตรวจด้วยวิธีมาตรฐานกับการตรวจด้วยวิธี CCLRR ที่ระยะการมองใกล้ ระยะการมองไกล และรวมทั้งสองระยะการมองตามลำดับ

สำหรับการประเมินประสิทธิภาพของวิธีการตรวจแบบ SMI ของข้อมูลผู้ทดลอง โดยใช้โมเดลเชิงเส้นหรือฟังก์ชันการจำแนกประเภทที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลด้วยวิธี LDA จากภาพประกอบที่ 4-9 (ข) และ (ค) แสดงการกระจายตัวและรูปแบบของโมเดลที่ใช้แบ่งข้อมูลในกลุ่มตาปกติ ตาเข้เข้า และตาเข้ออก ด้วยวิธี SMI ที่ระยะใกล้และระยะไกลตามลำดับ ตารางที่ 4-5 ตารางที่ 4-6 และตารางที่ 4-7 แสดงการประเมินผลลัพธ์การทำนาย ระหว่างการตรวจด้วยวิธีมาตรฐานกับการตรวจด้วยวิธี SMI ที่ระยะการมองใกล้ ระยะการมองไกล และรวมทั้งสองระยะการมองตามลำดับ



ภาพประกอบ 4-2 แผนภาพกล่องแสดงการจำแนกประเภทของตาเขด้วยวิธี SMI

(ก) ระยะเวลาใกล้ตาซ้าย (ข) ระยะเวลาใกล้ตาขวา (ค) ระยะเวลาไกลตาซ้าย (ง) ระยะเวลาไกลตาขวา

ตารางที่ 4-2 การประเมินผลลัพธ์การทำนายด้วยวิธี CCLR ที่ระยะมองใกล้

		การวินิจฉัยด้วยวิธีมาตรฐาน		
		ตาเขออก	ตาปกติ	ตาเขเข้า
ผลการตรวจวัด ด้วยวิธี CCLR	ตาเขออก	3	0	0
	ตาปกติ	24	63	0
	ตาเขเข้า	0	1	1

ตารางที่ 4-3 การประเมินผลลัพธ์การดำเนินงานด้วยวิธี CCLRR ที่ระยะมองไกล

		การวินิจฉัยด้วยวิธีมาตรฐาน		
		ตาเขออก	ตาปกติ	ตาเขเข้า
ผลการตรวจวัด ด้วยวิธี CCLRR	ตาเขออก	3	0	0
	ตาปกติ	24	64	0
	ตาเขเข้า	0	0	1

ตารางที่ 4-4 การประเมินผลลัพธ์การดำเนินงานด้วยวิธี CCLRR ที่รวมทั้งสองระยะ

		การวินิจฉัยด้วยวิธีมาตรฐาน		
		ตาเขออก	ตาปกติ	ตาเขเข้า
ผลการตรวจวัด ด้วยวิธี CCLRR	ตาเขออก	4	0	0
	ตาปกติ	23	63	0
	ตาเขเข้า	0	1	1

ตารางที่ 4-5 การประเมินผลลัพธ์การดำเนินงานด้วยวิธี SMI ที่ระยะมองใกล้

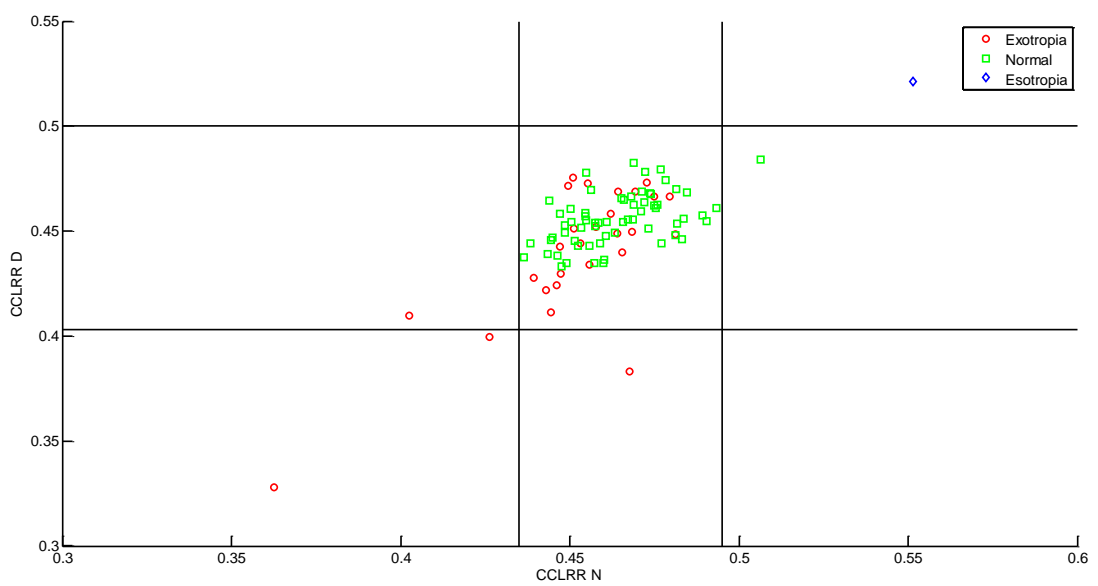
		การวินิจฉัยด้วยวิธีมาตรฐาน		
		ตาเขออก	ตาปกติ	ตาเขเข้า
ผลการตรวจวัด ด้วยวิธี SMI	ตาเขออก	6	0	0
	ตาปกติ	21	64	0
	ตาเขเข้า	0	0	1

ตารางที่ 4-6 การประเมินผลลัพธ์การดำเนินงานด้วยวิธี SMI ที่ระยะมองไกล

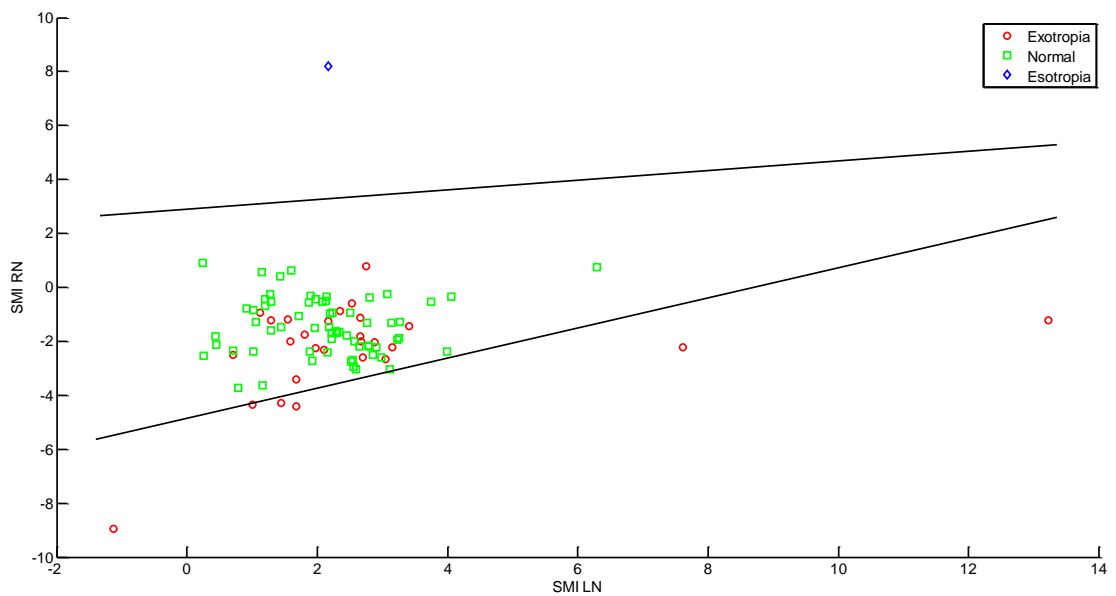
		การวินิจฉัยด้วยวิธีมาตรฐาน		
		ตาเขออก	ตาปกติ	ตาเขเข้า
ผลการตรวจวัด ด้วยวิธี SMI	ตาเขออก	13	10	0
	ตาปกติ	8	60	0
	ตาเขเข้า	0	0	1

ตารางที่ 4-7 การประเมินผลลัพธ์การทำนายด้วยวิธี SMI ที่รวมทั้งสองระยะ

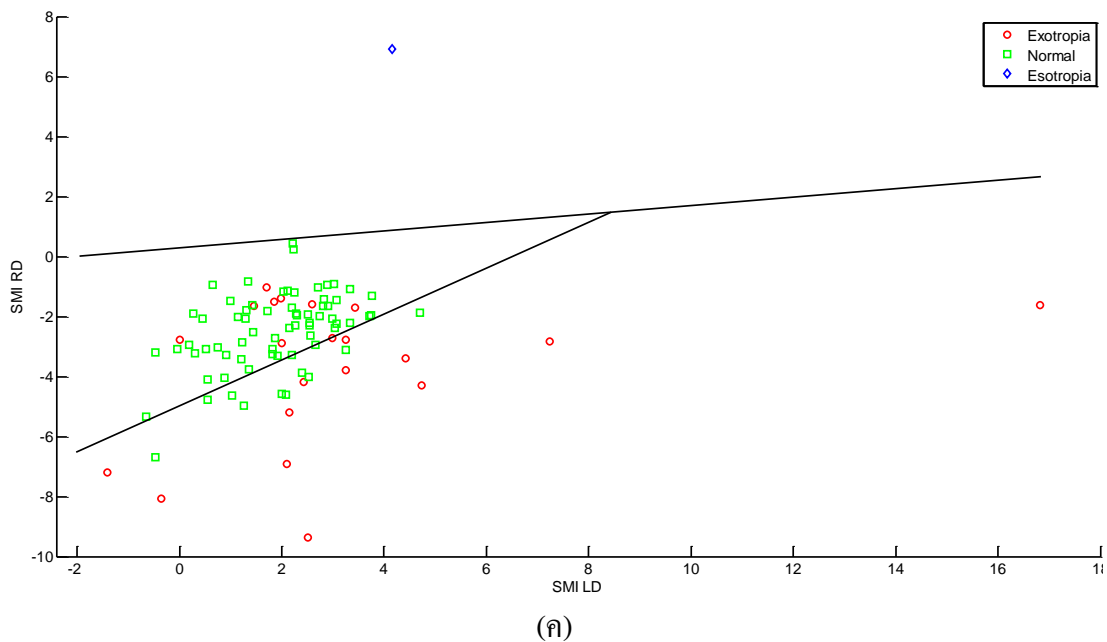
		การวินิจฉัยด้วยวิธีมาตรฐาน		
		ตาเขออก	ตาปกติ	ตาเขเข้า
ผลการตรวจวัด ด้วยวิธี SMI	ตาเขออก	13	10	0
	ตาปกติ	14	54	0
	ตาเขเข้า	0	0	1



(ก)



(ข)



(ก) ภาพประกอบ 4-9 แผนภาพกระจายแสดงพื้นที่การจำแนกประเภทของตาเขด้วย
 (ก) วิธี CCLRR (ข) วิธี SMI ระยะมองใกล้ (ค) วิธี SMI ระยะมองไกล

จากตารางการประเมินผลลัพธ์การทำนายที่รวมกันทั้งสองระยะการมองของวิธี CCLRR และ SMI สามารถหาค่าทางสถิติที่ใช้ประเมินประสิทธิภาพของวิธีการทดสอบซึ่งจะประกอบด้วยค่าต่างๆ ที่สำคัญเปรียบเทียบกันดังแสดงในตารางที่ 4-8 ซึ่งพบว่าทั้งสองวิธีมีค่าความถูกต้องที่เท่ากันที่ 73.91 เปอร์เซ็นต์ แต่เนื่องจากว่าค่าไวของการทดสอบด้วยวิธี SMI มีค่าสูงกว่าวิธี CCLRR ทำให้โอกาสในการค้นหาผู้ป่วยที่มีอาการตาเขได้ดีกว่า แต่อย่างไรก็ตามวิธี SMI ก็ยังคงให้ค่าความจำเพาะของการทดสอบที่ต่ำกว่าวิธี CCLRR นั่นคือวิธี SMI จะทำให้โอกาสที่จะวิเคราะห์ว่าคนปกติมีอาการตาเขเพิ่มขึ้น ดังนั้นจึงอาจจำเป็นต้องมีการตรวจซ้ำจากผู้เชี่ยวชาญเพื่อคัดแยกผู้ที่มีตาปกติออกจากกลุ่มตาเข ซึ่งการให้ความสำคัญกับค่าความไวของการทดสอบหรือการวิเคราะห์ว่าคนที่มีตาเขเป็นตาปกติ ย่อมจะมีผลทางการแพทย์ที่สำคัญกว่าค่าความจำเพาะ ซึ่งจะทำให้ผู้ป่วยขาดโอกาสในการรักษา

จากภาพประกอบที่ 4-10 และตารางที่ 4-9 แสดงผลจากการตรวจจับตำแหน่งทั้ง 6 จุดพร้อมกับการคำนวณ CCLRR และ SMI ซึ่งอาสาสมัครมีจากผลเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญระบุว่ามีโอกาสตาเขออกทั้งระยะมองใกล้และมองไกล แต่ผลจาก CCLRR พบว่าในระยะการมองใกล้ให้ผลว่ามีอาการตาเขซ่อนเร้นและระยะการมองไกลให้ผลว่าปกติ ดังนั้นผลเฉลยจากวิธีการ CCLRR จึงให้ผลออกมาว่าอาสาสมัครมีตาที่เป็นปกติ สืบเนื่องมาจากวิธีการคำนวณแบบ CCLRR นั้นเป็นการคำนวณของตาทั้ง 2 ข้างร่วมกัน โดยอาการตาเขส่วนมากจะมีการเขินตาข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้น

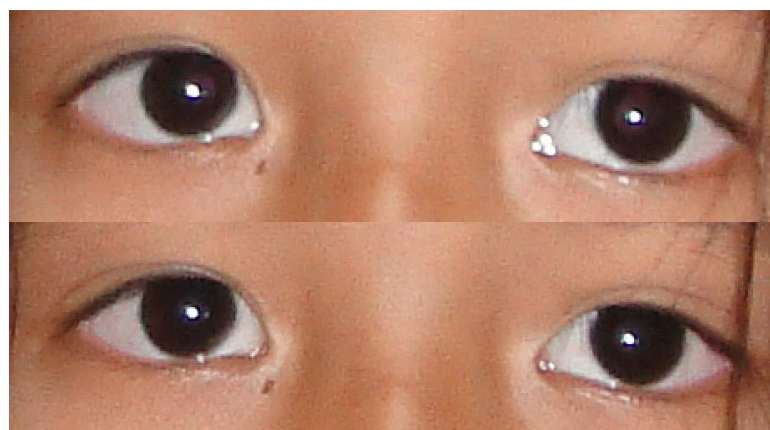
ดังนั้นเมื่อทำการรวมระยะจากตาทั้ง 2 ข้างจึงไม่เพียงพอที่จะระบุได้ว่ามีอาการตาเข หรืออาจกล่าวได้ว่าผลจากตาข้างหนึ่งจะไปหักล้างผลจากตาอีกข้างหนึ่ง ทำให้ระยะที่วัดได้มีค่าน้อยกว่าความเป็นจริง และอาจมีบางกรณีที่ขนาดของตาค่าทั้ง 2 ข้างไม่เท่ากัน ดังนั้นเมื่อนำเอาผลรวมระยะทางด้านหัวตาของตาทั้ง 2 ข้างมาหารด้วยผลรวมของตาค่า ก็จะทำให้ผลการวิเคราะห์ออกมาผิดพลาดได้ แต่อย่างไรก็ตามพบว่าวิธี SMI สามารถแก้ปัญหาดังกล่าวได้เนื่องจากมีการคำนวณแยกกันระหว่างตาแต่ละข้าง ซึ่งจากตำแหน่งที่ตรวจจับดังกล่าว วิธี SMI สามารถระบุได้ว่าทั้งสองระยะการมองมีอาการตาเข

ตารางที่ 4-8 การประเมินผลลัพธ์ประสิทธิภาพของวิธี CCLRR และวิธี SMI

ค่าทางสถิติ	CCLRR	SMI
Sensitivity	17.86	50.00
Specificity	98.44	84.37
+ Predictive Value	83.34	58.34
- Predictive Value	73.26	79.41
Likelihood	26.74	20.59
ACC	73.91	73.91

ตาราง 4-9 แสดงผลจากการตรวจจับตำแหน่งทั้ง 6 จุดพร้อมกับการคำนวณ CCLRR และ SMI

ตำแหน่ง	A	B	C	D	E	F	CCLRR	SMI L	SMI R
ระยะใกล้	2007	2036	2060	2267	2288	2318	0.4393	1.6729	-4.4235
ระยะไกล	2001	2031	2056	2271	2292	2323	0.4277	2.1536	-5.1869

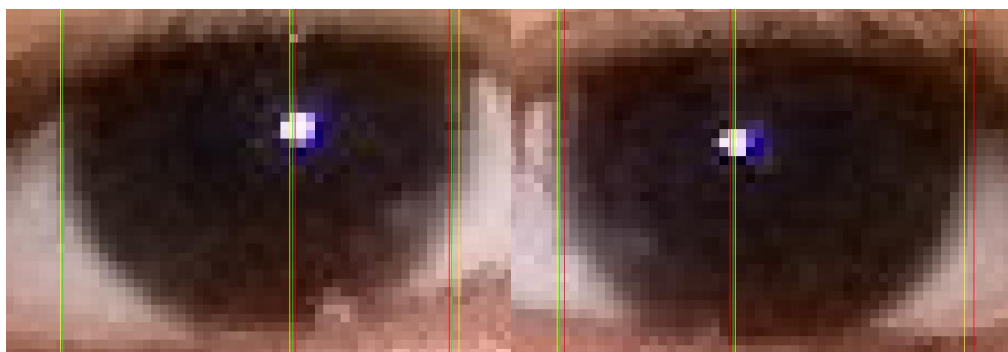


ภาพประกอบ 4-10 ตัวอย่างอาสาสมัครที่มีอาการตาเขออกทั้งระยะมองใกล้และมองไกล

การประเมินประสิทธิภาพในการจำแนกประเภทของอาการในกรณีที่มีความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับ ความคงทนของวิธีการ (Robustness) เป็นคุณลักษณะที่แสดงความสามารถของวิธีที่มีผลการทดสอบไม่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงสภาวะเพียงเล็กน้อยจากสภาวะปกติ ซึ่งได้แก่ตำแหน่งในการตรวจจับที่มีการคลาดเคลื่อน เนื่องจากการทดสอบมักมีปัจจัยที่ทำให้ผลการทดสอบมีความแตกต่างกันได้ เช่น ความแตกต่างขององค์ประกอบแสงภายในห้อง ความแตกต่างทางด้านสรีระวิทยาของผู้ทดสอบ เป็นต้น ภาพประกอบที่ 4-11 เป็นภาพของผู้ทดลองที่มีตาปกติ ซึ่งจากภาพจะแสดงผลการตรวจจับตำแหน่งขอบตาและจุดสะท้อนแสง ซึ่งเป็นผลจากการตรวจจับตำแหน่งจากผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 คนที่มีความแตกต่างกัน โดยตำแหน่งในการตรวจจับแสดงดังตารางที่ 4-10 จากตารางพบว่าตำแหน่ง C เป็นตำแหน่งในการตรวจจับจาก 3 ผู้เชี่ยวชาญมีความแตกต่างที่มีค่าสูงสุดอยู่เพียงแค่ 0.4 พิกเซล ทำให้ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธี CCLRR จากทั้ง 3 ผู้เชี่ยวชาญให้ผลที่ไม่สอดคล้องกัน ดังนั้นการตรวจจับที่มีความคลาดเคลื่อนเพียงเล็กน้อยก็จะส่งผลให้การวิเคราะห์อาการตาเขผิดปกติได้ แต่อย่างไรก็ตามจะไม่ส่งผลต่อการวิเคราะห์ด้วยวิธี SMI ซึ่งยังคงให้ผลการวิเคราะห์ที่เป็นปกติจากทั้ง 3 ผู้เชี่ยวชาญ จึงอาจกล่าวได้ว่าการทดสอบด้วยวิธี SMI จะมีความแข็งแรงหรือความคงทนต่อการเปลี่ยนแปลงผลการวิเคราะห์ที่ดีกว่าวิธี CCLRR

ตารางที่ 4-10 ผลการตรวจจับตำแหน่งจากผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 คน พร้อม ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธี CCLRR และ SMI

	A	B	C	D	E	F	CCLRR	ผล	SMI L	SML R	ผล
ผู้เชี่ยวชาญ 1	337.3	346.7	353.2	425.9	432.8	442	0.418	ซ่อน เร้น	4.56	-3.57	ปกติ
ผู้เชี่ยวชาญ 2	337.2	346.6	353.5	425.8	432.9	442	0.430	ปกติ	3.83	-3.09	ปกติ
ผู้เชี่ยวชาญ 3	337.2	346.8	353.1	426.1	432.7	442.4	0.400	เข	3.19	-3.75	ปกติ



ภาพประกอบ 4-11 ตำแหน่งที่คลาดเคลื่อนในการตรวจจับด้วยมือ จากผู้เชี่ยวชาญ 3 คน

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้กล่าวถึงบทสรุปของการวิจัย ข้อเสนอแนะการนำไปใช้ประโยชน์สำหรับผู้ต้องการนำงานวิจัยนี้ไปอ้างอิงหรือเพื่อนำไปพัฒนาต่อ

เนื่องจากการตรวจคัดกรองในปัจจุบันทำได้ไม่ทั่วถึงซึ่งมีสาเหตุมาจากปัญหาของเครื่องมือสำหรับตรวจตาเขที่มีราคาค่อนข้างแพง และปัญหาบุคลากรทางการแพทย์ที่มีอยู่อย่างจำกัด งานวิจัยนี้จึงได้มุ่งเน้นระบบการตรวจที่สามารถประยุกต์ใช้จากอุปกรณ์ที่มีอยู่ทั่วไปเช่น กล้องถ่ายภาพดิจิทัล คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล และเครื่องพิมพ์ โดยสามารถใช้กล้องถ่ายภาพทดแทนเครื่องมือตรวจที่มีราคาแพง และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ก็จะสามารถช่วยลดจำนวนบุคลากรลงไปได้ โดยจะทำหน้าที่เชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆเข้าด้วยกัน ทำการตรวจจับตำแหน่งและวิเคราะห์ตาเขอย่างเป็นอัตโนมัติ ซึ่งการตรวจตาเขจากการถ่ายภาพนี้จะเป็นวิธีที่เหมาะสมสำหรับใช้กับเด็กที่ไม่ให้ความร่วมมือในการตรวจด้วยวิธีอื่นๆ เนื่องจากใช้ระยะเวลาในการถ่ายภาพที่ง่ายและรวดเร็ว

จากงานวิจัยนี้ได้ทำการพัฒนาวิธีการตรวจคัดกรองตาเขที่สามารถประหยัดเวลาและใช้งานได้ไม่ยุ่งยาก และมีมาตรฐานการตรวจจับที่เป็นแบบเดียวกัน โดยจะประกอบด้วยระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้สำหรับวิเคราะห์ค่าตัวเลขเพื่อประเมินลักษณะของตาเขประกอบด้วยขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่งของใบหน้าจากภาพต้นฉบับ จากนั้นก็จะนำไปตรวจจับตำแหน่งของดวงตาทั้ง 2 ข้าง จากนั้นก็จะนำไปตรวจจับตำแหน่งของจุดสะท้อนแสงและตำแหน่งของขอบตาทั้ง 2 ด้านที่อยู่ในแนวระดับเดียวกันกับจุดสะท้อนแสง หลังจากที่ได้ตรวจจับตำแหน่งที่ใช้ในการวิเคราะห์ครบทั้ง 6 ตำแหน่ง ก็จะนำค่าตำแหน่งที่อ่านได้ในแกนอนมาทำการวิเคราะห์ค่าตัวเลขเพื่อใช้ประเมินลักษณะของตาเข ซึ่งค่าตัวเลขที่คำนวณออกมาได้จะสามารถระบุได้ว่าภาพที่นำมาทดสอบมีอาการตาเขหรือไม่ ซึ่งถ้าตรวจพบว่ามีอาการตาเขระบบก็จะทำการเชื่อมต่อกับส่วนของคำแนะนำจากผู้เชี่ยวชาญเพื่อใช้สำหรับกลั่นเนื้อตาเบื้องต้น

การตรวจจับตำแหน่งใบหน้าโดยใช้ค่าขีดแบ่งความบริสุทธิ์ของสีที่ได้จากระบบค่าสีมันเชลล์ เป็นวิธีที่ค่อนข้างมีประสิทธิภาพในการตรวจจับภาพใบหน้า ถึงแม้ว่าจะมีการปรับเปลี่ยนความเข้มแสง ความอิ่มตัวของสี โทนสี และการการปรับลดความคมชัดให้กับภาพวิธีการนี้ก็ยังสามารถตรวจจับได้ค่อนข้างแม่นยำและให้ขอบของภาพที่มีความเรียบ เพื่อนำมาตรวจจับตำแหน่งของดวงตา จากการตรวจจับตำแหน่งของดวงตาด้วยวิธีการเข้าสู่รูปแบบกับ

แม่แบบเพียงอย่างเดียวพบว่ายังให้ผลการตรวจจับที่ไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากความแตกต่างของดวงตาในผู้ทดลองแต่ละรายไม่เหมือนกัน แต่เมื่อมีการเพิ่มเงื่อนไขการตรวจสอบหลังการเข้ารูปร่างแบบที่อาศัยหลักการแปลงให้เป็นภาพสองระดับร่วมกับประมวลผลภาพทางสัญญาณวิทยาในการดูจำนวนพิกเซลที่เหลืออยู่ภายในภาพก็จะทำให้ความสามารถในการตรวจจับมีค่าสูงกว่าการตรวจจับด้วยวิธีการเข้ารูปร่างแบบเพียงอย่างเดียว จากนั้นก็จะทำการตรวจจับตำแหน่งของแสงสะท้อนโดยจะใช้การประมาณค่าบริเวณตำแหน่งจุดศูนย์กลางของตาดำ เพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการหาจุดสะท้อนแสงที่แท้จริงที่มีระยะทางระหว่างพิกเซลที่สนใจกับตำแหน่งอ้างอิงที่น้อยที่สุดสามารถที่จะตรวจจับตำแหน่งของแสงสะท้อนในกรณีที่มีอาการตาแดงจากการถ่ายภาพที่ไม่สามารถใช้ในภาพที่มีลักษณะของกล้ามเนื้อหัวใจขาดก หรือในภาพที่มีการเปิดของเปลือกตาเพียงเล็กน้อย ในขั้นตอนการตรวจจับจุดสะท้อนแสงนี้ต้องมีความแม่นยำในการจับค่อนข้างมากเนื่องจากว่าถ้าหากตรวจจับจุดสะท้อนแสงผิดก็จะส่งผลให้การตรวจจับตำแหน่งขอบตาดำผิดพลาดด้วย สำหรับในขั้นตอนการตรวจจับตำแหน่งขอบตาดำที่ทำการสแกนพิกเซลที่มีสีดำจากพื้นที่ของตาขาว สามารถที่จะลดผลกระทบที่เกิดจากขนตาและเปลือกตาออกไปได้

สำหรับอัลกอริทึมที่ใช้สำหรับตรวจจับตำแหน่ง ยังคงมีบางกระบวนการของการประมวลผลภาพดิจิทัลที่ยังคงยึดติดอยู่กับขนาดของภาพ ระยะการถ่ายภาพและการใช้ฟังก์ชันขยายในกล้องถ่ายภาพ ตัวอย่างเช่น การกำจัดกลุ่มของวัตถุที่มีจำนวนพิกเซลรวมกันไม่เกิน 40,000 พิกเซล หรือองค์ประกอบโครงสร้างในรูปแบบของวงกลมที่มีรัศมีอยู่ที่ 30 พิกเซล เป็นต้น ซึ่งถ้าหากมีการปรับเปลี่ยนขนาดของภาพที่นำมาทดสอบให้มีขนาดเล็กกว่านี้หรือขนาดใหญ่กว่านี้มากยิ่งขึ้นก็จะส่งผลให้การวิเคราะห์ในส่วนต่างๆ เหล่านี้ผิดพลาดได้ ดังนั้นในการนำไปใช้ประโยชน์ควรจะเป็นการวัดที่เกิดจากระยะห่างจริงของดวงตา จำเป็นต้องหาค่าอัตราส่วนความยาวภาพและความยาวจริง จากนั้นนำไปคูณกับความยาววัตถุใด ๆ ที่วัดได้ ก็จะได้ความยาวจริงของวัตถุนั้น โดยมีการคิดสเกลหรือมาตราส่วนที่รู้ความยาวที่แน่ชัดลงไป ในภาพ หลังจากนั้น เมื่อต้องการวัดความยาววัตถุในภาพ ก็ใช้วิธีการวัดความยาวด้วยการเทียบกับสเกลที่เราคิดลงไป ซึ่งไม่ว่าภาพจะถูกลด ขยายหรือตัดภาพบางส่วนออก เราก็ยังคงวัดความยาวภาพได้อย่างถูกต้อง เพื่อให้สามารถนำไปกำหนดตัวแปรต่างๆ ที่ขึ้นอยู่กับขนาดของภาพให้สามารถทำงานได้เมื่อมีการปรับเปลี่ยนขนาดภาพ

ในการประเมินผลการตรวจจับในแต่ละภาพจะทำการประเมินทั้ง 6 ตำแหน่ง ซึ่งในแต่ละตำแหน่งจะทำการเปรียบเทียบกับผู้เชี่ยวชาญเพื่อดูความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับ โดยกำหนดให้ตำแหน่งที่มีการตรวจจับที่ถูกต้อง มีระยะคลาดเคลื่อนจากตำแหน่งเฉลี่ยไม่เกิน 2 พิกเซล ซึ่งค่าความถูกต้องตำแหน่งในการตรวจจับตำแหน่งทั้ง 6 ตำแหน่งอยู่ที่ 99.46 เปอร์เซ็นต์

บางกรณีบุคคลที่มีอาการตาปกติเมื่อวัดกับเครื่องมือมาตรฐาน แต่เมื่อทำการถ่ายภาพออกมา ลักษณะของแสงสะท้อนที่กระจกตามีการเบี่ยงเบน ไม่อยู่ตำแหน่งกึ่งกลางม่านตา ซึ่งในบางข้อมูลการเบี่ยงเบนอาจมีค่ามากจนทำให้ดูเหมือนลักษณะของตาเข กรณีดังกล่าวเป็นผลกระทบจาก “Angle kappa” ซึ่งในแต่ละคนจะมีค่าที่ไม่เท่ากัน อีกกรณีที่พบความไม่สอดคล้องของตำแหน่งจุดสะท้อนแสงและผลการวิเคราะห์ คือบุคคลที่มีอาการตาเขเมื่อวัดกับเครื่องมือมาตรฐาน แต่เมื่อทำการถ่ายภาพออกมา ลักษณะของแสงสะท้อนที่กระจกตาอยู่ตำแหน่งกึ่งกลางม่านตา ทำให้ดูจากภาพเสมือนคนที่มีตาปกติ มีสาเหตุเกิดจากผู้ป่วยที่มีสายตายาวหรือสั้นมากเพียงข้างเดียว ก็จะเลือกใช้เฉพาะตาข้างที่ตีมอง ทำให้ตาข้างที่เขไม่ทำงาน จาก 2 กรณีที่กล่าวมาข้างต้น เป็นสาเหตุส่วนใหญ่ที่ทำให้ผลการจำแนกประเภทของตาเขมีความผิดพลาด ซึ่งทั้ง 2 กรณีสามารถตรวจด้วยวิธีการตรวจแบบ “Cover-uncover test” ในการทดสอบตาแต่ละข้าง หรืออาจจำเป็นต้องมีการถ่ายภาพแบบซ้ำๆกันจำนวนหลายภาพ แต่จะไม่สามารถตรวจพบด้วยวิธีการทดสอบของเฮิร์ชเบิร์กในการตรวจภาพถ่ายขณะเปิดตาทั้งสองข้างเพียงภาพเดียว

สำหรับขั้นตอนในการแบ่งกลุ่มข้อมูล การวิเคราะห์ผลจากการแบ่งแยกด้วยวิธี CCLRR ซึ่งจะให้ค่าไวของการทดสอบที่น้อยกว่าและค่าความจำเพาะที่มากกว่าวิธี SMI โดยในทางการแพทย์จะให้ความสำคัญกับค่าความไวของการทดสอบมากกว่า เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยที่มีอาการตาเขขาดโอกาสในการรักษา แต่ในขณะเดียวกันก็จะมีจำนวนของผู้ป่วยที่มีตาปกติเข้าสู่การตรวจที่ละเอียดด้วยผู้เชี่ยวชาญเพิ่มมากยิ่งขึ้น เนื่องจากตาเขส่วนใหญ่มักจะเกิดกับตาเพียงข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้น ซึ่งการคำนวณแบบ CCLRR นั้นเป็นการคำนวณของตาทั้ง 2 ข้างร่วมกัน ทำให้ผลการวิเคราะห์ที่ออกมาเป็นผลรวมที่เกิดจากตาทั้งสองข้าง จึงเป็นการเพิ่มโอกาสในการวิเคราะห์ที่ผิดพลาดได้ ซึ่งวิธี SMI สามารถแก้ปัญหาดังกล่าวได้เนื่องจากมีการคำนวณแยกกันระหว่างตาแต่ละข้าง สามารถระบุได้ว่าตาข้างไหนมีอาการตาเข และสามารถพิจารณาว่าอาการตาเขเป็นประเภทเขเข้าด้านในหรือเขออกด้านนอก วิธี SMI จะมีความคงทนต่อการเปลี่ยนแปลงผลการวิเคราะห์ที่ดีกว่าวิธี CCLRR ซึ่งจะมีผลการวิเคราะห์ที่ไม่เปลี่ยนแปลง เมื่อมีการตรวจจับที่มีการคลาดเคลื่อนเพียงเล็กน้อย

สำหรับการนำไปใช้งานจริง ควรมีการปรับปรุงกระบวนการในการได้มาของภาพ โดยให้เน้นเฉพาะในส่วนของใบหน้าหรือดวงตาเพื่อลดโอกาสในการตรวจจับที่ผิดพลาด และเป็นการเพิ่มความละเอียดในการตรวจจับมากยิ่งขึ้น ควรมีการจัดการลักษณะของพื้นหลังให้เป็นสีพื้นที่เป็นสีอ่อนเพียงสีเดียวเพื่อไม่ให้รบกวนการตรวจจับตำแหน่ง ภายในห้องต้องมีการส่องสว่างอย่างเพียงพอซึ่งไม่ควรน้อยกว่า 300 ลักซ์ หรือเป็นลักษณะของแสงไฟในห้องทำงาน ซึ่งจะต้องไม่มีการโฟกัสในส่วน of ใบหน้า ซึ่งตำแหน่งของแสงควรอยู่เหนือศีรษะไปทางด้านหลัง และควร

หลีกเลี่ยงแสงสว่างจากแหล่งใดๆที่อยู่ในตำแหน่งที่อาสาสมัครมองเห็น ยกเว้นแสงจากแฟลชกล้องถ่ายรูปเท่านั้น เพื่อให้แสงสะท้อนที่บริเวณกระจกตามีเพียงจุดเดียว

แสงจากแหล่งกำเนิดแสงต้องมีจุดรวมแสงแบบจุดเดียว ไม่ควรมีการกระจายของแสง หรือถ้าใช้เป็นหลอดแอลอีดีก็ควรมีแค่หลอดเดียวไม่ควรใช้แบบที่มีหลอดเป็นรังผึ้ง เพื่อให้แสงสะท้อนมีแค่ตำแหน่งเดียว และมีความคมชัดของขอบมากยิ่งขึ้น นอกจากนั้นแหล่งกำเนิดแสงอาจปรับเปลี่ยนจากแสงแฟลชเป็นแสงที่เหมาะสมไม่จ้าจนเกินไปเพื่อไม่ให้ผู้ใช้งานมีอาการระคายเคืองดวงตา และไม่ก่อให้เกิดอาการแสบตา

ตำแหน่งศรีษะของเด็กควรมีการบังคับให้อยู่ในตำแหน่งคงที่ จากการทดลองพบว่าในการมองที่ตำแหน่งระยะ 6 เมตร จะเป็นอุปสรรคต่อการวิเคราะห์เนื่องจากมีการวางกล้องที่ระยะ 1 เมตร ซึ่งตำแหน่งการมองจะอยู่ไกลออกไปทางด้านหลังและอยู่ในระดับที่ใกล้เคียงกับตำแหน่งของกล้อง ทำให้อาสาสมัครมีการเอียงลำตัวหรือโบหน้า เพื่อให้สามารถมองเห็นวัตถุที่กำหนดได้ในระยะ 6 เมตรได้ ซึ่งลักษณะนี้จะส่งผลให้ตำแหน่งของแสงสะท้อนมีการเปลี่ยนแปลงไปได้ ซึ่งวิธีการต่างๆที่กล่าวมาก็เพื่อเพิ่มความสามารถในการตรวจวิเคราะห์ตาเขเมื่อนำไปใช้งานจริงให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

การตรวจวินิจฉัยด้วยระบบคอมพิวเตอร์จะมีประโยชน์ในการแยกแยะผู้ป่วยโรคตาเขจากผู้ที่มีความปกติที่มีตำแหน่งของแสงสะท้อนที่ใกล้เคียงกัน โดยทั่วไปแล้วการตรวจเกือบทุกชนิดมักสามารถแยกแยะคนปกติจากผู้ป่วยที่มีอาการรุนแรงออกจากกันได้ แต่คุณสมบัตินี้มีประโยชน์ในทางคลินิกน้อยเนื่องจากการแยกแยะผู้ที่มีความแตกต่างกันสุดโต่งเช่นนี้มักทำได้โดยง่ายโดยไม่ต้องอาศัยการตรวจอื่นๆเข้าช่วย ดังนั้นการตรวจด้วยคอมพิวเตอร์จะสามารถระบุอาการของโรคได้อย่างชัดเจนขึ้นในกรณีที่ภาพมีลักษณะที่คล้ายคลึงกัน ตัวอย่างกรณีของภาพที่มีตำแหน่งในการตรวจจับที่ใกล้เคียงกันแต่จะให้ผลของการวิเคราะห์ที่แตกต่างกันดังแสดงในภาพประกอบที่ 5-1

ระบบตรวจจับตาเขจากภาพถ่ายอัตโนมัติจะทำให้ระยะเวลาที่ใช้ลดลง ตำแหน่งที่ตรวจจับเป็นมาตรฐานมากขึ้น ยกตัวอย่างเช่นตำแหน่ง A และ C จากภาพประกอบที่ 5-2 ตำแหน่งที่ผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 คนทำการตรวจจับด้วยมือ พบว่ามีความแตกต่างกันมากถึง 3 พิกเซล ซึ่งมากพอที่จะทำให้ผลการวิเคราะห์เกิดความผิดพลาดได้ เนื่องจากว่าตำแหน่งที่ใช้ในการตรวจจับขึ้นอยู่กับดุลพินิจของแต่ละบุคคล แต่สำหรับการตรวจจับด้วยโปรแกรมตำแหน่งที่ตรวจจับก็จะเป็นมาตรฐานเดียวกันทุกภาพ ทำให้ตัดปัญหาความผิดพลาดที่เกิดจากตัวบุคคล และสำหรับระยะเวลาที่ใช้ในการตรวจจับด้วยมือในแต่ละภาพจะใช้เวลาอย่างน้อย 2 นาทีต่อภาพ ซึ่งการตรวจจับด้วยโปรแกรมจะใช้เวลาเพียง 10 วินาที ต่อ 1 ภาพ และให้ผลการอ่านค่าสเกลที่มีความแม่นยำและ

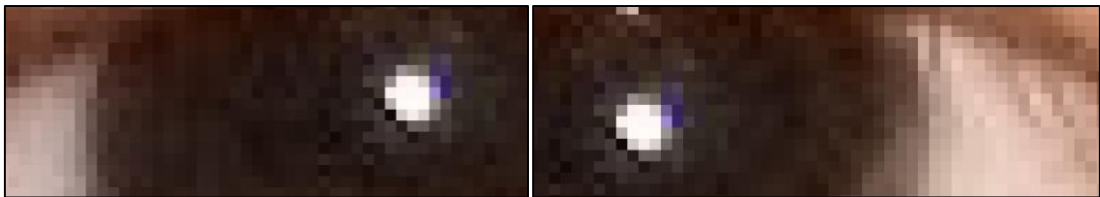
ละเอียดมากกว่าการอ่านด้วยสายตา ซึ่งสามารถตัดปัญหาการอ่านค่าสเกลและการบันทึกตำแหน่งที่ผิดพลาด และการตรวจจับด้วยโปรแกรมค่อนข้างมีประโยชน์มากเมื่อต้องทำการตรวจจับในภาพจำนวนมาก เพื่อไม่ให้เป็นการเสียเวลา และไม่เป็นการเพิ่มจำนวนบุคลากรโดยไม่จำเป็น



(ก)

(ข)

ภาพประกอบ 5-1 ตำแหน่งของจุดสะท้อนที่เกิดในตำแหน่งที่ใกล้เคียงกันระหว่าง (ก) ภาพที่มีตาเข
(ข) ภาพที่มีตาปกติ



ภาพประกอบ 5-2 ตำแหน่งขอบตาตำแหน่งที่ยากต่อการตรวจจับด้วยมือ

บรรณานุกรม

- [1] B. G. Mohny, A. E. Greenberg, and N. N. Diehl, "Age at Strabismus Diagnosis in an Incidence Cohort of Children," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 144, no. 3, pp. 467–469, Sep. 2007.
- [2] J. H. Groenewoud, A. M. Tjiam, V. K. Lantau, W. C. Hoogeveen, J. T. H. N. de Faber, R. E. Juttman, H. J. de Koning, and H. J. Simonsz, "Rotterdam amblyopia screening effectiveness study: detection and causes of amblyopia in a large birth cohort," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 51, no. 7, pp. 3476–3484, Jul. 2010.
- [3] J. Cooper and J. Feldman, "Depth perception in strabismus," *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 65, no. 7, p. 510, Jul. 1981.
- [4] A. R. Elkington and P. T. Khaw, "ABC of eyes. Squint," *Brit. Med. J.*, vol. 297, no. 6648, pp. 608–611, Sep. 1988.
- [5] S. R. Hatt, D. A. Leske, P. A. Kirgis, E. A. Bradley, and J. M. Holmes, "The effects of strabismus on quality of life in adults," *Am. J. Ophthalmol.* vol. 144, no. 5, pp. 643–647, Nov. 2007.
- [6] B. W. Arthur, J. T. Smith, and W. E. Scott, "Long-term stability of alignment in the monofixation syndrome," *J. Pediatr. Ophthalmol. Strabismus*, vol. 26, no. 5, pp. 224–231, Oct. 1989.
- [7] P. M. Edelman and M. S. Borchert, "Visual outcome in high hypermetropia," *J. AAPOS*, vol. 1, no. 3, pp. 147–150, Sep. 1997.
- [8] E. E. Birch, S. Fawcett, and D. R. Stager, "Why does early surgical alignment improve stereoacuity outcomes in infantile esotropia?" *J. AAPOS*. vol. 4, no. 1, pp. 10–14, Feb. 2000.
- [9] A. D. Abroms, B. G. Mohny, D. P. Rush, M. M. Parks, and P. Y. Tong, "Timely surgery in intermittent and constant exotropia for superior sensory outcome," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 131, no. 1, pp. 111–116, Jan. 2001.
- [10] S. Burachokeyiwat, S. Tengtrisorn, and S. Kanok-kantapong, "A review of 5 years exotropia surgery outcome in Songklanagarind hospital," *Songkla. Med. J.*, vol. 27, no. 1, pp. 1-9, Jun. 2009.

- [11] S. Tengtrisorn, "The normal range of central corneal light reflex ratio in Thai children," *J. Med. Assoc. Thai*, vol. 95, no. 3, pp. 418–422, Mar. 2012.
- [12] สุรพงษ์ ดวงรัตน์, จักษุวิทยาเรื่องตาเข, เชียงใหม่: ชนบรรณการพิมพ์ เชียงใหม่, 2532.
- [13] J. M. Miller, M. Mellinger, J. Greivenkemp, and K. Simons, "Videographic Hirschberg measurement of simulated strabismic deviations.," *Invest. Opth. Vis. Sci.*, vol. 34, no. 11, pp. 3220–3229, Oct. 1993.
- [14] Healthwise Staff. (2011, March 14). [online]. Available: <http://www.uofmhealth.org/health-library/zm6098>
- [15] J. D. S. de Almeida, A. C. Silva, A. C. de Paiva, and J. A. M. Teixeira, "Computational methodology for automatic detection of strabismus in digital images through Hirschberg test," *Comput. Biol. Med.*, vol. 42, no. 1, pp. 135–146, Jan. 2012.
- [16] C.-W. Tan and A. Kumar, "Unified framework for automated iris segmentation using distantly acquired face images," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 21, no. 9, pp. 4068–4079, 2012.
- [17] C. A. Perez, V. A. Lazcano, and P. A. Estevez, "Real-time iris detection on coronal-axis-rotated faces," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. B, Cybern.*, vol. 37, no. 5, pp. 971–978, Sep. 2007.
- [18] A. Hanbury, "Constructing cylindrical coordinate colour spaces," *Pattern Recogn. Lett.*, vol. 29, no. 4, pp. 494–500, Mar. 2008.
- [19] A. Cheddad, D. Mohamad, and A. A. Manaf, "Exploiting Voronoi diagram properties in face segmentation and feature extraction," *Pattern Recogn.*, vol. 41, no. 12, pp. 3842–3859, Dec. 2008.
- [20] S. K. Lam, C. Y. Yeong, C. T. Yew, W. S. Chai, and S. A. Suandi, "A Study on Similarity Computations in Template Matching Technique for Identity Verification," *International Journal on Computer Science & Engineering.*, vol. 2, no. 8, pp. 2659–2665, Dec. 2010.
- [21] J. G. Daugman, "High confidence visual recognition of persons by a test of statistical independence," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 15, no. 11, pp. 1148–1161, 1993.
- [22] R. P. Wildes, "Iris recognition: an emerging biometric technology," *Proceedings of the IEEE*, vol. 85, no. 9, pp. 1348–1363, 1997.

- [23] Q. Tian, H. Qu, L. Zhang, and R. Zong, "Personal identity recognition approach based on iris pattern," in *State of the art in Biometrics*, J. Yang, Ed. InTech, 2011.
- [24] F. Jan, I. Usman, and S. Agha, "Reliable iris localization using Hough transform, histogram-bisection, and eccentricity," *Signal Processing*, vol. 93, no. 1, pp. 230–241, Jan. 2013.
- [25] S. Pundlik, D. Woodard, and S. Birchfield, "Iris segmentation in non-ideal images using graph cuts," *Image Vision Comput.*, vol. 28, no. 12, pp. 1671–1681, Dec. 2010.
- [26] Y. Chen, M. Adjouadi, C. Han, J. Wang, A. Barreto, N. Rishe, and J. Andrian, "A highly accurate and computationally efficient approach for unconstrained iris segmentation," *Image Vision Comput.*, vol. 28, no. 2, pp. 261–269, Feb. 2010.
- [27] A. Ibraheem, M. Hasan, Z. Khan, K. Mishra, "Understanding Color Models: A Review," *ARPN Journal of Science and Technology.*, vol. 2, no.3, Apr. 2012.
- [28] L. Fehrmann. (2011, August 24). [online]. Available: http://wiki.awf.forst.uni-goettingen.de/wiki/index.php/image_fusion_using_color_transformations
- [29] Wikimedia Foundation. (2014, January 24). [online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/HSL_and_HSV
- [30] N. Otsu, "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, vol. 9, no. 1, Jan. 1979.
- [31] X. Bai, F. Zhou, and Y. Xie, "New class of top-hat transformation to enhance infrared small targets," *J. Electron. Imaging*, vol. 17, no. 3, pp. 030501–030501–3, May 2008.
- [32] H. Zhou, J. Wu, J. Zhang, "Morphological Image Processing" in *Digital Image Processing: Part II, BoBoCoAe, HZ, JW, JZ and Ventus*, 2010, pp. 30-61.
- [33] S. J. Ming. (2003, October 21). [online]. Available: http://utam.gg.utah.edu/tomo03/03_mid/HTML/node120.html
- [34] Y. Satoh and S. Igarashi, "Robust Image Registration Using Selective Correlation Coefficient," *IAPR*, pp.231-235, Nov. 2000.
- [35] J. Fan, K. P. Chau, X. Wan, L. Zhai, and E. Lau, "Prediction of facial attractiveness from facial proportions," *Pattern Recog.*, vol. 45, no. 6, pp. 2326–2334, Jun. 2012.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก
ผลการประเมินประสิทธิภาพในการตรวจจับตำแหน่ง
เปรียบเทียบกับ การตรวจจับด้วยมือ

ชื่อภาพ	ผลเฉลี่ยจากผู้เชี่ยวชาญ						ผลการตรวจรับจากโปรแกรม						ผลต่างระหว่างสองวิธี					
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
001-11	855	882	903	1152	1173	1199	854	882	903	1152	1173	1199	1	0	0	0	0	0
001-21	842	869	890	1144	1162	1190	840	870	889	1145	1162	1189	2	0	1	-1	0	1
002-11	861	884	904	1126	1149	1172	859	884	904	1127	1149	1172	2	0	0	-1	0	0
002-21	857	882	901	1127	1146	1171	858	882	900	1127	1147	1170	-1	1	1	0	0	1
003-11	848	875	900	1103	1127	1154	849	876	899	1103	1127	1153	-1	0	1	0	0	1
003-21	845	873	896	1103	1127	1155	845	873	896	1103	1127	1153	0	0	0	0	0	2
004-11	850	877	898	1108	1130	1156	851	877	899	1107	1130	1156	-1	0	-1	1	1	0
004-21	856	882	904	1119	1139	1165	857	882	904	1118	1139	1165	-1	0	0	1	0	0
005-11	861	887	910	1133	1156	1182	861	887	910	1132	1156	1181	0	0	0	1	0	1
005-21	880	907	928	1157	1178	1206	880	907	927	1157	1179	1205	0	0	1	0	0	1
006-11	880	907	927	1162	1184	1211	879	907	928	1160	1184	1211	1	0	-1	2	0	0
006-21	880	907	928	1168	1188	1214	879	907	927	1168	1188	1217	1	0	1	0	0	3
007-11	876	901	924	1144	1166	1190	877	901	923	1144	1166	1190	-1	0	1	0	0	0
007-21	878	903	924	1146	1168	1190	878	903	924	1146	1168	1192	0	0	0	0	0	2
008-11	911	935	957	1164	1186	1210	910	935	957	1164	1186	1209	1	0	0	0	0	1
008-21	912	936	957	1165	1186	1209	911	936	958	1164	1187	1209	1	0	-1	1	0	0
009-11	930	956	978	1176	1198	1222	930	956	978	1175	1198	1223	0	0	0	1	1	1
009-21	925	952	974	1170	1194	1219	926	952	973	1171	1194	1218	-1	0	1	-1	0	1
010-11	916	939	960	1178	1198	1220	916	939	960	1177	1198	1221	0	0	0	1	0	1
010-21	926	948	968	1185	1207	1231	926	948	969	1186	1207	1230	0	0	-1	-1	0	1
011-11	838	863	885	1090	1114	1138	838	863	885	1088	1114	1138	0	0	0	2	0	0
011-21	839	864	887	1094	1115	1141	839	865	887	1094	1115	1142	0	0	0	0	0	1
012-11	877	904	925	1140	1162	1187	878	905	926	1141	1162	1187	-1	0	-1	-1	0	0
012-21	879	904	925	1141	1162	1186	878	904	926	1140	1163	1187	1	0	-1	1	0	1
013-11	868	893	915	1134	1157	1182	866	893	914	1134	1157	1182	2	0	1	0	1	0
013-21	869	895	915	1139	1159	1185	868	895	915	1138	1160	1185	1	0	0	1	-1	0
014-11	856	881	902	1102	1123	1148	856	881	902	1101	1123	1147	0	0	0	1	0	1
014-21	860	883	906	1105	1125	1150	860	883	905	1105	1125	1150	0	0	1	0	0	0
015-11	895	922	944	1168	1193	1218	894	922	945	1168	1193	1218	1	0	-1	0	0	0
015-21	894	921	945	1168	1193	1218	894	921	945	1167	1192	1218	0	0	0	1	1	0
016-11	898	924	946	1161	1182	1210	898	924	946	1160	1182	1209	0	0	0	1	0	1
016-21	896	921	944	1159	1180	1206	896	921	943	1159	1180	1206	0	0	1	0	0	0
017-11	879	905	927	1152	1178	1204	879	905	929	1154	1178	1204	0	0	-2	-2	0	0
017-21	874	902	924	1155	1178	1205	875	901	924	1157	1180	1205	-1	1	0	-2	-1	0
018-11	885	910	932	1138	1162	1187	884	909	931	1138	1162	1186	1	1	1	0	0	1
018-21	877	904	922	1136	1159	1182	877	903	922	1136	1159	1182	0	1	0	0	0	0
019-11	870	898	920	1139	1162	1187	871	898	919	1139	1162	1188	-1	0	1	0	0	1
019-21	875	903	923	1152	1171	1199	875	903	924	1151	1172	1199	0	0	-1	1	-1	0
020-11	836	860	881	1095	1116	1141	835	861	881	1093	1116	1140	1	0	0	2	0	1
020-21	834	858	878	1094	1115	1138	834	859	878	1094	1115	1139	0	0	0	0	0	1
021-11	864	891	912	1119	1142	1169	864	892	912	1120	1142	1168	0	0	0	-1	0	1
021-21	863	893	911	1125	1146	1174	864	892	911	1125	1146	1173	-1	1	0	0	0	1

ชื่อภาพ	ผลเฉลี่ยจากผู้เชี่ยวชาญ						ผลการตรวจจ็บบจากโปรแกรม						ผลต่างระหว่างสองวิธี					
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
021-21	863	893	911	1125	1146	1174	864	892	911	1125	1146	1173	-1	1	0	0	0	1
022-11	814	840	861	1087	1109	1135	814	840	862	1086	1110	1135	0	0	-1	1	0	0
022-21	783	811	829	1063	1084	1109	784	811	830	1063	1085	1109	-1	0	-1	0	0	0
023-11	801	828	850	1076	1101	1127	801	827	851	1075	1100	1126	0	1	-1	1	1	1
023-21	791	819	841	1073	1096	1122	791	819	840	1072	1096	1122	0	0	1	1	0	0
024-11	796	822	845	1055	1079	1103	797	822	845	1055	1078	1103	-1	0	0	0	1	0
024-21	795	824	844	1060	1082	1106	797	823	843	1059	1082	1107	-2	1	1	1	0	1
025-11	804	833	857	1085	1109	1135	803	833	858	1085	1110	1135	1	0	-1	0	0	0
025-21	801	831	853	1088	1112	1139	802	831	854	1088	1112	1138	-1	0	-1	0	0	1
026-11	780	806	826	1058	1079	1103	780	806	827	1058	1080	1103	0	0	-1	0	-1	0
026-21	785	809	833	1063	1084	1108	785	810	831	1063	1084	1107	0	0	2	0	0	1
027-11	793	820	843	1044	1069	1095	793	820	844	1044	1070	1096	0	0	-1	0	0	1
027-21	789	818	839	1047	1071	1098	789	818	839	1046	1071	1097	0	0	0	1	0	1
028-11	756	782	803	1016	1039	1064	756	782	804	1017	1040	1064	0	1	-1	-1	-1	0
028-21	737	767	786	1001	1024	1049	739	767	785	1002	1025	1049	-2	0	1	-1	-1	0
029-11	781	805	826	1026	1047	1072	781	805	826	1025	1047	1072	0	0	0	1	0	0
029-21	778	804	823	1030	1049	1076	778	804	823	1029	1049	1075	0	0	0	1	0	1
031-11	898	923	943	1141	1162	1186	898	923	943	1141	1162	1186	0	0	0	0	1	0
031-21	894	921	941	1144	1163	1188	895	921	941	1144	1163	1188	-1	0	0	0	0	0
032-11	868	894	914	1145	1166	1192	867	894	914	1144	1166	1191	1	0	0	1	0	1
032-21	863	892	909	1148	1166	1194	863	891	909	1146	1166	1193	0	1	0	2	0	1
033-11	888	915	937	1142	1165	1190	888	915	937	1142	1166	1190	0	0	0	0	0	0
033-21	885	913	934	1145	1166	1193	886	913	934	1145	1167	1192	-1	0	0	0	0	1
034-11	867	893	916	1183	1205	1231	866	893	914	1183	1205	1232	1	0	2	0	0	1
034-21	864	892	911	1183	1202	1229	865	892	911	1184	1202	1230	-1	1	0	-1	0	1
035-11	876	904	925	1132	1155	1181	878	904	925	1134	1156	1181	-2	0	0	-2	0	0
035-21	878	905	924	1140	1160	1187	878	905	924	1140	1161	1187	0	0	0	0	0	0
036-11	858	883	906	1089	1113	1138	858	882	905	1089	1112	1136	0	1	1	0	1	2
036-21	851	878	898	1087	1109	1134	852	878	898	1087	1109	1133	-1	0	0	0	0	1
037-11	855	881	905	1126	1150	1177	855	881	905	1127	1150	1175	0	0	0	-1	0	2
037-21	843	872	894	1118	1142	1169	844	872	894	1120	1142	1169	-1	1	0	-2	0	0
038-11	862	888	910	1122	1144	1169	863	888	910	1121	1144	1169	-1	0	0	1	0	0
038-21	861	887	909	1122	1145	1172	861	887	908	1123	1145	1171	0	0	1	-1	0	1
039-21	858	884	906	1137	1159	1184	858	884	905	1137	1159	1184	0	0	1	0	0	0
039-21	850	879	898	1136	1158	1186	852	879	898	1136	1157	1185	-2	0	0	0	1	1
040-11	865	891	917	1123	1147	1173	865	891	916	1121	1147	1173	0	0	1	2	0	0
040-21	860	889	910	1125	1147	1173	861	889	910	1123	1148	1174	-1	1	0	2	0	1
041-11	861	886	908	1115	1139	1164	861	886	908	1116	1139	1163	0	0	0	-1	0	1
041-21	860	887	909	1115	1139	1164	862	886	908	1116	1139	1163	-2	1	1	-1	0	1
042-11	844	871	896	1116	1142	1168	845	871	895	1117	1142	1167	-1	0	1	-1	0	1
042-21	844	871	894	1117	1143	1169	844	871	894	1117	1143	1169	0	0	0	0	0	0
043-11	854	882	904	1129	1154	1179	855	882	903	1130	1153	1179	-1	0	1	-1	1	0
043-21	853	883	903	1137	1158	1185	855	883	902	1136	1159	1184	-2	0	1	1	0	1
044-11	813	840	862	1087	1110	1137	814	840	862	1086	1110	1134	-1	0	0	1	0	3
044-21	822	851	870	1101	1124	1150	822	851	870	1101	1124	1150	0	0	0	0	0	0
045-11	823	848	870	1072	1094	1119	823	848	870	1072	1094	1119	0	0	0	0	0	0
045-21	823	850	870	1077	1099	1125	823	850	869	1078	1098	1124	0	0	1	-1	1	1
046-11	818	845	870	1084	1110	1136	818	844	868	1084	1109	1135	0	2	2	0	1	1

ชื่อภาพ	ผลเฉลี่ยจากผู้เชี่ยวชาญ						ผลการตรวจจ้งจากโปรแกรม						ผลต่างระหว่างสองวิธี					
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
046-21	811	840	861	1084	1108	1134	812	839	861	1085	1108	1134	-1	2	0	-1	0	0
047-11	804	831	852	1091	1115	1141	804	831	852	1091	1115	1141	0	0	0	0	0	0
047-21	799	827	847	1091	1115	1141	799	828	846	1093	1116	1141	0	0	1	-2	0	0
048-11	816	844	866	1111	1136	1163	816	844	865	1113	1136	1162	0	0	1	-2	0	1
048-21	809	839	857	1111	1134	1163	810	839	858	1112	1135	1161	-1	0	-1	-1	-1	2
049-11	803	830	853	1071	1094	1120	802	830	852	1072	1094	1119	1	0	1	-1	0	1
049-21	796	825	845	1069	1093	1119	795	825	845	1071	1094	1118	1	0	0	-2	0	1
050-11	811	838	862	1084	1109	1135	812	838	861	1085	1109	1134	-1	0	1	-1	0	1
050-21	810	838	859	1088	1112	1140	810	838	859	1089	1112	1139	0	0	0	-1	0	1
051-11	937	964	989	1203	1226	1253	938	965	988	1201	1226	1252	-1	0	1	2	0	1
051-21	936	963	985	1201	1224	1249	937	964	986	1199	1225	1249	-1	0	-1	2	0	0
052-11	935	961	985	1192	1218	1243	935	962	985	1192	1218	1243	0	0	0	0	0	0
052-21	936	962	986	1192	1217	1243	936	962	986	1192	1218	1242	0	0	0	0	0	1
053-11	926	952	977	1201	1225	1251	927	953	977	1200	1225	1251	-1	0	0	1	0	0
053-21	941	968	990	1219	1242	1269	943	969	991	1217	1242	1268	-2	-1	-1	2	0	1
054-11	944	971	991	1204	1224	1249	946	971	991	1204	1224	1249	-2	0	0	0	0	0
054-21	943	969	987	1206	1226	1250	943	969	988	1206	1226	1250	0	0	-1	0	0	0
055-11	964	991	1012	1219	1242	1267	966	991	1013	1218	1242	1268	-2	0	-1	1	0	1
055-21	960	987	1010	1216	1238	1264	962	987	1009	1214	1238	1263	-2	0	1	2	0	1
056-11	917	946	970	1222	1247	1275	918	946	969	1222	1247	1274	-1	0	1	0	0	1
056-21	925	953	977	1229	1254	1282	925	953	976	1229	1255	1281	0	0	1	0	0	1
057-11	941	968	988	1241	1263	1290	941	968	988	1241	1263	1289	0	0	0	0	1	1
057-21	934	961	982	1234	1256	1283	935	961	982	1234	1256	1282	-1	0	0	0	1	1
058-11	964	989	1010	1206	1228	1254	964	989	1010	1206	1228	1252	0	0	0	0	0	2
058-21	963	989	1010	1207	1229	1253	964	989	1010	1207	1228	1253	-1	0	0	0	1	0
059-11	970	997	1020	1238	1261	1289	970	997	1019	1239	1261	1289	0	0	1	-1	0	0
060-11	1080	1108	1132	1351	1374	1402	1081	1108	1131	1351	1375	1401	-1	0	1	0	0	1
060-21	1079	1108	1130	1350	1374	1401	1080	1108	1131	1350	1374	1400	-1	0	-1	0	0	1
061-11	1055	1081	1103	1316	1338	1364	1056	1081	1101	1316	1338	1363	-1	0	2	0	0	1
061-21	1053	1081	1102	1315	1337	1363	1055	1081	1100	1315	1337	1362	-2	0	2	0	0	1
062-11	1030	1057	1081	1320	1347	1373	1030	1058	1081	1321	1347	1372	0	0	0	-1	0	1
062-21	1031	1059	1083	1329	1352	1380	1032	1059	1083	1329	1352	1379	-1	0	0	0	0	1
063-11	1032	1057	1082	1307	1331	1356	1031	1057	1081	1306	1331	1356	1	0	1	1	0	0
063-21	1030	1056	1079	1309	1332	1360	1030	1056	1079	1309	1332	1359	0	0	0	0	0	1
064-11	1031	1058	1081	1323	1348	1373	1031	1058	1081	1323	1348	1373	0	0	0	0	0	0
064-21	1031	1058	1080	1330	1351	1380	1031	1058	1080	1329	1353	1379	0	0	0	1	-1	1
065-11	1033	1060	1084	1317	1341	1365	1034	1061	1083	1317	1340	1366	-1	-1	1	0	1	1
065-21	1037	1065	1086	1326	1347	1375	1037	1065	1086	1326	1348	1375	0	0	0	0	0	0
066-11	996	1020	1043	1303	1326	1350	996	1021	1042	1303	1326	1350	0	-1	1	0	0	0
066-21	992	1019	1041	1300	1324	1349	994	1019	1040	1299	1324	1348	-2	0	1	1	0	1
067-11	1025	1053	1076	1303	1327	1353	1025	1053	1075	1302	1327	1352	0	0	1	1	0	1
067-21	1017	1044	1067	1294	1319	1346	1016	1044	1067	1295	1319	1345	1	0	0	-1	0	1
068-11	945	971	993	1247	1270	1295	945	971	993	1247	1270	1296	0	0	0	0	0	1
068-21	945	972	993	1244	1268	1294	946	971	991	1245	1268	1294	-1	1	2	-1	0	0
069-11	957	983	1003	1208	1228	1254	956	983	1003	1207	1228	1252	1	0	0	1	0	2
069-21	957	984	1002	1209	1228	1253	957	984	1002	1208	1228	1252	0	0	0	1	0	1
070-11	968	998	1022	1232	1257	1288	968	998	1021	1233	1258	1287	0	0	1	-1	0	1
070-21	951	983	1005	1216	1241	1270	952	983	1006	1216	1240	1270	-1	0	-1	0	1	0

ชื่อภาพ	ผลเฉลี่ยจากผู้เชี่ยวชาญ						ผลการตรวจจึบจากโปรแกรม						ผลต่างระหว่างสองวิธี					
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
071-11	971	997	1019	1215	1239	1264	972	998	1019	1215	1239	1264	-1	0	0	0	1	0
071-21	958	986	1005	1209	1231	1256	959	986	1005	1207	1231	1256	-1	0	0	2	0	0
072-11	947	972	992	1234	1257	1281	948	971	993	1234	1257	1281	-1	1	-1	0	0	0
072-21	946	971	991	1237	1258	1284	947	970	992	1238	1258	1283	-1	1	-1	-1	0	1
073-11	1057	1085	1110	1348	1374	1399	1057	1085	1110	1348	1374	1400	0	0	0	0	0	1
073-21	1063	1089	1115	1354	1378	1406	1063	1089	1115	1354	1378	1406	0	0	0	0	0	0
074-11	1073	1097	1118	1330	1351	1375	1073	1097	1118	1331	1351	1374	0	0	0	-1	0	1
074-21	1072	1097	1117	1329	1348	1373	1073	1097	1116	1329	1348	1373	-1	0	1	0	0	0
075-11	1065	1089	1113	1306	1328	1353	1065	1089	1113	1305	1327	1354	0	0	0	1	1	1
075-21	1063	1087	1111	1304	1325	1352	1064	1088	1111	1304	1325	1351	-1	0	0	0	0	1
076-11	982	1011	1036	1239	1265	1293	983	1011	1036	1239	1265	1292	-1	0	0	0	0	1
076-21	985	1014	1040	1243	1268	1297	987	1015	1039	1243	1268	1296	-2	0	1	0	0	1
077-11	982	1007	1027	1240	1261	1286	983	1007	1027	1240	1261	1285	-1	0	0	0	0	1
077-21	969	994	1013	1226	1246	1271	969	994	1013	1225	1247	1270	0	0	0	1	0	1
078-11	1047	1074	1096	1314	1340	1368	1047	1074	1096	1316	1340	1366	0	0	0	-2	0	2
078-21	1044	1072	1093	1319	1343	1370	1044	1073	1093	1319	1343	1370	0	0	0	0	0	0
080-11	1031	1058	1081	1289	1313	1340	1032	1058	1081	1287	1314	1340	-1	0	0	2	-1	0
080-21	1034	1061	1084	1300	1320	1348	1035	1062	1084	1299	1320	1348	-1	0	0	1	0	0
081-21	1041	1067	1089	1311	1334	1359	1040	1068	1089	1310	1334	1358	1	-1	0	1	0	1
082-11	1032	1059	1082	1302	1327	1353	1031	1058	1080	1303	1327	1354	1	1	2	-1	0	1
082-21	1019	1046	1068	1294	1316	1343	1019	1047	1068	1293	1316	1342	0	0	0	1	0	1
083-11	1101	1127	1149	1383	1405	1430	1102	1127	1149	1382	1406	1430	-1	0	0	1	0	0
083-21	1095	1121	1143	1376	1399	1424	1095	1122	1143	1377	1400	1424	0	0	0	-1	0	0
084-11	1101	1126	1148	1387	1410	1435	1101	1126	1147	1388	1410	1434	0	0	1	-1	0	1
084-21	1099	1125	1147	1392	1411	1437	1100	1125	1145	1392	1412	1437	-1	0	2	0	0	0
085-11	1102	1128	1150	1384	1406	1432	1102	1128	1149	1384	1406	1431	0	0	1	0	0	1
085-21	1101	1128	1149	1387	1408	1435	1102	1128	1149	1387	1408	1434	-1	0	0	0	0	1
086-11	1088	1114	1136	1370	1393	1417	1089	1114	1135	1370	1393	1416	-1	0	1	0	0	1
086-21	1092	1116	1138	1373	1397	1421	1092	1116	1138	1374	1397	1421	0	0	0	-1	1	0
087-11	1107	1134	1157	1372	1397	1422	1107	1134	1157	1372	1398	1423	0	0	0	0	0	1
087-21	1106	1133	1155	1373	1397	1422	1106	1133	1155	1373	1397	1422	0	0	0	0	0	0
88_11	945	972	997	1229	1252	1279	944	973	995	1229	1252	1278	1	0	2	0	0	1
88_12	954	983	1005	1242	1263	1291	954	983	1004	1242	1263	1290	0	0	1	0	0	1
88_21	954	982	1006	1243	1264	1293	955	982	1005	1243	1263	1292	-1	0	1	0	1	1
89_11	911	940	965	1184	1210	1238	911	940	966	1182	1210	1237	0	0	-1	2	0	1
89_21	891	922	945	1171	1197	1225	893	922	944	1170	1197	1224	-2	0	1	1	0	1
90_11	895	921	944	1149	1176	1200	896	921	944	1151	1176	1201	-1	0	0	-2	0	1
90_21	908	933	955	1158	1183	1207	908	933	956	1158	1183	1207	0	0	-1	0	1	0
91_11	918	944	968	1167	1190	1215	919	944	967	1167	1190	1214	-1	0	1	0	0	1
91_21	910	938	960	1161	1184	1210	911	938	960	1162	1185	1210	-1	0	0	-1	0	0
92_11	878	907	930	1171	1195	1222	880	907	929	1171	1195	1220	-2	0	1	0	0	2
92_21	880	908	932	1172	1196	1222	881	908	931	1173	1196	1222	-1	0	1	-1	0	0
93_11	880	907	929	1158	1182	1208	880	908	931	1158	1183	1208	0	0	-2	0	0	0
93_21	883	910	933	1161	1185	1210	883	910	933	1160	1185	1210	0	1	0	1	0	0
94_11	887	913	936	1148	1172	1197	886	913	937	1148	1172	1197	1	0	-1	0	0	0
94_21	881	909	934	1146	1171	1197	880	909	933	1147	1172	1197	1	0	1	-1	0	0
95_11	836	863	889	1142	1168	1195	836	863	889	1143	1168	1195	0	0	0	-1	0	0
95_21	840	867	890	1155	1176	1205	840	867	890	1155	1176	1203	0	0	0	0	0	2

ชื่อภาพ	ผลเฉลี่ยจากผู้เชี่ยวชาญ						ผลการตรวจจับจากโปรแกรม						ผลต่างระหว่างสองวิธี					
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F
96_11	878	905	927	1145	1169	1196	878	904	928	1144	1169	1195	0	1	-1	1	0	1
96_21	877	904	926	1142	1166	1192	878	904	927	1142	1167	1192	-1	0	-1	0	0	0
97_11	807	833	856	1066	1089	1115	807	833	855	1066	1089	1112	0	0	1	0	0	3
97_21	807	830	855	1064	1086	1113	807	830	854	1064	1086	1110	0	0	1	0	0	3
98_11	785	812	835	1035	1060	1086	786	813	834	1036	1060	1087	-1	0	1	-1	0	1
98_21	792	820	842	1042	1067	1093	793	819	840	1043	1067	1093	-1	1	2	-1	0	0
99_11	851	879	902	1136	1159	1187	852	879	903	1136	1159	1187	-1	0	-1	0	0	0
99_21	849	877	901	1134	1158	1186	849	878	901	1135	1159	1185	0	0	0	-1	0	1
100_11	870	895	918	1105	1129	1155	870	896	918	1106	1129	1155	0	0	0	-1	0	0
100_21	867	893	916	1102	1127	1154	868	893	915	1104	1127	1152	-1	0	1	-2	0	2
101_11	864	890	911	1110	1134	1158	863	890	910	1111	1134	1158	1	0	1	-1	0	0
101_21	864	889	909	1110	1132	1158	862	889	910	1110	1133	1157	2	0	-1	0	0	1
102_11	796	819	839	1082	1103	1126	795	820	839	1080	1103	1126	1	0	0	2	0	0
102_21	803	829	848	1098	1115	1142	804	829	848	1098	1115	1141	-1	0	0	0	0	1
103_11	816	840	865	1078	1101	1126	815	840	869	1079	1101	1126	1	0	-4	-1	0	0
103_21	811	839	860	1082	1104	1129	812	839	859	1079	1104	1129	-1	0	1	3	0	0
104_11	832	857	880	1077	1101	1126	832	857	879	1077	1100	1125	0	1	1	0	1	1
104_21	835	861	884	1079	1103	1129	836	860	883	1079	1103	1128	-1	1	1	0	0	1
105_11	848	876	899	1101	1126	1152	849	876	898	1102	1126	1152	-1	0	1	-1	0	0
105_21	846	874	896	1102	1124	1151	846	874	895	1102	1124	1151	0	0	1	0	0	0
106_11	836	863	885	1138	1161	1186	836	863	885	1137	1161	1186	0	0	0	1	0	0
106_21	836	863	886	1137	1161	1186	837	863	885	1139	1162	1185	-1	0	1	-2	-1	1
108_21	832	859	878	1123	1144	1171	832	859	878	1124	1144	1170	0	1	0	-1	0	1
109_11	819	845	870	1100	1125	1151	819	845	870	1100	1125	1152	0	0	0	0	1	1
109_21	822	851	872	1107	1131	1159	822	850	872	1108	1131	1158	0	1	0	-1	0	1
110_11	833	860	882	1100	1122	1150	833	860	882	1100	1122	1149	0	0	0	0	0	1
110_21	832	860	882	1099	1122	1148	833	860	881	1100	1121	1148	-1	0	1	-1	1	0
111_11	866	894	918	1113	1136	1162	868	894	916	1113	1136	1162	-2	0	2	0	0	0
111_21	868	896	918	1123	1144	1174	868	895	918	1124	1144	1172	0	1	0	-1	1	2
112_11	825	853	878	1119	1144	1172	825	854	877	1122	1144	1171	0	0	1	-3	1	1
112_21	831	859	883	1126	1151	1178	831	859	882	1126	1151	1178	0	0	1	0	0	0

ภาคผนวก ข

ผลการคำนวณและการจำแนกประเภทตาเขด้วยวิธี CCLRR

และ SMI เปรียบเทียบกับเฉลยจากผู้เชี่ยวชาญ

ที่ระยะมองใกล้-ไกล และรวมทั้งสองระยะ

รูป	ผลเฉลยจากผู้ใช้สามัญ			CCLRR		ผลการวิเคราะห์จาก CCLRR			SMI				ผลการวิเคราะห์จาก SMI		
	ใกล้	ไกล	รวม	ใกล้	ไกล	ใกล้	ไกล	รวม	ซ้ายใกล้	ขวาใกล้	ซ้ายไกล	ขวาไกล	ระยะใกล้	ระยะไกล	รวม
1_016	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.3627	0.3280	Exotropia	Exotropia	Exotropia	13.2172	-1.2168	16.8251	-1.6164	Exotropia	Exotropia	Exotropia
1_024	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4393	0.4277	normal	normal	normal	1.6729	-4.4235	2.1536	-5.1869	Exotropia	Exotropia	Exotropia
1_031	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4531	0.4443	normal	normal	normal	2.6786	-2.0000	-1.4045	-7.2052	normal	Exotropia	Exotropia
1_038	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4444	0.4113	normal	normal	normal	1.4440	-4.2727	2.1003	-6.9168	Exotropia	Exotropia	Exotropia
1_041	normal	normal	normal	0.4653	0.4655	normal	normal	normal	1.9590	-1.5152	2.2500	-1.1950	normal	normal	normal
1_047	normal	normal	normal	0.4633	0.4494	normal	normal	normal	2.1853	-1.4826	1.8224	-3.2524	normal	normal	normal
1_055	normal	normal	normal	0.4771	0.4442	normal	normal	normal	0.4425	-1.8240	1.0227	-4.6226	normal	Exotropia	Exotropia
1_057	normal	normal	normal	0.4573	0.4346	normal	normal	normal	1.8900	-2.3810	2.5322	-4.0084	normal	Exotropia	Exotropia
1_063	normal	normal	normal	0.4814	0.4699	normal	normal	normal	1.0246	-0.8416	-0.0484	-3.0911	normal	normal	normal
1_065	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4471	0.4428	normal	normal	normal	2.6986	-2.5956	2.9954	-2.7293	normal	Exotropia	Exotropia
1_066	normal	normal	normal	0.4485	0.4529	normal	normal	normal	3.2258	-1.9504	2.7500	-1.9737	normal	normal	normal
1_068	Exotropia	normal	Exotropia	0.4728	0.4731	normal	normal	normal	1.5476	-1.1759	-0.4697	-3.1893	normal	normal	normal
1_082	normal	normal	normal	0.4576	0.4523	normal	normal	normal	2.4549	-1.7787	2.5449	-2.2135	normal	normal	normal
1_083	normal	normal	normal	0.4712	0.4689	normal	normal	normal	1.2897	-1.5890	0.1889	-2.9487	normal	normal	normal
1_087	normal	normal	normal	0.4549	0.4550	normal	normal	normal	3.2653	-1.2749	-0.6550	-5.3324	normal	normal	normal
1_090	normal	normal	normal	0.4475	0.4333	normal	normal	normal	2.5449	-2.7062	2.0833	-4.6009	normal	Exotropia	Exotropia
1_091	normal	normal	normal	0.4720	0.4639	normal	normal	normal	1.7123	-1.0722	0.5172	-3.0837	normal	normal	normal
1_096	normal	normal	normal	0.4846	0.4684	normal	normal	normal	1.2795	-0.2556	1.1364	-2.0224	normal	normal	normal
1_097	normal	normal	normal	0.4749	0.4621	normal	normal	normal	2.1429	-0.3459	2.8912	-0.9382	normal	normal	normal
1_101	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4512	0.4512	normal	normal	normal	3.4038	-1.4526	2.0023	-2.8816	normal	normal	normal
1_102	normal	normal	normal	0.4436	0.4392	normal	normal	normal	2.6000	-3.0488	-0.4717	-6.6957	normal	Exotropia	Exotropia
1_105	normal	normal	normal	0.4490	0.4347	normal	normal	normal	3.2552	-1.8793	1.9939	-4.5802	normal	Exotropia	Exotropia
1_109	normal	normal	normal	0.4549	0.4779	normal	normal	normal	0.7853	-3.7356	0.2700	-1.9142	normal	normal	normal
1_116	normal	normal	normal	0.4818	0.4534	normal	normal	normal	1.2963	-0.5300	0.5495	-4.1105	normal	normal	normal
1_117	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4025	0.4099	Exotropia	normal	Exotropia	7.6087	-2.2349	4.7325	-4.2857	Exotropia	Exotropia	Exotropia
1_118	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4462	0.4244	normal	normal	normal	3.1522	-2.2088	-0.3589	-8.0629	normal	Exotropia	Exotropia
1_121	normal	normal	normal	0.4710	0.4594	normal	normal	normal	1.4432	-1.4579	1.2222	-2.8465	normal	normal	normal
1_131	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4473	0.4296	normal	normal	normal	1.0042	-4.3436	3.2460	-3.7921	Exotropia	Exotropia	Exotropia
1_136	normal	normal	normal	0.4515	0.4452	normal	normal	normal	2.6498	-2.2016	2.1971	-3.2710	normal	normal	normal
1_137	normal	normal	normal	0.4660	0.4647	normal	normal	normal	1.0128	-2.3836	0.2971	-3.2209	normal	normal	normal
1_139	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4750	0.4664	normal	normal	normal	1.2850	-1.2208	1.9880	-1.3889	normal	normal	normal
1_140	normal	normal	normal	0.4602	0.4362	normal	normal	normal	2.2959	-1.6878	3.2534	-3.1250	normal	Exotropia	Exotropia
1_147	normal	normal	normal	0.4501	0.4604	normal	normal	normal	2.7883	-2.2014	1.4332	-2.5349	normal	normal	normal
1_153	normal	normal	normal	0.4688	0.4625	normal	normal	normal	0.7141	-2.3565	0.7531	-3.0268	normal	normal	normal
1_156	normal	normal	normal	0.4486	0.4492	normal	normal	normal	2.9066	-2.2279	3.7639	-1.3156	normal	normal	normal
1_159	Esotropia	Esotropia	Esotropia	0.5513	0.5213	Esotropia	Esotropia	Esotropia	2.1667	8.2071	4.1563	6.9088	Esotropia	Esotropia	Esotropia
2_001	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4495	0.4715	normal	normal	normal	1.6768	-3.4038	0.0000	-2.7778	normal	normal	normal
2_002	normal	normal	normal	0.4545	0.4586	normal	normal	normal	2.1499	-2.4038	0.9219	-3.2776	normal	normal	normal
2_003	normal	normal	normal	0.4608	0.4545	normal	normal	normal	2.2182	-1.6908	2.2622	-2.2861	normal	normal	normal
2_006	Exotropia	normal	Exotropia	0.4641	0.4490	normal	normal	normal	1.5873	-2.0115	1.3658	-3.7671	normal	normal	normal
2_007	normal	normal	normal	0.4905	0.4547	normal	normal	normal	1.6026	0.6180	2.1429	-2.3904	normal	normal	normal
2_014	normal	normal	normal	0.4463	0.4382	normal	normal	normal	2.8557	-2.5137	1.2635	-4.9591	normal	Exotropia	Exotropia
2_015	normal	normal	normal	0.4783	0.4743	normal	normal	normal	1.8924	-0.3138	0.4525	-2.0713	normal	normal	normal
2_021	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4262	0.3996	Exotropia	Exotropia	Exotropia	-1.1236	-8.9552	7.2404	-2.8226	Exotropia	Exotropia	Exotropia
2_023	normal	normal	normal	0.4682	0.4665	normal	normal	normal	2.2285	-0.9516	1.2972	-2.0642	normal	normal	normal

2_024	normal	normal	normal	0.4831	0.4460	normal	normal	normal	0.9091	-0.7848	3.0364	-2.3885	normal	normal	normal
2_025	normal	normal	normal	0.4722	0.4782	normal	normal	normal	0.2610	-2.5362	1.3499	-0.8317	normal	normal	normal
2_028	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4430	0.4219	normal	normal	normal	3.0418	-2.6596	4.4239	-3.3898	normal	Exotropia	Exotropia
2_030	normal	normal	normal	0.4600	0.4349	normal	normal	normal	2.3381	-1.6595	4.6959	-1.8737	normal	Exotropia	Exotropia
2_032	normal	normal	normal	0.4444	0.4457	normal	normal	normal	6.2914	0.7443	0.5583	-4.7741	normal	Exotropia	Exotropia
2_035	normal	normal	normal	0.4450	0.4470	normal	normal	normal	2.5551	-2.9438	3.0749	-2.2267	normal	normal	normal
2_038	normal	normal	normal	0.4734	0.4510	normal	normal	normal	2.1310	-0.5155	1.8240	-3.0961	normal	normal	normal
2_041	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4796	0.4664	normal	normal	normal	1.1165	-0.9291	1.8486	-1.5049	normal	normal	normal
2_044	normal	normal	normal	0.4837	0.4560	normal	normal	normal	1.2055	-0.4509	2.8032	-1.6355	normal	normal	normal
2_045	normal	normal	normal	0.4557	0.4432	normal	normal	normal	3.1437	-1.3014	3.7449	-1.9598	normal	normal	normal
2_046	normal	normal	normal	0.4740	0.4677	normal	normal	normal	0.4562	-2.1347	2.1154	-1.1290	normal	normal	normal
2_047	normal	normal	normal	0.4535	0.4516	normal	normal	normal	1.9231	-2.7273	2.5482	-2.2843	normal	normal	normal
2_048	normal	normal	normal	0.4768	0.4794	normal	normal	normal	1.0549	-1.2677	2.2237	0.2347	normal	normal	normal
2_049	normal	normal	normal	0.4758	0.4627	normal	normal	normal	1.9752	-0.4386	2.7096	-1.0171	normal	normal	normal
2_050	normal	normal	normal	0.4606	0.4477	normal	normal	normal	2.2917	-1.6432	1.9122	-3.3217	normal	normal	normal
2_051	normal	normal	normal	0.4686	0.4555	normal	normal	normal	2.1930	-0.9777	2.5140	-1.9341	normal	normal	normal
2_052	normal	normal	normal	0.4563	0.4695	normal	normal	normal	4.0598	-0.3582	1.4244	-1.6272	normal	normal	normal
2_053	normal	normal	normal	0.4934	0.4609	normal	normal	normal	1.1513	0.5556	3.0151	-0.9036	normal	normal	normal
2_054	normal	normal	normal	0.4364	0.4374	normal	normal	normal	3.9871	-2.3810	2.4017	-3.8828	normal	Exotropia	Exotropia
2_055	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4643	0.4689	normal	normal	normal	1.8061	-1.7621	1.4550	-1.6575	normal	normal	normal
2_056	normal	normal	normal	0.4524	0.4430	normal	normal	normal	1.1614	-3.6307	3.7115	-1.9912	normal	normal	normal
2_057	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4554	0.4728	normal	normal	normal	2.6627	-1.8085	1.7059	-1.0241	normal	normal	normal
2_058	normal	normal	normal	0.4505	0.4542	normal	normal	normal	2.7926	-2.1468	2.9026	-1.6529	normal	normal	normal
2_062	Exotropia	normal	Exotropia	0.4693	0.4687	normal	normal	normal	2.5362	-0.5814	1.3103	-1.8008	normal	normal	normal
2_064	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4813	0.4486	normal	normal	normal	2.7555	0.7895	3.4335	-1.7068	normal	normal	normal
2_067	normal	normal	normal	0.4545	0.4572	normal	normal	normal	2.5665	-2.0000	2.8207	-1.4130	normal	normal	normal
2_074	normal	normal	normal	0.4812	0.4480	normal	normal	normal	1.1996	-0.6732	2.5615	-2.6371	normal	normal	normal
2_076	Exotropia	normal	Exotropia	0.4578	0.4520	normal	normal	normal	1.9777	-2.2506	0.8850	-4.0354	normal	normal	normal
2_077	normal	normal	normal	0.4891	0.4573	normal	normal	normal	1.4331	0.3922	2.2978	-1.9685	normal	normal	normal
2_080	normal	normal	normal	0.4754	0.4610	normal	normal	normal	1.8775	-0.5556	2.2045	-1.6964	normal	normal	normal
2_081	normal	normal	normal	0.4576	0.4539	normal	normal	normal	3.7469	-0.5376	1.8657	-2.7302	normal	normal	normal
2_084	normal	normal	normal	0.4591	0.4441	normal	normal	normal	2.7664	-1.3158	2.6527	-2.9412	normal	normal	normal
2_085	normal	normal	normal	0.4689	0.4826	normal	normal	normal	2.7982	-0.3638	2.2142	0.4420	normal	normal	normal
2_086	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4656	0.4398	normal	normal	normal	2.1719	-1.2563	3.2460	-2.7778	normal	Exotropia	Exotropia
2_087	normal	normal	normal	0.4471	0.4582	normal	normal	normal	2.5229	-2.7662	2.2727	-1.9072	normal	normal	normal
2_090	normal	normal	normal	0.4672	0.4554	normal	normal	normal	3.0797	-0.2604	3.3270	-1.0943	normal	normal	normal
2_093	normal	normal	normal	0.4586	0.4539	normal	normal	normal	2.2152	-1.9231	1.2168	-3.4331	normal	normal	normal
2_098	normal	normal	normal	0.4658	0.4542	normal	normal	normal	2.5097	-0.9259	3.0682	-1.4501	normal	normal	normal
2_099	Exotropia	normal	Exotropia	0.4684	0.4496	normal	normal	normal	0.7112	-2.4953	2.9891	-2.0567	normal	normal	normal
2_103	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4620	0.4582	normal	normal	normal	2.6573	-1.1416	2.5862	-1.5805	normal	normal	normal
2_112	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4559	0.4340	normal	normal	normal	2.1028	-2.3034	2.4262	-4.1747	normal	Exotropia	Exotropia
2_113	normal	normal	normal	0.4440	0.4645	normal	normal	normal	2.9880	-2.5967	1.7276	-1.8235	normal	normal	normal
2_114	normal	normal	normal	0.4383	0.4443	normal	normal	normal	3.1192	-3.0488	3.3270	-2.2059	normal	normal	normal
2_115	normal	normal	normal	0.4737	0.4680	normal	normal	normal	2.0791	-0.5187	2.0297	-1.1553	normal	normal	normal
2_117	Exotropia	Exotropia	Exotropia	0.4676	0.3832	normal	Exotropia	Exotropia	2.3515	-0.8900	2.5105	-9.3750	normal	Exotropia	Exotropia
2_118	Exotropia	normal	Exotropia	0.4510	0.4754	normal	normal	normal	2.8742	-2.0294	0.9947	-1.4860	normal	normal	normal
2_119	normal	normal	normal	0.5065	0.4839	Exotropia	normal	Exotropia	0.2415	0.9080	0.6579	-0.9506	normal	normal	normal

ภาคผนวก ค
บทความทางวิชาการ

Development of a Computer System for Strabismus Screening

N. Khumdat*, P. Phukpattaranont

Department of Electrical Engineering
Prince of Songkla University
Songkhla, Thailand

*n.khumdat@gmail.com, pornchai.p@psu.ac.th

S. Tengtrisorn

Department of Ophthalmology
Prince of Songkla University
Songkhla, Thailand

tsupapor@medicine.psu.ac.th

Abstract—The Strabismus affects about 4% of the children population, causing amblyopia disease. However, this problem can be found by the Hirschberg test that is one of the exams used to detect this pathology. This work presents a methodology for automatic detection of strabismus in digital images through the Central corneal light reflex ratio (CCLRR) based on digital image processing. The proposed algorithm was organized into three stages: (1) skin detection was analyzed using the threshold of RGB color model (2) the locations of the eyes were detected using the morphological operation technique, position, threshold of gray level and shape. (3) The detection of the corneal light reflex were automatically detected by the grey levels in the range from histogram equation and locating of limbus. The methodology has produced results on the range 94.17% of accuracy, 97.23% of sensitivity and 73.08% of specificity.

Index Terms—Strabismus, strabismus screening, central corneal light reflex ratio, Hirschberg test.

I. INTRODUCTION

Strabismus found about 4% of children is a disorder in which the eyes are not properly aligned and point to different directions. It is caused by disorders of coordination between the extra ocular muscles. The strabismus is a cause of amblyopia, i.e., brain ignoring input from one eye. Nineteen percent of strabismus in children during brain development is likely to be amblyopia [1]. Strabismus affect to a stereoscopic depth, i.e., capacity for stereoscopic of 3 dimensional visions. Moreover, it affects to personality traits and employment opportunities [2].

Treatment of strabismus should be started as soon as possible to ensure the best possible visual acuity [3]. It can be treated in several ways such as eyeglasses, vision therapy, and surgery, depending on the type of symptoms. Early treatment of strabismus in infancy may reduce the number of surgery and the chance to become amblyopia. Treatment with eyeglasses and vision therapy can treat strabismus to 96% [4] but cannot treat the case of manifest strabismus. Eye surgery can help a normal response in appearance or personality, but cannot help develop improved vision. Therefore, treatment should be started as soon as possible to ensure the best possible visual acuity. Patients will be diagnosed and treated in a timely manner consistent with the efficiency in the visible permanently [5], [6].

Strabismus can be identified by the binocular motor functions assessment e.g. cover tests, corneal light reflex tests, simultaneous prism cover test, or any other devices, such as synoptophore. However, these devices are expensive and difficult to apply in a real situation due to the lack of ophthalmologists. These problems can be resolved by using automatic detection of strabismus with digital images system through luminous reflection of the cornea of the first Purkinje image generated by the Hirschberg test [7]. Their image processing techniques consist of geostatistical function and support vector machines. With similar objective, the authors in [8] have determined the range of CCLRR in Thai children from photographs. First, the image input is brought into a computer for analysis. Each of the images is measured twice by using the Adobe Photoshop software program. The image is zoomed to 1200% and markers are placed in the center of central corneal light reflex and horizontal limbus by three specialists. The results from the 206 images show that there are some errors of location detections due to the different judgments of specialists.

To reduce subjective results and time consumption, we develop a computer system for strabismus screening based on digital image processing techniques. The system is capable of helping the specialist to obtain fast and cheap way for automatic screening of patient with strabismus.

II. IMAGE ACQUISITION

The pictures were taken from the 103 subjects (age: 14 ± 3 years) and obtained by using a compact camera; namely, a Fuji FinePix S602 Zoom with a 6X optical zoom lens. The camera must be centered at about one meter away from the subject's face. The subjects sit on the fixed position and stare at the camera's objective lens. All subjects must not wear glasses or contact lenses because they affect the accuracy of CCLRR measurement. Each subject takes picture twice (at a distance of 1 m and 6 m). The flash will be on to provide the corneal light reflex image. The image resolution was 2048 x 1536 pixels.

III. PROPOSED METHODOLOGY

The detection of strabismus in digital images shown in Fig. 1 is dependent on the location of the limbus and the corneal light reflex detected on the images. The proposed technique is involved the following four basic modules: the region of the face is obtained; the precise location of the eyes is established; corneal light reflex and limbic boundary are detected; central corneal light reflex ratio is measured. The details of these modules are explained in the following sections.

A. Region of the Face

Many papers have used the color space to perform face localization [9]. The main part in skin color segmentation is to choose the suitable color space. The RGB color space (i.e., red, green, blue), is the most common use to represent this images. Fig.1 shows the resulting examples of the proposed face localization method. The detail of each step is given below:

- *Step A1*: Calculate the Chroma, which is the difference between the largest and smallest values among R, G, or B [10] as given by

$$Diff_{(R,G,B)} = \max(R, G, B) - \min(R, G, B). \quad (1)$$

Fig.2 shows an example of the value $Diff_{(R,G,B)}$ calculation.

- *Step A2*: Convert the value $Diff_{(R,G,B)}$ to binary image using a threshold value of 0.15.
- *Step A3*: Remove small objects which is less than 40000 pixels. Calculate the ratio of Δy and Δx of the objects. Remove the object which has the ratio less than 1.8 because the optimal ratio of Δy and Δx of face is 1.618 [11].
- *Step A4*: Find the perimeter regions of foreground and apply common morphology dilation operators in binary image. Structure element used in decomposition is the 'disk' shapes. The holes in binary image are filled.
- *Step A5*: The masked face area is transformed into original image and is converted from RGB color to a gray level color then.

B. Location of the Eyes

To detect eye images with face region, feature extraction of eye image is used. Fig.3 shows the resulting examples of the proposed eye detection method. Generally, an eye detection system can be described below:

- *Step B1*: Convert the result from step A5 to binary image using a threshold value of 76. Remove small objects which is less than 900 pixels. Calculate the ratio of Δx and Δy of the objects. Remove the object which has the ratio less than 1.8
- *Step B2*: Find the objects in same row following by the center of mass of the region, which is considered as the reference point. Draw a vector, which connects the every reference point and calculate the angle between

the x-axis and this vector. The object that the angle is greater than 50 pixels is removed from image. This method is effective in high quality to detect the eye but its performance degrades in case of the eyebrows appeared in the image. However, it is observed that the effect of eyebrows can be reduced by finding the lowest row of the vectors.

- *Step B3*: The holes in binary image are filled.

C. Corneal Light Reflex and Limbic Boundary Detection

In this application, the accuracy of methods based on real iris detection affects the performance in next step. In this study, the morphology based erosion and only the largest object keeping is used to detect an real iris. The binary images are segmented first by using gray level to separate eye from the face region. Fig.4 shows the resulting examples of the proposed corneal light reflex and limbic boundary detection method. The detail of each step is given below:

- *Step C1*: To remove eyelash, some morphological operations such as erosion is used. Find the coordinates center of most areas of the iris containing the region calculated as:

$$Cen_x = Min_x + \frac{Max_x - Min_x}{2}, \quad (2)$$

$$Cen_y = Min_y + \frac{Max_y - Min_y}{2}.$$

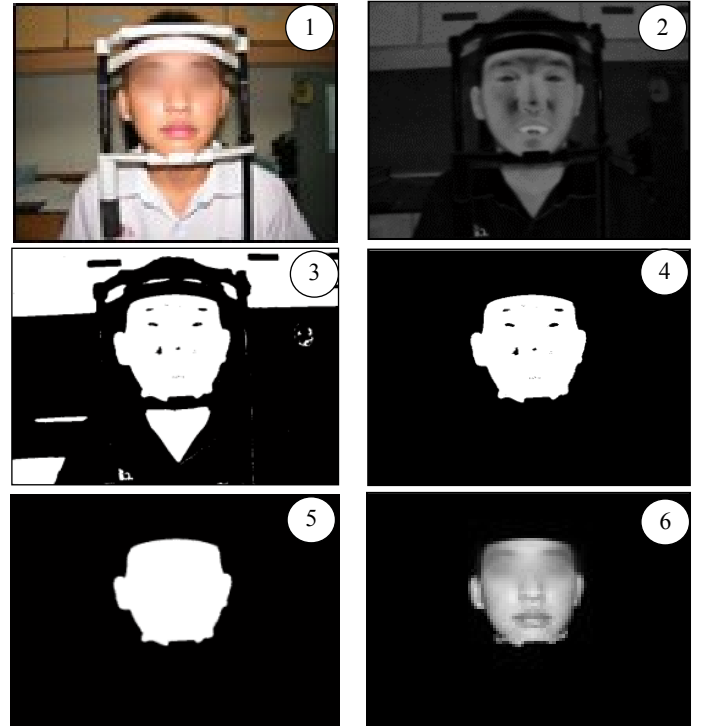


Fig. 1. Resulting examples from step A1-A5 in face detection algorithm.

- *Step C2*: Generally, it is assumed that the center of light reflex should be closed to center of most areas of the iris (Cen_x, Cen_y). Therefore, we define the Cen_x, Cen_y as the reference position to find the center of light reflex, which is closed to (Cen_x, Cen_y) by finding the grey level of the light reflex in the range from 204 to 255.

From Fig. 5, the position (B,H) and (E,G) after corneal light reflex detection is shown. The next task is to detect the boundary of the limbic (position A,C,D,F). It is not possible to detect the correct boundary because of the occlusion of the eyelashes and eyelids. However, it can be reduced by details given below:

- *Step C3*: The rows between Cen_y and Cen_{y+9} are selected. Rectangle window divided into two parts are lower (range in the columns from 1 to Cen_x) and upper (range in the columns from Cen_{x+1} to end of the rows)
- *Step C4*: The boundary of the limbic position, A and D only, is detected by finding the coordinate of the lower rectangle window corresponding to the minimum position ($\min(white_i)$), of white region in each row (Cen_y to Cen_{y+9}). The difference $\min(white_i)$ of the coordinate is found by using the following formula:

$$diff_i = |\min(white_i) - \min(white_{i+1})|, \quad (4)$$

Where i are 1 to 10, $white_i$ corresponding to the row i ($white_i = Cen_y$) and position $white_{i+1}$ corresponding to the row $i+1$ ($white_{i+1} = Cen_{y+1}$). The $diff_i$ value of row positions of the last diff which is less than 3 pixels is selected.

- *Step C5*: Similar to step C3 and C4, A and D limbic position is replaced with C and F position. Therefore, the coordinate is the upper rectangle window corresponding to the maximum position ($\max(white_i)$).

D. Detection of Strabismus

In this section, we present the results obtained from the detection of strabismus. The Hirschberg test uses CCLRR related to papillary margin to detect strabismus [8]. Then CCLRR values from this method are compared with CCLRR values in the TABLE I. Measurements are made of the CCLRR from Fig. 5 by using:

$$CCLRR = \frac{BC + DE}{AC + DF} \quad (5)$$

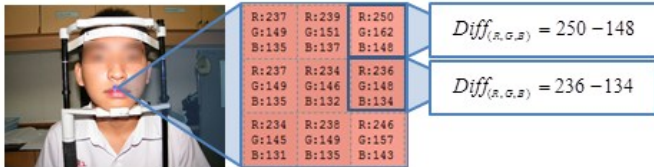


Fig. 2. Example of finding the value of $Diff_{(R, G, B)}$.

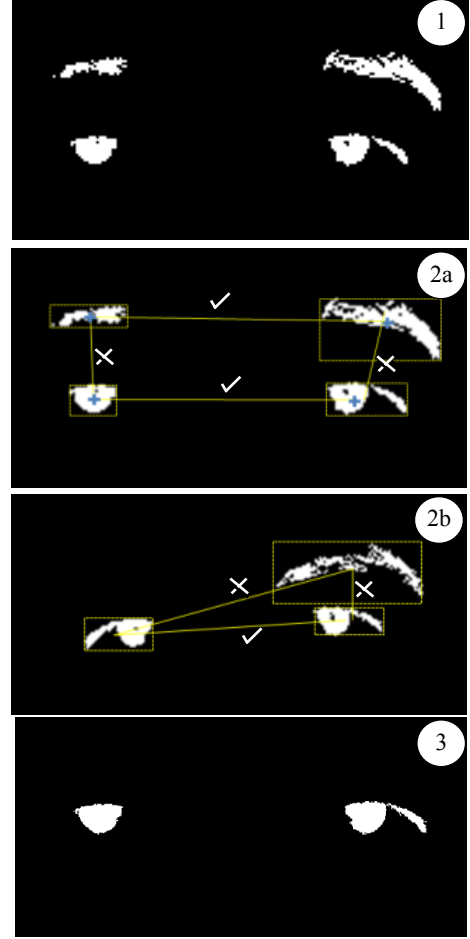


Fig. 3. Resulting examples from step B1-B3 in eye detections algorithm.

IV. RESULTS AND DISCUSSIONS

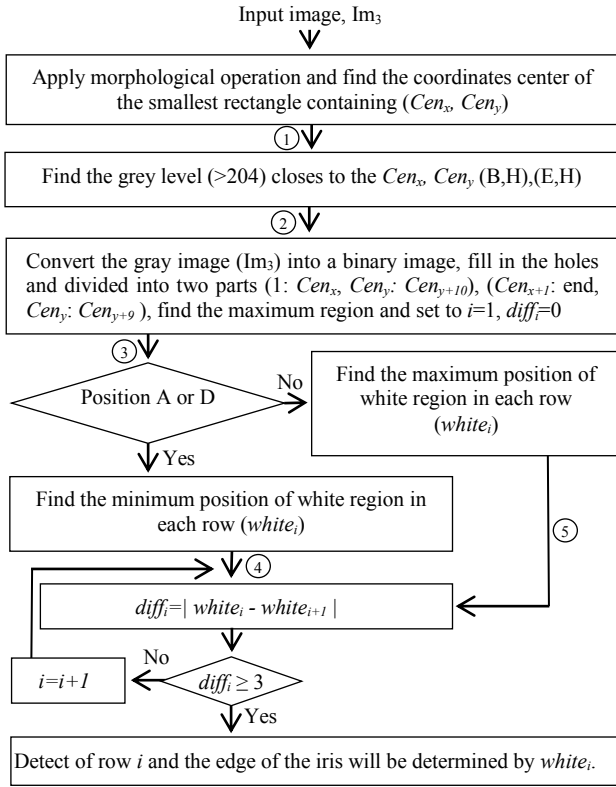
A. Region of the Face and Location of the Eyes

The face segmentation using R, G, B color model and the gray level threshold, shape and position detection of eyes in 206 images is 100% success. Fig. 6 shows some examples of the correct detections.

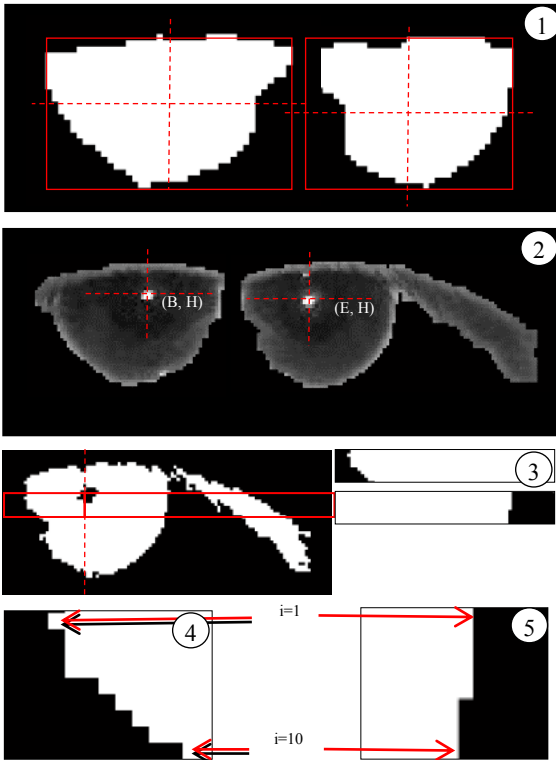
We concluded that the set of scene constraints in image effect to the accuracy of the region detection in color image. The background and the light source should be carefully chosen by using one color for the background color.

B. Corneal Light Reflex and Limbic Boundary Detection

The accuracy estimated from the proposed method is compared with the all positions, i.e., A, B, C, D, E and F. The maximum pixel differing from three specialists at 1m and 6m are 7.329 and 5.523, respectively, while the average different pixel at 1m and 6m are 1.799 and 2.058, respectively. The results show that 7 images are different more than 3 pixels between this system and specialists. The proposed method has an accuracy rate of 96.60%. Two examples of wrong prediction images are shown in Fig.7. The results showed that this technique may fail to detect this



(a)



(b)

Fig. 4. (a) Block diagram of corneal light reflex and limbic boundary detection. (b) Resulting examples from step C1-C5 in corneal light reflex and limbic boundary detections algorithm.



Fig. 5. A, B, C, D, E, F, G, H Position is detected by our algorithm to identify strabismus.

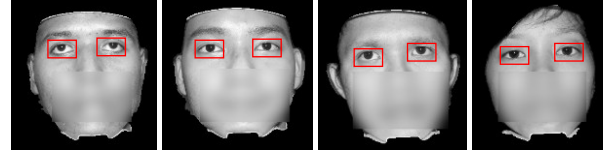


Fig. 6. The examples of correct face and eye detections.

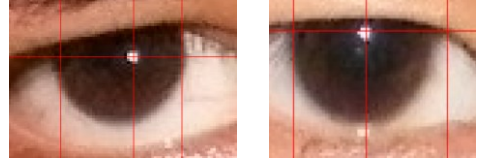


Fig. 7. Two examples of images which the methodology incorrectly predicts.

position which are caused by the occluded, i.e., eyelids, eyelashes, hair, non-uniform illumination and low contrast.

C. Detection of Strabismus

The difference of CCLRR from the proposed method compared with three specialists of the maximum pixel at 1m and 6m are 0.0338 and 0.0438, respectively while the average pixel at 1m and 6m are 0.0083 and 0.0106, respectively. The values of TP = 175, TN = 19, FP = 7, FN = 5, indicated that our methodology has 94.17% of accuracy, 97.23% of sensitivity and 73.08% of specificity.

The examples of wrong prediction images are shown in Fig. 7. According to the specialist, the patient is grouped to the strabismus. However, the proposed algorithm referred the patient as normal. This mismatch can be explained by the Hirschberg test in the phoria patient that is a latent deviation, or misalignment of the eyes.

TABLE I. THE RATIO OF CCLRR FOR NORMAL, INDETERMINATE AND ABNORMAL RANGES AT DISTANCE OF 1-(NEAR) AND 6-(DISTANCE) [8]

Parameter	Near	Distance
Normal range	0.446-0.484	0.421-0.482
Indeterminate zones	0.435-0.445,	0.403-0.420,
	0.485-0.495	0.483-0.5
Abnormal range	< 0.435, > 0.495	< 0.403, > 0.500

V. CONCLUSIONS

This paper proposed the algorithm for automatic identification of strabismus on digital images. The CCLRR can be used as the basis for a simple screening test. The corneal light reflex test is a good screening test but it is not very sensitive for detecting small deviations. Because the Hirschberg test is significantly low accurate, our methodology requires the other techniques in the future. Moreover, the instructions to train muscles from an ophthalmologist and the improvement of programs to specify that the quality of images will be planned.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by NECTEC-PSU Center of Excellence for Rehabilitation Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University. In addition, the authors wish to thank the Faculty of Medicine, Prince of Songkla University for their partially funded support.

REFERENCES

- [1] J. H. Groenewoud, A. M. Tjiam, V. K. Lantau, W. C. Hoogeveen, J. T. H. N. de Faber, R. E. Juttmann, H. J. de Koning, and H. J. Simonsz, "Rotterdam amblyopia screening effectiveness study: detection and causes of amblyopia in a large birth cohort," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* vol. 51, no. 7, pp. 3476–3484, July 2010.
- [2] S. R. Hatt, D. A. Leske, P. A. Kirgis, E. A. Bradley, and J. M. Holmes, "The effects of strabismus on quality of life in adults," *Am. J. Ophthalmol.* vol. 144, no. 5, pp. 643–647, November 2007.
- [3] E. T. Cunningham, and P. Riordan-Eva, *Vaughan & Asbury's general ophthalmology*, 18th ed., New York, 2011.
- [4] E. E. Birch, S. Fawcett, and D. R. Stager, "Why does early surgical alignment improve stereoacuity outcomes in infantile esotropia?," *J AAPOS*. vol. 4, no. 1, pp. 10–14, February 2000.
- [5] R. Caputo, F. Tinelli, A. Bancalè, L. Campa, R. Frosini, A. Guzzetta, E. Mercuri, and G. Cioni, "Motor coordination in children with congenital strabismus: effects of late surgery," *Eur. J. Paediatr. Neurol.* vol. 11, no. 5, pp. 285–291, September 2007.
- [6] N. J. Friedman, P. K. Kaiser, R. Pineda, *The Massachusetts Eye and Ear Infirmary illustrated manual of ophthalmology*, 3rd ed., vol. 2. Saunders, 2009.
- [7] J. Dallyson Sousa de Almeida, A. Corrêa Silva, A. Cardoso de Paiva, and J. Antonio Meireles Teixeira, "Computational methodology for automatic detection of strabismus in digital images through Hirschberg test," *Comput. Biol. Med.* vol. 42, no. 1, pp. 135–146, January 2012.
- [8] S. Tengtrisorn, "The normal range of central corneal light reflex ratio in Thai children," *J. Med. Assoc. Thai.* vol. 95, no. 3, pp. 418–422, March 2012.
- [9] R. Khan, A. Hanbury, J. Stöttinger, and A. Bais, "Color based skin classification," *Pattern Recogn. Lett.* vol. 33, no. 2, pp. 157–163, January 2012.
- [10] A. Hanbury, "Constructing cylindrical coordinate colour spaces," *Pattern Recogn. Lett.* vol. 29, no. 4, pp. 494–500, March 2008.
- [11] J. Fan, K. P. Chau, X. Wan, L. Zhai, and E. Lau, "Prediction of facial attractiveness from facial proportions," *Pattern Recogn.* vol. 45, no. 6, pp. 2326–2334, June 2012.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นางสาวนิมิตา คุ่มเดช	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5610120014	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2556

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุน โครงการปริญญาตรี-โท 5 ปี คณะวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์ในที่ประชุมวิชาการที่มีการรวมเล่มระดับนานาชาติ (ขณะศึกษาปริญญาโท)

N. Khumdat, P. Phukpattaranont, S. Tengtrisorn “Development of a Computer System for Strabismus Screening,” in *Proceedings of the 6th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2013)*, Thailand, Oct 23-25, 2013.

รางวัลที่ได้รับ

นางสาวนิมิตา คุ่มเดช ได้รับรางวัล Best of the Best: Poster Presentation ในการประชุมวิชาการระดับปริญญาตรีทางวิทยาศาสตร์ วิศวกรรมศาสตร์ และทรัพยากร ณ มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ เมื่อวันที่ 26 มกราคม 2556

นางสาวนิมิตา คุ่มเดช ได้รับรางวัลที่ 2 ระดับปริญญาตรี รางวัลนวัตกรรมสงขลานครินทร์ ประจำปีการศึกษา 2555 ในหัวข้อผลงาน การพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวินิจฉัยตาเข เมื่อวันที่ 17 มิถุนายน 2556 เนื่องในงานวันนักวิจัยและนวัตกรรม ม.อ. ครั้งที่ 7 ณ ศูนย์ประชุมนานาชาติฉลองสิริราชสมบัติครบ 60 ปีมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

นางสาวนิมิตา คุ่มเดช ได้รับรางวัลระดับดีเด่น กลุ่มเรื่องผลงานประดิษฐ์คิดค้นในหัวข้อเพื่อการพัฒนาการแพทย์และสุขภาพ ในโครงการส่งเสริมการวิจัยสิ่งประดิษฐ์ และเครือข่ายนวัตกรรม

อุดมศึกษาประกวดผลงานประดิษฐ์คิดค้นเพื่อการพัฒนาการแพทย์และสุขภาพ (เขตภาคใต้)
ประจำปี 2556 เมื่อวันที่ 14 กรกฎาคม 2556 ณ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย

นางสาวนิมิตา คุ่มเดช และรองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤษภักทรานนท์ ได้รับรางวัลชนะเลิศ
ผลงานหัวข้อ การพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวินิจฉัยตาเข ประเภทการใช้ประโยชน์
จากการเข้าร่วมแข่งขันการประกวดนวัตกรรมและสิ่งประดิษฐ์ ระดับปริญญาตรี เมื่อ วันที่ 17
สิงหาคม 2556 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

นางสาวนิมิตา คุ่มเดช และรองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พฤษภักทรานนท์ ได้รับรางวัลชมเชย
ประเภทผลงานประเภทนำเสนอยอดเยี่ยม จากการเข้าร่วมแข่งขันการประกวดนวัตกรรมและ
สิ่งประดิษฐ์ ระดับปริญญาตรี ผลงานในหัวข้อการพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์สำหรับการตรวจวิ
ิจฉัยตาเข เมื่อวันที่ 17 สิงหาคม 2556 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์