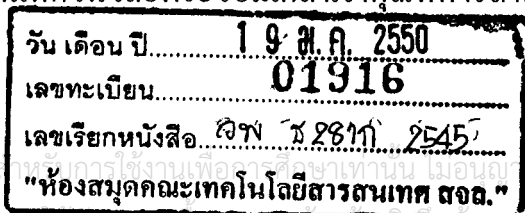


การแยกองค์ประกอบของ Retinal Image ด้วยเทคนิคทาง Image Processing

Extraction of Retinal Image Components by Image Processing Technique



รายงานนี้เป็นส่วนหนึ่งของวิชาโครงการพัฒนาระบบงาน
หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ
ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2545
คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



ชื่อหัวข้อ	การแยกองค์ประกอบของ Retinal Image ด้วยเทคนิคทาง Image Processing
นักศึกษา	นาย ธนุ โกมลไสย
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ. ดร. วรพจน์ กรีสระเดช
ระดับการศึกษา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ
แขนงวิชา	วิทยาการสารสนเทศ
ปีการศึกษา	2545

บทคัดย่อ

การแยกองค์ประกอบของ retinal image สำหรับเป็นพื้นฐานในการสร้างโปรแกรม สำหรับคัดกรองหาภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา และ โรคที่เกิดขึ้นบริเวณ fundus เริ่มจากการ preprocess ภาพ ด้วยการแปลงภาพจาก RGB model ไปเป็น ISH model แล้วทำ enhancement แบบ adaptive local contrast และลด noise ด้วย 2 D Gaussian filter พร้อมกับหลังจากนั้นแยกโครงสร้างส่วนที่ปกติดอกมา โดย optic disc ใช้การหาความแตกต่างของ intensity ที่สูงที่สุด เส้นเลือด ใช้ multilayer perceptron neural network โดย input ของมันจะนำมาจากการทำ principle component analysis (PCA) ส่วนของ fovea จะใช้การ correlation กับภาพต้นแบบ หลังจากโครงสร้างส่วนปกติถูกแยกออกมาแล้ว จึงทำการแยกส่วนที่เป็นพยาธิสภาพ โดย hard exudates จะใช้การทำ recursive region growing segmentation (RRGS) ส่วน hemorrhages and micro-aneurysms (HMA) จะใช้วิธีกำหนดให้ HMA เป็น green band และเพิ่มความคมชัดของขอบพยาธิสภาพด้วย Moat operator แล้วใช้ RRGS จะทำให้ภาพถูกแยกออกเป็นสองส่วน คือ HMA และ non-HMA region แต่ส่วนของเส้นเลือดจะถูกแยกเข้ามารวมอยู่ในส่วน HMA region ด้วย จึงต้องแยกส่วนของเส้นเลือดออกอีกครั้ง ด้วย neural network ผลการพัฒนาระบบ พบว่าสามารถ extract retina image component ได้ผลดีใน optic disk และ fovea ซึ่งการคัดกรองภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา ด้วย technique image processing ยังต้องการการพัฒนาต่อไป

Title	Extraction of Retinal Image Components by Image Processing Technique
Student	Dr.Thanu Komolsai
Advisor	Assistanced Professor Dr.Worapoj Keesuradej
Level of Study	Master of Science in Information Technology
Major	Information Science
Academic Year	2002

ABSTRACT

To extract retinal image components for further created program, which automated screen for diabetic and other retinopathy. By transform retinal image from RGB model to be ISH model. Then preprocess via adaptive local contrast enhancement and reduce noise with 2D Gaussian filter. Then localize normal main features of a fundus retinal image. The optic disc was located by identifying the area with the highest variation in intensity of adjacent pixels. Blood vessels were identified by means of a multilayer perceptron neural network, which the inputs were derived from a principal component analysis (PCA) of the image and edge detection of the first components of PCA. The fovea was identified using matching correlation together with characteristics typical of a fovea. After all main features have been extracted. Diabetic retinal lesions were identified. Hard exudates were recognized by recursive region growing segmentation (RRGS) algorithm. Haemorrhages and microaneurysms (HMA) were assigned to green band and sharpen its edge with Moat Operator. RRGS and thresholding was used to classify the image into HMA and non-HMA region. The blood vessels were classified into the same group a HMA due to similarities in color. To overcome this problem, a neural network (NN) technique was used to identify the blood vessels and extract them from the image. From this system development project, image processing technique used for extract optic disc and fovea found good result. Screening for Diabetic Retinopathy by image processing technique still require more development

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษาวิชาโครงการพัฒนาระบบงานนี้ จะไม่อาจสำเร็จลงได้เลย หากไม่ได้รับความอนุเคราะห์จาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วรพจน์ กรีสระเคช อาจารย์ที่ปรึกษา ที่ช่วยให้คำปรึกษาด้านทฤษฎีและการออกแบบโปรแกรม อาจารย์ นพ. ไพศาล ร่วมวิบูลย์สุข รวมถึงอาจารย์ท่านอื่นๆ และเจ้าหน้าที่ในหน่วยจักษุวิทยา จากโรงพยาบาลราชวิถี ที่ให้ความเอื้อเฟื้อในการวินิจฉัย และการเก็บข้อมูล และ ร.ศ. นพ. อภิชาติ สิงคาลวณิช จากภาควิชาจักษุวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล ผู้เขียนจึงขอขอบพระคุณทุกท่านมา ณ ที่นี้ด้วย



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญภาพ.....	VI
บทที่	
1. บทนำ	
1.1 ความเป็นมา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ในการศึกษา.....	1
1.3 ขั้นตอนการศึกษา.....	1
1.4 ขอบเขตการศึกษา.....	2
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.6 โครงสร้างของ โครงการพัฒนาระบบ.....	2
2. ทฤษฎีและผลงานที่เกี่ยวข้อง	
2.1 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับจอประสาทตาและภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา.....	3
2.2 การตรวจหา: ภาวะเบาหวานที่จอประสาทตาและโรคที่บริเวณ posterior chamber.....	5
2.3 ผลงานวิจัยที่นำมาเป็นต้นแบบ.....	7
3. วิธีการศึกษา	
3.1 ขั้นตอนการเตรียมข้อมูล.....	8
3.2 การ extract main component of the fundus on digital images...	11
4. ผลลัพธ์ของระบบงาน และข้อจำกัดของระบบงาน	

4.1	Graphic User Interface.....	14
4.2	ผลการทำ local adaptive enhancement.....	18
4.3	ผลการแปลง RGB model ไปเป็น IHS model.....	18
4.4	ผลการหา Optic Disc.....	19
4.5	ผลการหา Fovea	20
4.6	ข้อจำกัดของโปรแกรม.....	20
5.	สรุปผลและข้อเสนอแนะ	
5.1	สรุป.....	22
5.2	ข้อเสนอแนะ.....	22
	บรรณานุกรม.....	31
	ประวัติผู้เขียน.....	32



สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2.1 Eye Ball.....	3
2.2 Retina of Right Eye.....	4
2.3 Fundus Camera	5
2.4 Fundus Camera Approach	5
2.5 Fundus Photograph.....	6
2.6 Fundus Photograph with Filter.....	6
2.7 Fundus Photograph with Fluorescein Dye.....	7
3.1 (a) RGB cube.....	9
(b) ความสัมพันธ์ระหว่าง RGB model และ ISH model.....	9
4.1 Graphic User Interface ก่อนเข้าระบบ.....	14
4.2 Graphic User Interface หลังเข้าระบบ.....	15
4.3 Open Dialog Box เพื่อแสดง retinal image.....	16
4.4 Retinal Image ที่ถูกเปิด และรอคำสั่ง enhancement.....	17
4.5 Menu Box เมื่อ click ขวาบริเวณภาพ.....	17
4.6 (a) ภาพก่อนทำ Local Adaptive Enhancement.....	18
(b) ภาพหลังทำ Local Adaptive Enhancement	18
4.7 (a) ภาพ retinal image ใน RGB model.....	19
(b) ภาพ hue retinal image ใน ISH model.....	19
(c) ภาพ saturation retinal image ใน ISH model.....	19
4.8 ผลการหา Optic Disc.....	20
4.9 ผลการหา Fovea.....	21

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมา

ในปัจจุบันจำนวนผู้ป่วยเบาหวานและโรคที่เกิดขึ้นกับ retina และ posterior chamber ของ eyeball เช่น glaucoma และ senile macular degeneration เป็นต้น ได้มีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ซึ่งอาจเกิดจากวิถีชีวิตที่เปลี่ยนไป หรือ health awareness ที่เพิ่มขึ้นก็ตาม แต่ไม่ว่าจะเกิดจากสาเหตุใด ในที่สุดจำนวนผู้ป่วยด้วยโรคแทรกซ้อนจากเบาหวานที่เกิดขึ้นบริเวณ posterior chamber ของ eyeball และโรคที่เกิดขึ้นบริเวณ retina และ posterior chamber ก็ได้เพิ่มจำนวนมากขึ้น และที่สำคัญคือ โรคแทรกซ้อนที่สำคัญของเบาหวานคือ เบาหวานที่จอประสาทตา และโรคบางชนิดนั้น ถ้าตรวจพบภาวะดังกล่าวแต่เริ่มต้น จะช่วยทำให้การรักษาโรคแทรกซ้อนดังกล่าวเป็นไปได้ง่ายขึ้น แต่ปัจจุบันจำนวนเครื่องมือและบุคลากรที่มีอยู่ไม่สามารถรองรับจำนวนผู้ป่วยที่มีอยู่ได้ นอกจากนี้ในปัจจุบัน โปรแกรมที่มีอยู่ เช่น IMAGEnet 2000 หรือ Heidelberg Eye Explore ก็ยังไม่สามารถใช้ในการ screening อีกทั้งการ diagnosis ที่ถือว่าเป็นมาตรฐาน เช่น การทำ seven standard field 35-mm stereo color photos ก็ทำได้ยากในทางปฏิบัติ การพัฒนาโปรแกรมสำหรับแยกองค์ประกอบหลักของ retinal image อาจเป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาระบบตรวจเบาหวานที่จอประสาทตา และโรคที่เกิดขึ้นกับ retina และ posterior chamber ของ eyeball เพื่อใช้ในการ screen ผู้ป่วยอาจเป็นทางเลือกหนึ่งในการแก้ไขปัญหาดังกล่าว

1.2 วัตถุประสงค์ในการศึกษา

เพื่อพัฒนาโปรแกรมสำหรับแยกองค์ประกอบของ retinal image สำหรับเป็นพื้นฐานในการพัฒนาโปรแกรมคัดกรอง ภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา และ retinopathy อื่นๆ ต่อไป

1.3 ขั้นตอนการศึกษา

1. กำหนดหัวข้อ เป้าหมาย จุดประสงค์ และขอบเขตของการทำการศึกษา
2. ศึกษาทฤษฎีและหลักการพื้นฐาน
3. เก็บรวบรวมและจัดเตรียมข้อมูลข้อมูล
4. พัฒนาโปรแกรมสำหรับแยกองค์ประกอบของภาพ retina
5. ทดสอบโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.สรุปผลที่ได้รับ

1.4 ขอบเขตของการศึกษา

เป็นการศึกษาโดยอาศัยภาพ retina ในกลุ่มประชากรคนไทย ทั้งในคนปกติ และผู้ป่วยที่เป็นเบาหวาน และโรคหรือภาวะอื่นที่เกิดขึ้นบริเวณ posterior chamber ของ eyeball โดยเลือกเฉพาะกลุ่มที่วินิจฉัยว่าเป็น background diabetic retinopathy เท่านั้น ในกรณีที่ retinal image ถูกวินิจฉัยว่าเป็น diabetic retinopathy

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

คาดว่าโครงการพัฒนาระบบจะสามารถแยกองค์ประกอบที่เป็นพื้นฐานของ retinal image โดยใช้ algorithm ที่เหมาะสม

1.6 โครงสร้างของโครงการพัฒนาระบบ

บทที่ 1 กล่าวถึงลักษณะทั่วไป ตั้งแต่ความเป็นมา, วัตถุประสงค์ในการศึกษา, ขั้นตอนการศึกษา, ขอบเขตของการศึกษา จนถึงผลที่คาดว่าจะได้รับ

บทที่ 2 กล่าวถึงความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ eye ball และ retina เทคนิคในการตรวจหาความผิดปกติที่เกิดขึ้นบริเวณ posterior chamber ของ eyeball รวมถึงผลงานที่เกี่ยวข้องที่ถูกนำมาทำเป็นต้นแบบ

บทที่ 3 กล่าวถึงการจัดเตรียมข้อมูล ขั้นตอนและวิธีการพัฒนาโปรแกรม ตลอดจนถึง algorithm และหลักการทาง digital image processing ที่เกี่ยวข้อง เช่น image correlation เป็นต้น ที่ถูกนำมาใช้

บทที่ 4 กล่าวถึงกล่าวถึงผลลัพธ์ และข้อจำกัดของระบบงาน

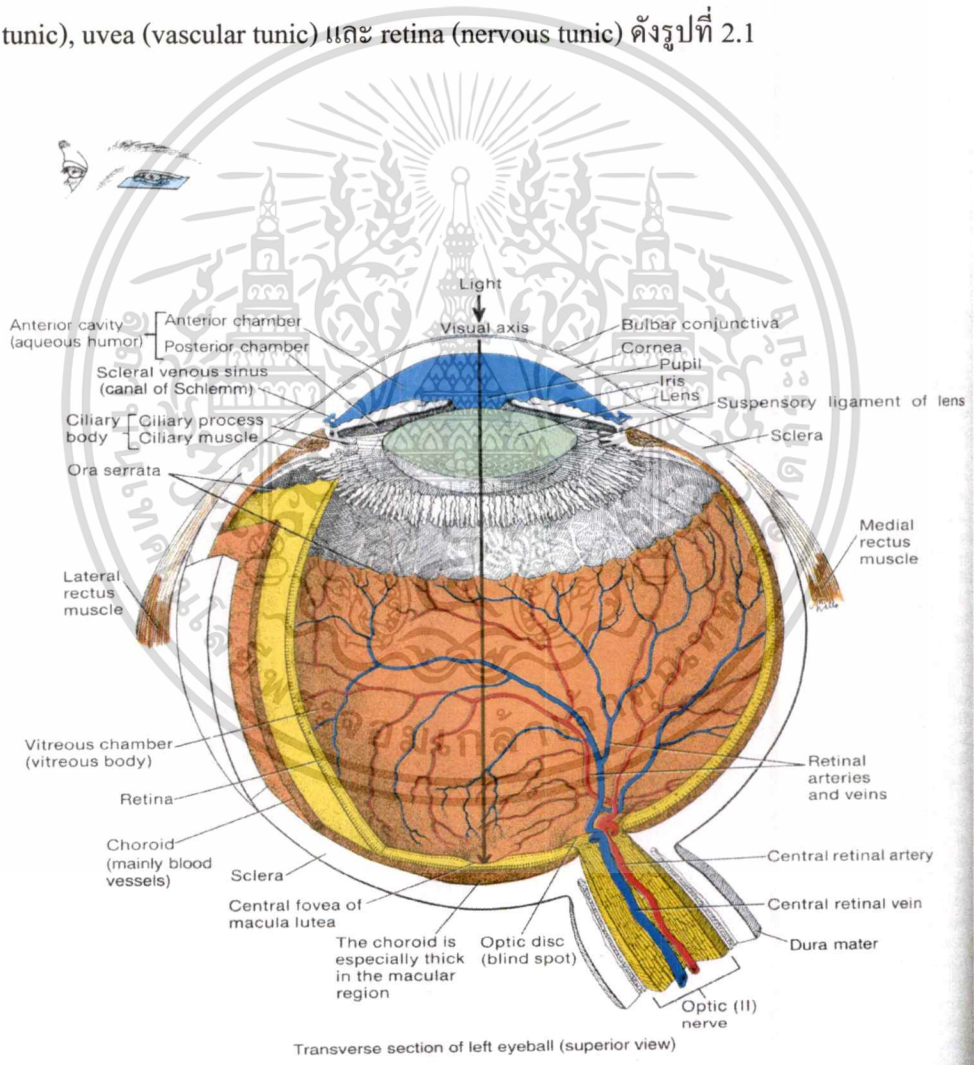
บทที่ 5 กล่าวถึงผลสรุปของระบบงาน รวมถึงข้อเสนอแนะสำหรับการพัฒนาโปรแกรมต่อไป

บทที่ 2

ทฤษฎีและผลงานที่เกี่ยวข้อง

2.1 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับจอประสาทตาและภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา

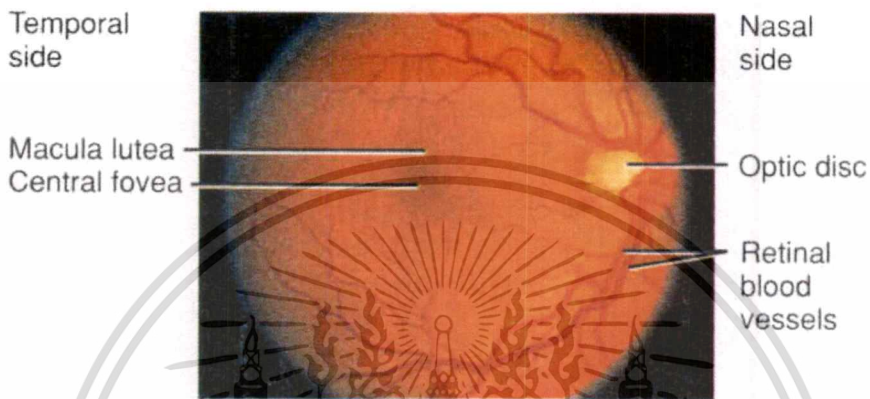
ลูกตา (eyeball) ประกอบด้วยส่วนของ anterior chamber และ posterior chamber ที่แยกจากกันโดยม่านตา (iris) ส่วนของ posterior chamber ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ 3 ชั้น คือ : sclera (fibrous tunic), uvea (vascular tunic) และ retina (nervous tunic) ดังรูปที่ 2.1



ภาพที่ 2.1 transverse section of left eyeball (superior view)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชั้นของ retina หรือ ชั้นจอประสาทตา เป็นชั้นที่อยู่ด้านในสุด กินบริเวณสามในสี่ของ eye ball ประกอบด้วย landmark ที่สำคัญ คือ optic disc, retinal blood vessels ซึ่งประกอบด้วย central retinal artery และ central retinal vein รวมถึง capillary ของมัน, central fovea และ macula lutea ดังรูปที่ 2.2



ภาพที่ 2.2 retina of right eye

การเกิดภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา (Diabetic Retinopathy) ว่า เริ่มจากความผิดปกติใน microvascular network ที่เกิดการโป่งพองของ capillary ออกมาเป็น microaneurysm ซึ่ง exudate สามารถซึมผ่านออกมาได้ ทำให้เห็นเป็น retinal edema, hard exudate หรือ retinal hemorrhage ตามลำดับ นอกจากนั้นการอุดตันของเส้นเลือดฝอย ทำให้มี nerve fiber infarction เห็นเป็น cotton wool spot ถ้ามีการรั่วของน้ำหรือไขมันบริเวณ macula จะทำให้เห็นเป็น diabetic macular edema (DME) เมื่อการอุดตันของหลอดเลือดมากขึ้น เกิด retinal ischemia มากขึ้น จะมีการกระตุ้นให้มีการสร้างหลอดเลือดใหม่ขึ้นมา (Fibrovascular proliferation) เรียกว่า neovascularization (NV) ซึ่งถ้าเกิดบน optic disc ก็เรียก NVD แต่ถ้าเกิดบริเวณอื่นของ retina เรียก NVE (elsewhere) (American Diabetes Association and American Academy of Ophthalmology, 1992:116, 683-5)

ภาวะ Diabetic retinopathy แบ่งออกเป็น 2 ระยะ (American Diabetes Association and American Academy of Ophthalmology, 1992:116, 683-5) คือ

1. Non-proliferative diabetic retinopathy (NPDR) หรือ Background diabetic retinopathy (BDR) เป็นระยะแรก ซึ่งยังไม่มี fibrovascular proliferation จะตรวจพบมี microaneurysm, hard exudate, retinal hemorrhage, cotton-wool spot และ macular edema ซึ่งอาจตรวจพบบางอย่างหรือทุกอย่างก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2 Proliferative diabetic retinopathy (PDR) เป็นระยะที่มี fibrovascular proliferation แล้ว จะพบมี NVD หรือ NVE หรือ ทั้ง 2 อย่าง เพิ่มจากระยะ NPDR

2.2 การตรวจหา: ภาวะเบาหวานที่จอประสาทตา และโรคที่บริเวณ posterior chamber

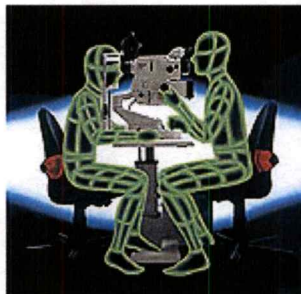
การถ่ายภาพจอประสาทตาจำเป็นต้องใช้เครื่องมือที่เรียกว่า fundus camera ซึ่งมีลักษณะดัง รูปที่ 2.3



ภาพที่ 2.3 Fundus Camera

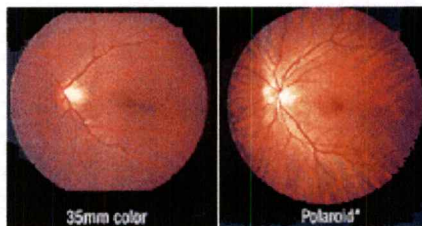
ประเภทของ fundus camera อาจแบ่งได้เป็น hand held fundus camera และ fundus camera แบบปกติ

การทำงานของ fundus camera จะอาศัยหลักการ photography โดยให้ผู้ป่วยกับผู้ตรวจ นั่งตามรูปที่ 2.4 โดยจะทำการขยายม่านตา(ยกเว้น nonmidriatic fundus camera)ผู้ป่วย เพื่อให้ได้ ภาพใน angle ที่ตั้งไว้ ซึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถของ fundus camera แต่ละรุ่น และทำการถ่ายภาพ ในห้องมืด



ภาพที่ 2.4 Fundus Camera Approach

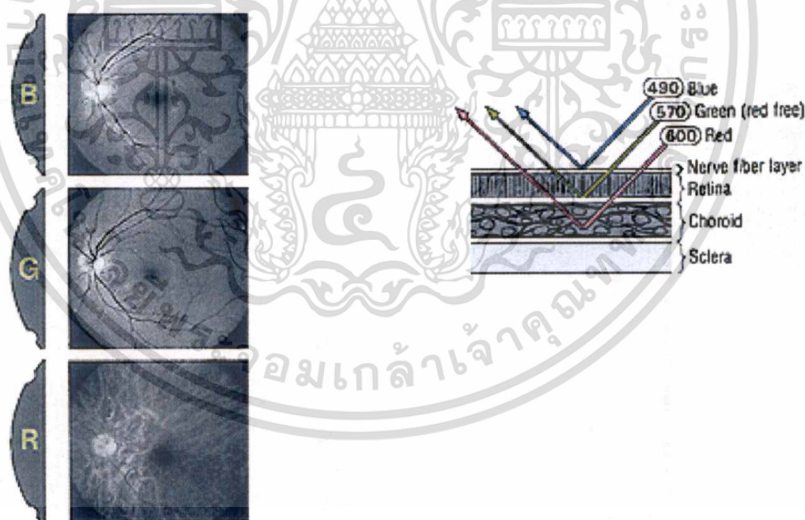
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.5 Fundus Photographs

จะเห็นว่า fundus photograph ที่ได้จะเป็นภาพวงกลม ที่มี tone สีเหลืองถึงส้ม จุดสีส้มเข้ม นั้น คือ macula ส่วนจุดสีเหลืองซึ่งมีขนาดใหญ่กว่าที่อยู่ทางด้านซ้าย คือ optic disc ซึ่งจะเห็นการวิ่งออกของเส้นเลือดแดง arteriole และ เส้นเลือดดำ venous ออกที่จุดนี้

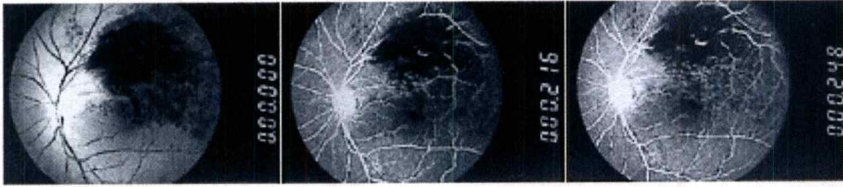
ในกรณีที่ต้องการดูภาพในระดับความลึกที่ต่างกันก็จะใช้ fundus filters (blue/green/red) ซึ่งแต่ละ filter ก็จะทำให้ภาพที่แสดงความลึกที่ต่างกันดังรูปที่ 2.6



ภาพที่ 2.6 Fundus Photograph with Filter

ในกรณีที่ต้องการให้ภาพมี distinctively high-resolution และ high contrast อาจทำได้โดยการย้อมสี fluorescein จะทำให้ได้ fluorescein photograph ซึ่งมีลักษณะดังรูปที่ 2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.7 Fundus Photograph with Fluorescein Dye

วิธีการ ถ่ายภาพ fundus photograph เพื่อใช้ในการตรวจหาภาวะ diabetic retinopathy อาจเลือกใช้วิธีใดวิธีหนึ่ง ตามคำแนะนำของ Sven-Erik Bursell et. al. (2001:1) ดังต่อไปนี้

- A. Conventional color photography
 1. Seven standard 30° stereo fields
 2. Less than 7 standard or non standard fields (30° or 45°)
- B. Nonmydriatic 45° color photography
 1. Transparencies
 2. Polaroids
- C. Digital photography
 1. stereo color images
 2. Non mydriatic monochromatic images

2.3 ผลงานวิจัยที่นำมาเป็นต้นแบบ

ผลงานวิจัยที่ถูกนำมาเป็นต้นแบบ ประกอบด้วย Automated localisation of the optic disc, fovea , and retinal blood vessels from digital colour fundus images โดย Chanjira Sinthanayothin และคณะ ซึ่งกล่าวถึง การหาตำแหน่งของ main normal structure ของ fundus ซึ่งได้แก่ optic disc, fovea และ เส้นเลือด กับ Automated screening of diabetic retinopathy in digital fundus images โดย Chanjira Sinthanayothin และคณะ ซึ่งกล่าวถึงการหาตำแหน่งของ lesion ที่เกิดจากภาวะ diabetic retinopathy บางชนิด

บทที่ 3

วิธีการศึกษา

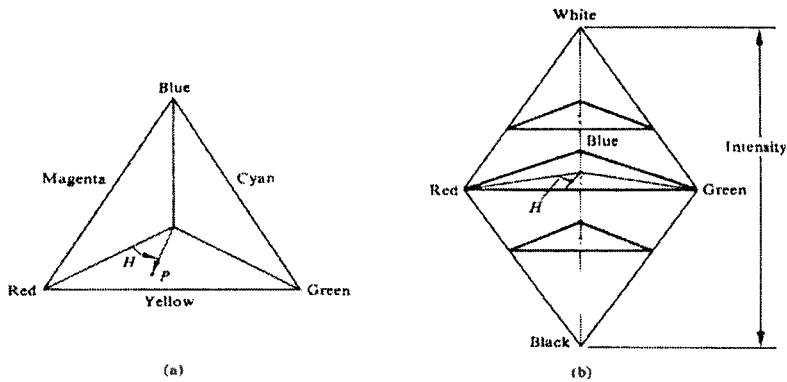
3.1 ขั้นตอนการเตรียมข้อมูล

การจัดเก็บข้อมูลจอประสาทตาในคนปกติ โดยใช้ กล้อง Topcon TRC-NW55 non-mydratric ถ่ายภาพโดยใช้มุมเท่ากับ 55 องศา โดยเก็บภาพใน format TIFF (tagged image format)

หลังจากนั้น จะเริ่มการ preprocessing of color retinal images เนื่องจากภาพจอประสาทตาที่ถ่ายได้ จะมีขนาด 570 x 550 pixels โดยแต่ละ pixel จะประกอบด้วยสีแดง, เขียว และน้ำเงิน ซึ่งแต่ละสีจะมี 256 grey levels ซึ่งภาพจะมี contrast ที่ลดลงเรื่อยๆจากบริเวณศูนย์กลางของภาพ การ preprocessing จะช่วย normalize mean intensity โดย intensities ของ color band ทั้งสามจะถูกแปลงให้อยู่ในรูป intensities-hue-saturation model ซึ่งการแปลงในรูปนี้จะไม่กระทบต่อ perceived relative color value ของ pixels

Gonzalez et. Al. (1993:229-237,583-586) ได้อธิบายถึงความสัมพันธ์ของ RGB color model กับ ISH model ว่า หากกำหนดให้จุด P คือจุดสีใดๆ ค่า hue (H) ของจุดสี P คือ มุมของเวกเตอร์ที่เทียบกับแกนสีแดง ดังนั้นสีแดงจะมีค่า Hue เป็น 0° และสีเหลืองจะมีค่า Hue เป็น 60° ส่วนค่า saturation (S) ของจุดสี P คือ ค่าอัตราส่วนของระยะห่างของจุด P ไปยังจุดศูนย์กลางของสามเหลี่ยม กับระยะจากจุดศูนย์กลางไปยังจุดปลายของสามเหลี่ยมที่ตัดผ่านจุด P ดังนั้นยิ่งจุด P อยู่ห่างจากจุดศูนย์กลางมากเท่าใด ค่า saturation ก็จะมีค่ามากขึ้นเท่านั้น ส่วนค่า intensity (I) แสดงด้วยเส้นตรงที่ตั้งฉากกับระนาบสามเหลี่ยมและผ่านจุดศูนย์กลางของสามเหลี่ยม ซึ่งก็คือเส้นตรงที่ลากจากจุดสีดำ พิกัด (0, 0, 0) ไปยังจุดสีขาว พิกัด (255, 255, 255) นั่นเอง

ความสัมพันธ์ของ RGB model และ ISH model แสดงดังภาพที่ 3.1(a) ภาพที่ 3.1 (b) และสมการที่ 3.1.1 ถึง 3.1.3



ภาพที่ 3.1 (a) RGB cube (b) ความสัมพันธ์ระหว่าง RGB model และ ISH

$$I = \frac{1}{3}(R + G + B) \dots \dots \dots (3.1.1)$$

$$S = 1 - \frac{3}{R + G + B} [\min(R, G, B)] \dots \dots \dots (3.1.2)$$

$$H = \cos^{-1} \left[\frac{1/2[(R - G) + (R + B)]}{(R - G)^2 + (R - B)(G - B)^{1/2}} \right] \dots \dots \dots (3.1.3)$$

ค่าความแตกต่างของ intensity จะถูก enhanced โดย locally adaptive transformation เริ่มจาก subimage $W_{(i,j)}$ ซึ่งมีขนาด $M \times M$ pixel และมีจุดศูนย์กลางที่ pixel (i, j) มีค่า mean $\langle f \rangle_w$ และ standard deviation σ_w โดย f_{\max} และ f_{\min} เป็นค่า maximum และ minimum intensities ของทั้งภาพ

การทำ transformation นี้ ต้องทำให้ภาพ w มีขนาดใหญ่มากพอที่ local variation ของ grey levels มีค่าการกระจายของ statistically representation แต่ต้องเล็กพอที่จะไม่มีผลกระทบให้เกิดความแตกต่างระหว่าง centre กับ peripheral ของภาพ

Sinthanayothin Chanjira et. al. (1999:902-910) ได้กำหนดสมการ adaptive contrast enhancement transformation ดังนี้

$$f(i, j) \rightarrow g(i, j) = 255 \frac{[\psi_w(f) - \psi_w(f_{\min})]}{[\psi_w(f_{\max}) - \psi_w(f_{\min})]} \dots \dots \dots (3.1.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะเห็นว่าสมการ adaptive contrast enhancement ข้างต้นจะทำหน้าที่ในการ transform pixel value ใดๆ ของ subimage ไปเป็น pixel value ค่าใหม่โดยอาศัยค่าของ pixel value ที่อยู่ข้างเคียงมาเป็นตัวปรับให้ได้ intensity ที่เหมาะสม

เมื่อกำหนดให้ sigmoidal function คือ

$$\psi_w(f) = [1 + \exp(\frac{\langle f \rangle_w - f}{\sigma_w})]^{-1} \dots\dots\dots(3.1.5)$$

และหาค่า f_{\max} และ f_{\min} จาก

$$\langle f \rangle_{w(i,j)} = \frac{1}{M^2} \sum_{(k,l) \in W(i,j)} f(k,l) \dots\dots\dots(3.1.6)$$

และหาค่า standard deviation ได้จาก

$$\sigma_w^2(f) = \frac{1}{M^2} \sum_{(k,l) \in W(i,j)} (f(k,l) - \langle f \rangle_w)^2 \dots\dots\dots(3.1.7)$$

ผลของการ transformation จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง contrast enhancement มากสำหรับภาพเดิมที่ poor contrast (small δ) และ เกิดการเปลี่ยนแปลง contrast enhancement น้อยสำหรับภาพเดิมที่ high contrast (large δ) นั่นก็คือ ภาพบริเวณที่มีดจะสว่างและชัดเจนขึ้น แต่การทำ local contrast enhancement จะเป็นการเพิ่ม noise ด้วย จึงต้องใช้ 2D Gaussian smoothing filter หรือ median filter เข้ามาช่วยในการลด noise

และเมื่อ retinal image ถูก process หา ทั้ง main component และ pathological component เสร็จแล้ว เราสามารถแปลงภาพกลับจาก ISH model ไปเป็น RGB model เพื่อแสดงผลได้ โดยอาศัยความสัมพันธ์ดังนี้

ถ้า $0^\circ \leq H \leq 120^\circ$ ค่า R, G และ B คำนวณได้จาก

$$b = 1/3(1 - S) \dots\dots\dots(3.1.8)$$

$$r = 1/3[1 + \frac{S \cos H}{\cos(60^\circ - H)}] \dots\dots\dots(3.1.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$g = 1 - (r + b) \dots \dots \dots (3.1.10)$$

ถ้า $120^\circ < H \leq 240^\circ$ ค่า R, G และ B คำนวณได้จาก

$$H = H - 120^\circ \dots \dots \dots (3.1.11)$$

$$r = 1/3(1 - S) \dots \dots \dots (3.1.12)$$

$$g = 1/3 \left[1 + \frac{S \cos H}{\cos(60^\circ - H)} \right] \dots \dots \dots (3.1.13)$$

$$b = 1 - (r + g) \dots \dots \dots (3.1.14)$$

ถ้า $240^\circ < H \leq 360^\circ$ ค่า R, G และ B คำนวณได้จาก

$$H = H - 240^\circ \dots \dots \dots (3.1.15)$$

$$g = 1/3(1 - S) \dots \dots \dots (3.1.16)$$

$$b = 1/3 \left[1 + \frac{S \cos H}{\cos(60^\circ - H)} \right] \dots \dots \dots (3.1.17)$$

$$r = 1 - (g - b) \dots \dots \dots (3.1.18)$$

3.2 การแยกองค์ประกอบหลักจาก Retinal Image

3.2.1 การแยก Optic Disc

ส่วนของ optic disc จะกินบริเวณประมาณ 1/7 ของภาพ มีขนาด 80 x 80 pixels จากการที่มันมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วของ intensity ช่วงบริเวณรอยต่อของ optic disc กับ back ground เราจะใช้การเปลี่ยนแปลงนี้มา recognize optic disc

เริ่มจาก subimage $W_{(i,j)}$ dimension $M \times M$ ที่มี จุดศูนย์กลางที่ pixel (i, j)

ให้ $\langle f \rangle_{W_{(i,j)}}$ ถูกกำหนดตามสมการ 3.1.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Variance image ถูก form โดย transformation

$$g(i, j) \rightarrow p(i, j) = \langle f^2 \rangle_w - (\langle f \rangle_w)^2 \dots \dots \dots (3.2.1)$$

จากสมการที่ 3.2.1 จะเป็นการ transform ค่าของ pixel value ในแต่ละ sub-image หรือ sliding window

ในขณะที่ subimage มีขนาด 80x80 pixels ภาพของค่าเฉลี่ย variance ใน subimage จะได้จากสมการ

$$p(i, j) \rightarrow q(i, j) = \langle p \rangle_{w(i, j)} \dots \dots \dots (3.2.2)$$

จากสมการที่ 3.2.2 จะเป็นการ transform ค่าของ pixel value ใน original image โดยอาศัยค่าเฉลี่ยของ intensity ของแต่ละ subimage หรือ sliding window จากสมการ 3.2.1 นั่นเอง

จุดที่ให้ maximum variance จะเป็น centre ของ optic disc คือ (i_d, j_d)

$$(i_d, j_d) = \arg \max_{w(i, j)} \langle p \rangle_{w(i, j)} \dots \dots \dots (3.2.3)$$

3.2.2 การแยก Fovea

โดยปกติ fovea จะอยู่ที่ตำแหน่ง ประมาณ 2.5 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางของ optic disc โดยวัดจากศูนย์กลางของ optic disc มีลักษณะเป็นพื้นที่สีเข้มที่สุดในภาพ มี intensity เดียวกับเส้นเลือด

การหา fovea จะเริ่มจากการทำ template of intensities ขึ้นมาก่อน โดย template นี้จะถูกเลือกมาจาก typical fovea ซึ่งสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$g(i, j) = 128 \left[1 - \frac{1}{2} \exp\left(-\frac{(i^2 + j^2)}{2\sigma^2}\right) \right] \dots \dots \dots (3.2.20)$$

โดยให้ (i, j) อยู่ relation to centre ของ template และ template มีขนาด 40x40 pixels และ standard deviation ของ Gaussian distribution (σ) = 22

กำหนดให้ภาพ $W_{(i, j)}$ มี centre ที่ pixel (i, j) มี dimension $M \times M$ และ intensities $g(k, l)$ เราสามารถหา ค่า correlation efficient ของ W กับ template ได้จากสมการ

$$r(i, j) = \frac{\sum_{k,l} [f(k,l) - \langle f \rangle_w][g(i-k, j-l) - \langle g \rangle_w]}{\left\{ \sum_{k,l} (f(k,l) - \langle f \rangle_w)^2 \sum_{k,l} (g(i-k, j-l) - \langle g \rangle_w)^2 \right\}^{1/2}} \quad (3.2.21)$$

เนื่องจาก correlation efficient จะมีค่าระหว่าง $-1 < \gamma < 1$ โดยไม่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของค่า mean หรือ contrast ของ $f(i,j)$ และ $g(i,j)$ เลย โดย -1 จะเป็นค่า anti-correlation 0 เป็นไม่มี correlation และ 1 เป็น perfect correlation

ค่า maximum correlation ระหว่าง template กับ intensity image ที่ได้จาก ISH model transformation จะถูกเลือกเป็นจุดของ fovea ซึ่งในที่นี้เราจะเลือกค่า correlation ที่มากกว่า 0.5 และมีข้อกำหนดว่าต้องอยู่ในบริเวณที่เป็น darkest area ใกล้กับ optic disc

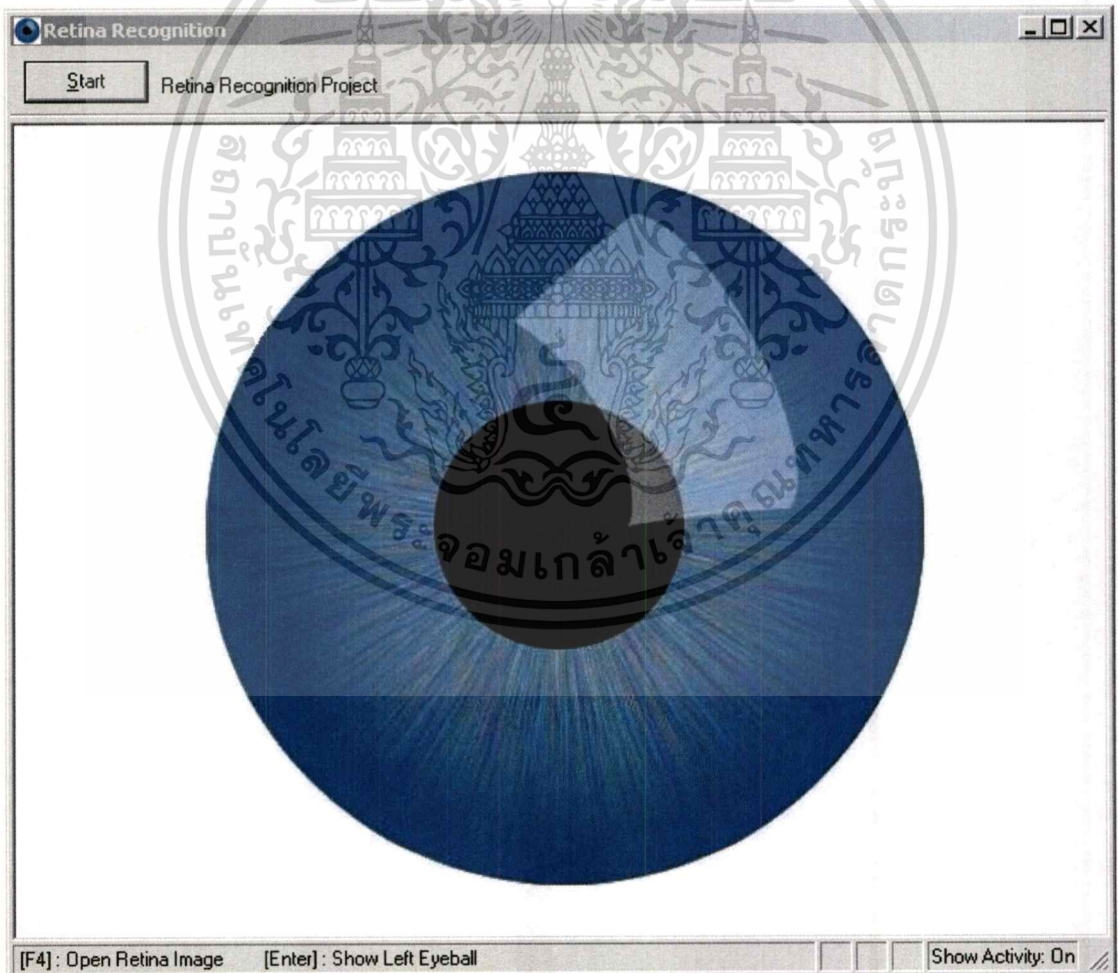
บทที่ 4

ผลลัพธ์ของระบบงาน และข้อจำกัดของระบบงาน

4.1 Graphic User interface

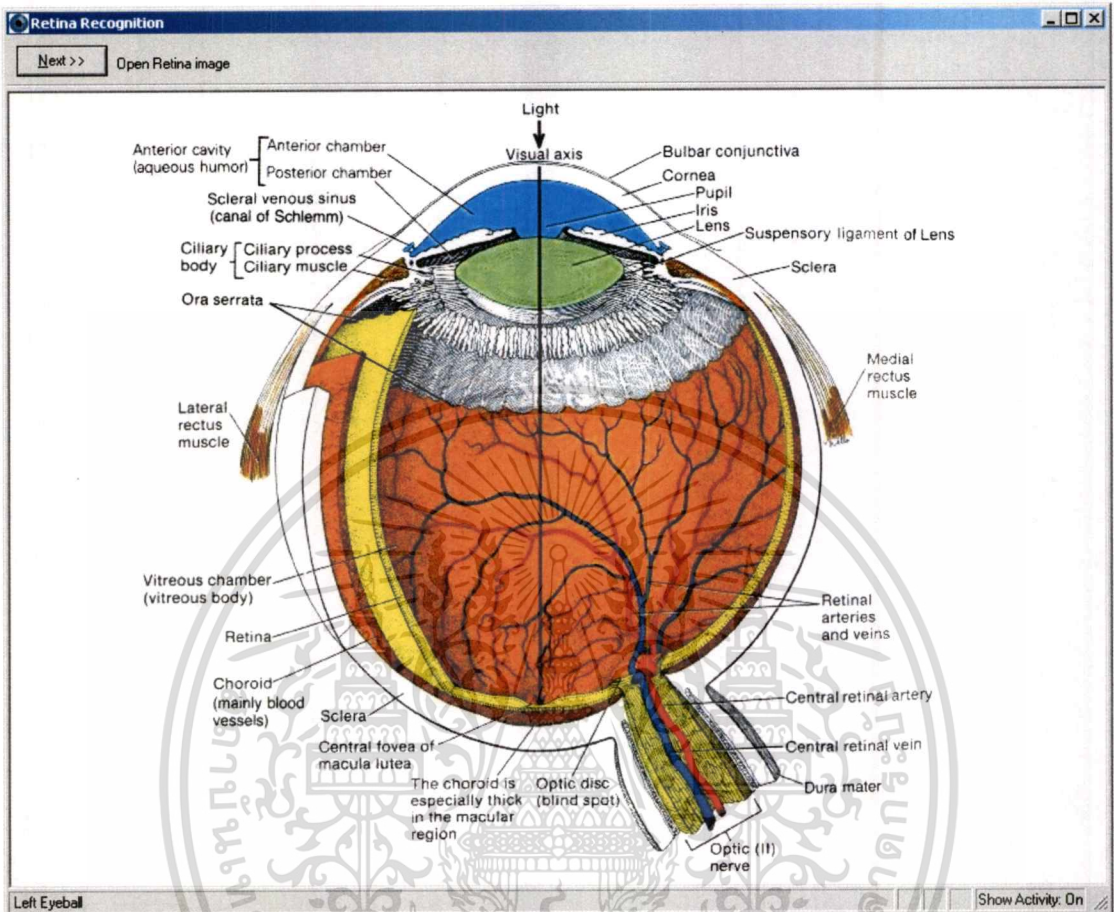
การพัฒนาระบบใช้ Visual Basic 6.0 เป็นภาษาสำหรับการทำ source code โดยกำหนดให้หน้าจอที่จะแสดงผลต้องสามารถแสดงผลได้ในระดับ 24 bits color หรือสูงกว่า เพื่อให้สามารถประมวลผลโดยใช้ color information ได้ครบถ้วน

เมื่อทำการ run program ระบบจะแสดง user interface ดังภาพที่ 4.1



ภาพที่ 4.1 Graphic User interface ก่อนเข้าระบบ

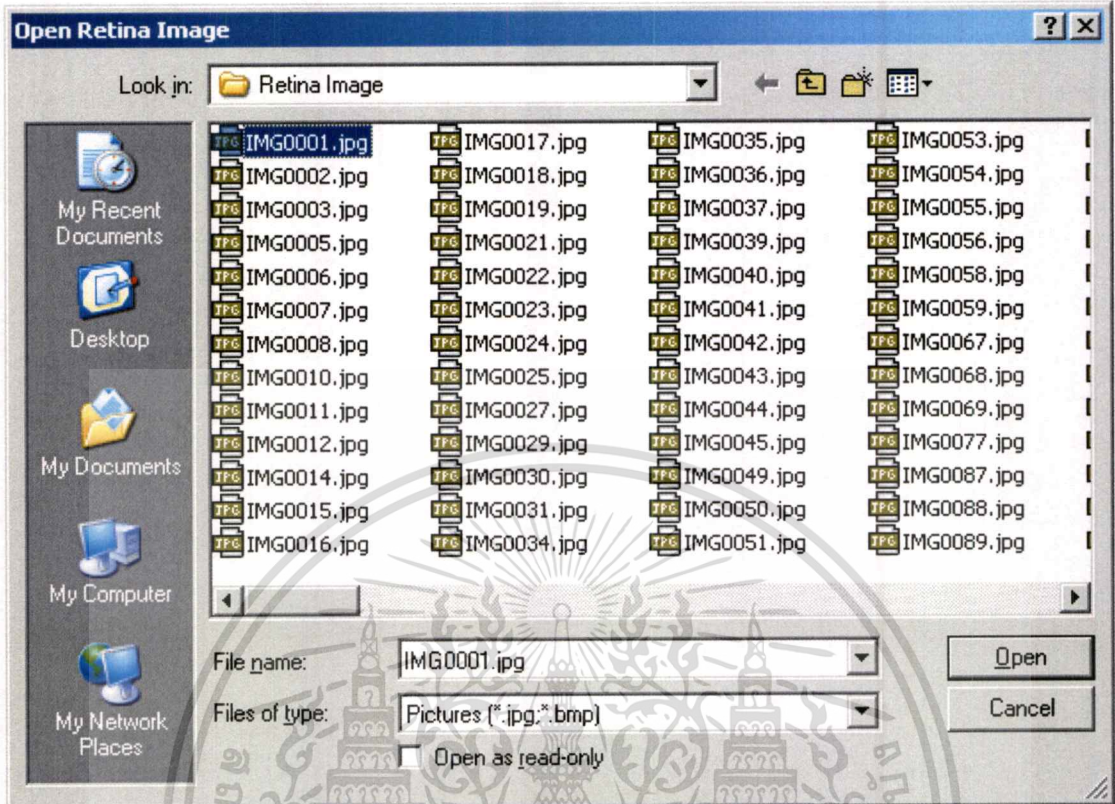
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 4.2 Graphic User interface หลังเข้าระบบ

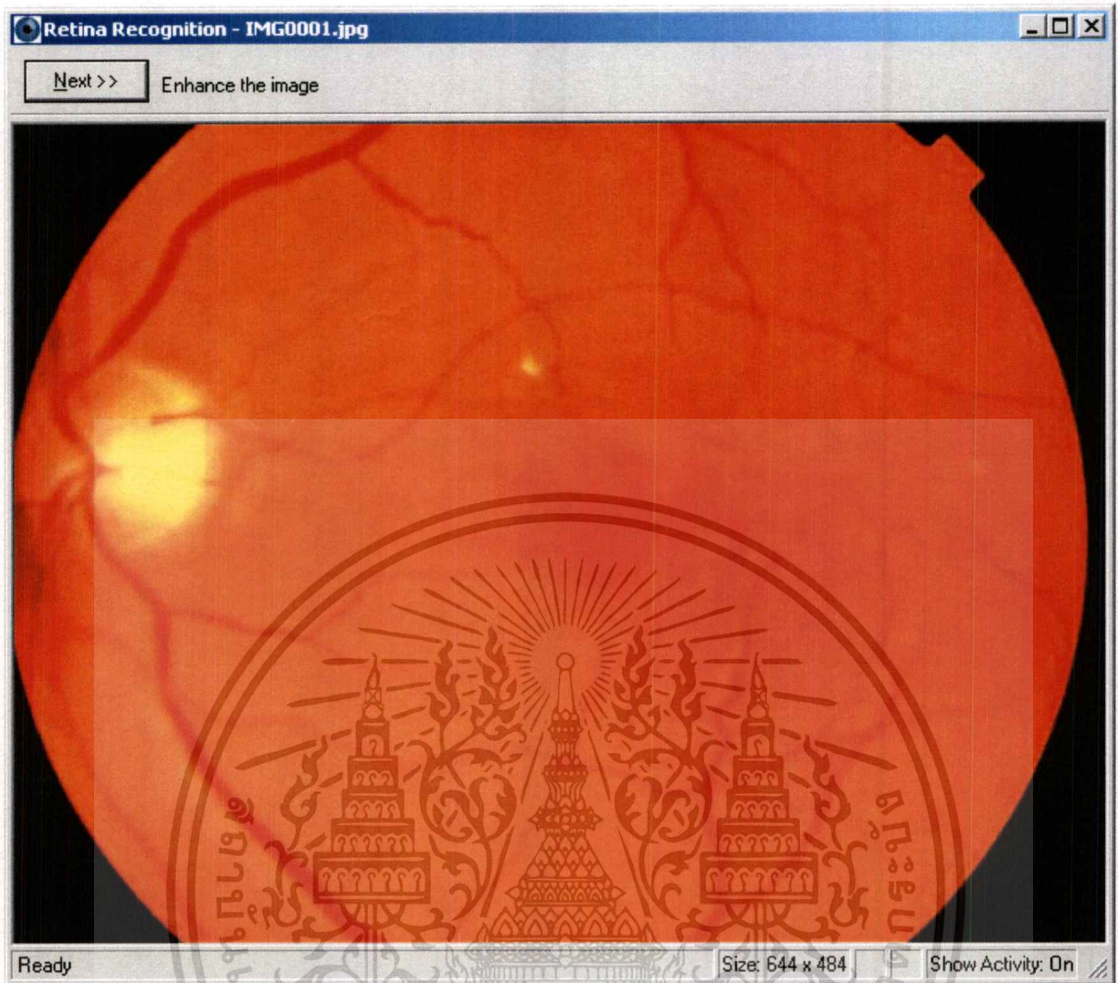
เมื่อ click ที่ปุ่ม start ระบบจะแสดง user interface ดังภาพที่ 4.2 และถ้าหาก click ต่อที่ปุ่ม next>> ระบบจะ pop up open image dialog box ขึ้นมาดังภาพที่ 4.3 ซึ่งระบบถูกโปรแกรมให้เปิดภาพที่อยู่ใน format JPEG (jpg) และ bit map file (bmp) ได้เท่านั้น เนื่องจากระบบยังไม่ได้ถูกทำให้สามารถแปลงภาพจาก format อื่นๆมาเป็น TIF (tagged image format) ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

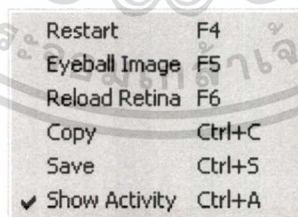


ภาพที่ 4.3 Open Dialog Box เพื่อแสดง Retinal Image

เมื่อเลือกภาพที่ต้องการจาก open dialog box ได้แล้ว ระบบจะแสดงภาพบน clip board เพื่อรอการ enhance และ หาส่วนของ optic disc และ fundus ต่อไป



ภาพที่ 4.4 Retinal Image ที่ถูกเปิดและรอคำสั่ง enhancement



ภาพที่ 4.5 Menu Box เมื่อ click ขวามบนภาพ

Menu box เมื่อเรา Click ขวามบริเวณรูป เมื่อ ไรก็ได้ที่ต้องการ แต่บาง Function จะถูก Disable ถ้าขณะนั้นไม่สามารถใช้ได้ โดยแต่ละ function จะทำหน้าที่ดังนี้

Restart restart ระบบ

Eyeball Image เข้าสู่หน้าจอรอการประมวลผล retinal image ภาพใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Reload Retina	reload ภาพ retina ที่กำลังดูอยู่ขึ้นมาใหม่โดย clear optic disc และ fovea ที่หาพบแล้ว
Copy	copy ภาพเข้า clipboard
Save	save ภาพลงไฟล์ โดยภาพที่ถูก save จะเป็น bitmaps format
Show Activity	switch ที่เลือกแสดงหรือไม่แสดง retinal image ในขณะที่ระบบกำลังทำการประมวลผล เช่น ถ้า switch on ขณะที่ enhance ภาพจะเห็นภาพค่อยๆเปลี่ยนไป จากซ้ายไปขวาทีละแถว ถ้าเป็น switch off จะไม่แสดง แต่จะแสดงภาพที่ประมวลผลหลังจากที่ทำการ Enhance เสร็จแล้ว การ switch on จะทำให้ระบบทำงานช้าลง

4.2 ผลการทำ local adaptive enhancement

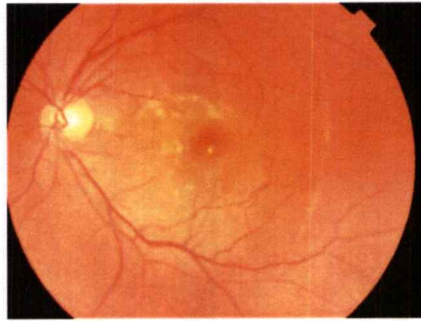


ภาพที่ 4.3 การเปรียบเทียบภาพก่อนทำ local adaptive enhancement (a) กับภาพหลังทำ adaptive enhancement (b)

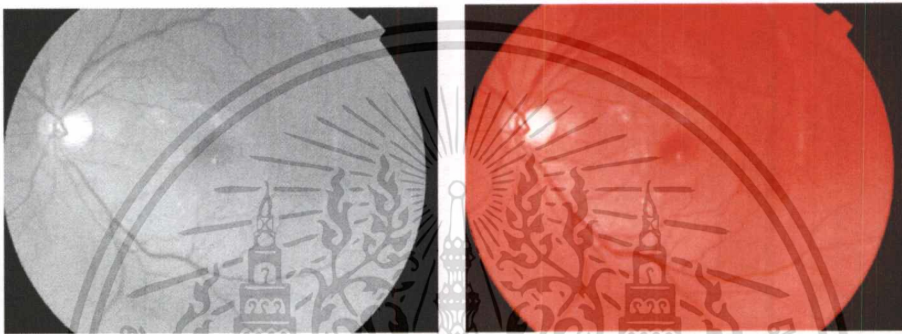
ผลของการทำ local adaptive enhancement ทำให้ได้ retinal image ใหม่ที่มี contrast ของภาพในบริเวณขอบของภาพดีขึ้น

4.3 ผลการแปลงภาพ RGB model เป็น ISH model

ผลของการแปลงภาพจาก RGB model ไปเป็น ISH model ถูกแสดงดังภาพที่ 4.7 (a), (b) และ (c)



(a)



(b)

(c)

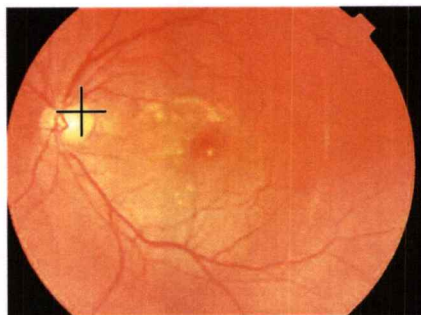
ภาพที่ 4.7 การเปรียบเทียบภาพ (a) retinal image ใน RGB model

(b) ภาพ hue retinal image ใน ISH model

(c) ภาพ saturation retinal image ใน ISH model

4.4 ผลการหา Optic Disc

ระบบสามารถทำการหา optic disc ได้โดยมี sensitivity และ specificity เท่ากับ 99.1% และ 99.1% ตามลำดับ



ภาพที่ 4.8 ผลการหา Optic Disc

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 ผลการหา Fovea

ระบบจะทำการประมวลผลเพื่อหาตำแหน่งของ fovea เฉพาะบริเวณระหว่าง 60 pixel บน และ 60 pixel ล่างของภาพเท่านั้น นอกจากนี้ระบบจะตัดส่วนของภาพที่เกินกว่าบริเวณวงกลมออก ซึ่งจะทำให้ระบบสามารถประมวลผลหาตำแหน่งของ fovea ได้ดีขึ้น

retinal image ที่นำมาหา fovea ถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม แต่ละกลุ่มได้ผลลัพธ์ดังนี้

กลุ่มที่ 1 retinal images ที่มีส่วนของ fovea ทั้งหมดอยู่ในภาพ ระบบสามารถตรวจหา fovea ได้ถูกต้อง 84.5% และไม่สามารถตรวจพบ 15.5%

กลุ่มที่ 2 retinal images ที่มีส่วนของ fovea บางส่วนอยู่ในที่มุมของภาพ โดยมีส่วนของ fovea ปรากฏมากกว่าครึ่งหนึ่ง ระบบสามารถตรวจหา fovea ได้ถูกต้อง 62.1% ตรวจพบ fovea แต่ไม่ถูกต้อง 3.4% และไม่สามารถตรวจพบ fovea เลย 34.5%

กลุ่มที่ 3 retinal images ที่มีส่วนของ fovea บางส่วนอยู่ในที่มุมของภาพ โดยมีส่วนของ fovea ปรากฏน้อยกว่าครึ่งหนึ่ง หรือไม่มี fovea ปรากฏเลย ระบบไม่สามารถตรวจหา fovea ได้เลย



ภาพที่ 4.8 ผลการหา Fovea

4.6 ข้อจำกัดของโปรแกรม

โปรแกรมนี้หากถูกพัฒนาต่อไปจะสามารถใช้กับผู้ป่วยที่มีพยาธิสภาพที่จอประสาทตา ชนิด background diabetic retinopathy เท่านั้น ทั้งนี้เพราะยังมีพยาธิสภาพบางชนิดที่ยังไม่ได้ถูก พัฒนาการไปในโปรแกรมนี้ เช่น NVD, NVE และ vitreous haemorrhage ซึ่งพยาธิสภาพ 2 อย่างแรก เป็นการเกิดใหม่ของเส้นเลือดที่บริเวณ optic disc และบริเวณอื่นๆตามลำดับ ซึ่งทำให้แยกออกได้ ยากจากเส้นเลือดปกติ เมื่อภาพถูกนำมา process ด้วย artificial neural network (ANNs) ที่ใช้ใน โปรแกรมนี้ ส่วนพยาธิสภาพสุดท้ายเกิดจากการที่มีเลือดออกบริเวณ vitreous ซึ่งไม่ใช่ส่วนของ fundus อยู่แล้ว แต่จะมีผลต่อความคมชัดของภาพที่ได้ จนอาจถึงไม่สามารถถ่ายภาพได้เลย เพราะ เลือดที่ออกมาบริเวณ vitreous จะไปบัง fundus ไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยังมีพยาธิสภาพบางชนิดใน background diabetic retinopathy เช่น cotton wool spot และ macular edema ที่โปรแกรมนี้ยังไม่สามารถตรวจสอบได้ เนื่องจากอยู่นอกขอบเขตของโปรแกรมที่เรากำลังพัฒนา

นอกจากนี้ program นี้ยังไม่ได้พัฒนาไปจนถึงพยาธิสภาพอื่นที่อาจเกิดร่วมกับภาวะ diabetic retinopathy ไม่ว่าจะเป็นการเปลี่ยนแปลงจากภาวะ senile degenerative หรือ โรคต่างๆที่ตามทีอาจเกิดขึ้นที่จอประสาทตาที่ตาม ซึ่งภาวะต่างๆเหล่านี้อาจรบกวนการ processing ของโปรแกรมที่เรากำลังพัฒนาได้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุป

การแยกองค์ประกอบของ retinal image ด้วย image processing technique อาจเป็นทางเลือกในการคัดกรองภาวะ diabetic retinopathy และโรคที่เกิดขึ้นบริเวณ posterior chamber ของ eye ball แม้ว่าจะใช้เวลาในการประมวลผลต่อภาพค่อนข้างนาน และต้องการ algorithm ที่เหมาะสมมาประยุกต์ใช้สำหรับแต่ละพยาธิสภาพ แต่หากนำมาพัฒนาต่อไป ก็น่าจะเป็นวิธีหนึ่งที่น่ามาใช้ได้ในทางปฏิบัติ

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 การเพิ่ม sensitivity และ specificity ในการแยก optic disc และ fundus

ในกรณีของ optic disc ถึงแม้ว่า algorithm ที่ใช้จะสามารถตรวจหาตำแหน่งของ optic disc ได้ถูกต้องในสัดส่วนที่สูง แต่ก็ยังมีปัญหาในกรณีที่เมื่อนำมาใช้กับ pathological retinal image บางชนิด เช่น vitreous retraction เป็นต้น ซึ่ง pathological image เหล่านี้มักมีจุดที่มี intensity สูงกว่า optic disc ทำให้ระบบตรวจพบ false positive ได้ การแก้ไขอาจทำได้โดยทำ second algorithm มา support เช่น neural network

ในกรณีของ fundus พบว่าการตรวจหาตำแหน่งของ fundus จะมีข้อผิดพลาดสูงในกรณีที่ส่วนของ fundus ปรากฏอยู่ใน retinal image แต่บางส่วนหรือไม่ปรากฏเลย เราอาจแก้ไขได้ในขณะถ่ายภาพด้วย fundus camera

5.2.2 การพัฒนาระบบต่อโดยการแยก Blood Vessels

เส้นเลือดจะมีลักษณะเป็น network filaments สีแดงเข้ม หรือ ส้มแดง มีจุดกำเนิดออกมาจาก optic disc และความกว้างจะแคบลงเรื่อยๆ

ในที่นี้จะใช้ multilayer perceptron neural network (NN) เป็นตัว extract แต่ก่อนที่จะใช้ NN จะต้องมีการเตรียมข้อมูลเสียก่อน โดยเริ่มจากการใช้ principle component analysis ซึ่งเป็น technique เดียวกันกับ Karhunen Loeve transform technique หรือ Hotelling transform หลักการของ principle component analysis คือ มันจะทำ linear combinations ของ image band เพื่อที่จะ maximise content ใน band ลำดับที่สูงที่สุด ในที่นี้ ดังนั้นค่าของ 3 spectral band ของ pixel จะมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับผูกขาดไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

correlation สูงสุดที่ image band แรก เราจะใช้ principle component transformation นี้ rotate axes จาก red-green-blue เป็น three orthogonal axes ตาม principal axes ของ correlation ทั้ง 3 band ค่าตามแกนแรกซึ่งเป็นค่าสูงสุดของ correlate data จะเป็นส่วนของ main structure ของภาพ ส่วน axes ที่สองจะเป็นส่วน texture ของภาพ และ axes สุดท้ายจะเป็นส่วน noise

กำหนดให้ set ของ K image bands แสดงโดย intensities ของ N^2 pixels $f_a(i)$ สำหรับ $I = 1, \dots, N$ $a = 1, \dots, K$ เริ่มจาก form set of zero mean images โดย subtract จาก mean ของแต่ละ band

$$g_a = f_a(i) - \langle f_a(i) \rangle \dots \dots \dots (3.2.4)$$

ซึ่ง

$$\langle f_a(i) \rangle = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^{N^2} f_a(i) \dots \dots \dots (3.2.5)$$

เพื่อให้การคำนวณง่ายขึ้น เราจะเขียน set ของ K image band $g_a(i)$ ขนาด $N^2 \times K$ matrix ซึ่งแต่ละ image ของ spectral bands ก็คือ column ของ matrix นั้นเอง

$$G = \begin{bmatrix} g_1(1) & g_2(1) & \dots & g_K(1) \\ g_1(2) & g_2(2) & \dots & g_K(2) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ g_1(N^2) & g_2(N^2) & \dots & g_K(N^2) \end{bmatrix} \dots \dots \dots (3.2.6)$$

กำหนดให้ matrix C ขนาด $K \times K$ และ G^T คือ transpose ของ G มีค่าตามสมการ 3.2.7

$$C = G^T G \dots \dots \dots (3.2.7)$$

matrix C สามารถแสดงได้ใน term ของ input image $g_a(i)$ ซึ่งมีสมาชิกของ matrix คือ

$$C_{ab} = \sum_{i=1}^{N^2} g_a(i) g_b(i)$$

$$\begin{aligned}
 &= \sum_{i=1}^N (f_a(i) - \langle f_a(i) \rangle) (f_b(i) - \langle f_b(i) \rangle) \\
 &= \sum_{i=1}^N f_a(i) f_b(i) - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_a(i) \sum_{i=1}^N f_b(i) \dots \dots \dots (3.2.8)
 \end{aligned}$$

ซึ่งเป็น un-normalised correlation ระหว่าง ลำดับที่ a และ ลำดับที่ b image bands
 ดังนั้น C คือ spectral correlation matrix ของ image เราสามารถสร้าง matrix H ของ un-
 correlated images โดยใช้ orthogonal K x K matrix transform B ดังสมการ 3.2.9

$$H = GB \dots \dots \dots (3.2.9)$$

เนื่องจาก column เป็น un-correlate

$$H^T H = \Lambda \dots \dots \dots (3.2.10)$$

และ Λ คือ diagonal matrix

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_k & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda_k & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \lambda_k \end{bmatrix} \dots \dots \dots (3.2.11)$$

ซึ่งเป็นไปตามสมการที่ 3.2.12

$$CB = B\Lambda \dots \dots \dots (3.2.12)$$

สมการที่ 3.2.12 นี้ จะคล้ายกับ eigen vector/value problem โดย คือ eigenvalues ของ matrix C และ column ของ matrix B จะตรงกับ eigenvectors เนื่องจาก matrix C เป็น symmetry matrix (คือ $c_{ab} = c_{ba}$) eigenvector problem ที่ใช้หาค่า eigenvalues และ vectors ของ real symmetry matrix ซึ่งเราสามารถใช้ Jacobi transformation ซึ่งการ transform set ของ K orthogonal images $h_a(i)$ จะถูก transform ตามสมการ 3.2.13

$$h_a(i) = \sum_{b=1}^K b_{ab} g_a(i) \dots \dots \dots (3.2.13)$$

เมื่อ $a = 1, \dots, K$ และ $h_1(1), h_1(2), \dots, h_1(N)$ คือ first component ของ set ของ principal components ที่จะถูกนำไปใช้เป็น pattern data สำหรับให้ neural network classify ต่อไป

นอกจากการเตรียมข้อมูลสำหรับ neural network โดย first principal component แล้ว เรายังต้องนำ first component PCA image มา apply ด้วย edge operator ต่อ การใช้ edge operator เข้ามาช่วยนี้ จะทำให้การแยก vessel กับ non-vessel เป็นไปได้ง่ายขึ้น ในที่นี้จะเลือกใช้ Canny operator ตามวิธีของ Spacek เนื่องจากให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าวิธีอื่น

Spacek method ถูก define ดังนี้

$$h(x) = 16.9564 \sin(x) + 13.0161 \cos(x) - 18.8629 \exp(x) + 4.8468 \exp(-x) + 1 \dots (3.2.14)$$

โดยค่า $h(x)$ กำหนดให้อยู่ในช่วง $(-1, 0)$ ส่วนค่า 0 ถึง 1 จะเป็นค่า anti-symmetry ของ edge operator

ในที่นี้จะใช้ Canny edge filter ในสองทิศทาง โดยกำหนดให้ edge kernel จาก 2D discrete convolution ตาม x และ y direction คือ สมการ 3.2.15 และ 3.2.16 ตามลำดับ

$$e_x(x, y) = \sum \sum h_x(\zeta, \eta) f(x-\zeta, y-\eta) d\zeta d\eta \dots \dots \dots (3.2.15)$$

$$e_y(x, y) = \sum \sum h_y(\zeta, \eta) f(x-\zeta, y-\eta) d\zeta d\eta \dots \dots \dots (3.2.16)$$

ค่า intensity ของ edge image intensity ถูกกำหนดตามสมการ 3.2.17

$$e(x, y) = \left[(e_x(x, y))^2 + (e_y(x, y))^2 \right]^{1/2} \dots \dots \dots (3.2.17)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

NN ในที่นี้ประกอบด้วย 3 layer perception โดยมี 200 input nodes, 20 hidden nodes และ 2 output nodes neural network algorithm ในที่นี้เลือกใช้ resilient back propagation algorithm ร่วมกับ early stop เพื่อ improve generalization โดยการ training จะได้ vessels และ non vessel images ออกมา ซึ่งจะถูก check ด้วย optalmologist

post processing process หลังจากที่เราได้ out put จาก NN ภาพจะถูกแบ่งออกเป็นส่วน vessel กับ non-vessel ซึ่งมีสีดำและขาวตามลำดับ แต่ output ที่ออกมาจะมี small isolated region s of pixel ซึ่งไม่ใช่ส่วนของเส้นเลือดเข้ามาปนกับส่วนของเส้นเลือด เราสามารถแก้ misclassify ที่เกิดขึ้นนี้ โดยใช้ criteria ดังต่อไปนี้

1. area (size) กำหนดให้ small region มี pixel น้อยกว่า 30 pixel จะถูกนำออกไป
2. compactness โดย

$$compactness = \frac{(region_border_length)^2}{area} \dots\dots\dots(3.2.18)$$

โดยใน Euclidean space ค่า compactness ที่สูงที่สุดจะอยู่ในรูปวงกลม ซึ่งค่า compactness จะมีค่าอยู่ในช่วง $(1, \infty)$ ถ้าเป็น image boundary ในที่นี้กำหนดให้ compactness น้อยกว่า 40 และมีจำนวน pixel น้อยกว่า 100 pixels จะถูกนำออกไป

3. ellipse parameter (size) ค่า ellipse parameter เป็นค่าอัตราส่วนของ major axes กับ ผลรวมของ major axes กับ minor axes ค่าอัตราส่วนนี้จะมีค่าระหว่าง 0.5 (วงกลม) กับ 1 (เส้นตรง)

ถ้ากำหนดให้ x เป็น position of the region pixels in x coordinate

y เป็น position of the region pixels in y coordinate

major และ minor axes ของ region จะคำนวณจาก eigen values ของ covariance matrix

$$C = \begin{bmatrix} \sum (x_i - \langle x \rangle)^2 & \sum (x_i - \langle x \rangle)(y_i - \langle y \rangle) \\ \sum (x_i - \langle x \rangle)(y_i - \langle y \rangle) & \sum (y_i - \langle y \rangle)^2 \end{bmatrix} \dots\dots\dots(3.2.19)$$

หรือ x_1, y_1 คือ coordinate ในแนว x, y ของ region

$\langle x \rangle, \langle y \rangle$ คือ ค่าเฉลี่ยของพื้นที่ใน x, y coordinate

และ $0.5 < \text{ellipse parameter} < 1$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในที่นี้ ellipse parameter < 0.5 โดย small region < 100 pixels จะถูก classified เป็น non-vessels

5.2.3 การพัฒนาระบบต่อเพื่อ localize diabetic retinal lesions

เนื่องจากสีของ fundus จะขึ้นอยู่กับเชื้อชาติ โดยจะมีสีส้มแดงใน Caucasian ในที่นี้ใช้สีส้มแดงซึ่งเป็นสีที่พบในคน Asia เป็นหลัก

5.2.3.1 Recognition of Hard Exudates

เนื่องจาก exudates มีลักษณะเป็นพยาธิสภาพสีเหลือง ที่มีขนาดและรูปร่างแตกต่างกัน ในที่นี้จะใช้ recursive region growing segmentation (RRGS) ในการหาขอบของพยาธิสภาพ ซึ่งเราอาจเลือกใช้คุณสมบัติใดๆของ pixel เช่น grey level, สี หรือ texture

ถ้ากำหนดให้ R เป็น fundus image และ R ถูกแบ่งออกเป็น n subregions R_1, R_2, \dots, R_n ดังนี้

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = R,$$

R_i เป็น connected region, $i = 1, 2, \dots, n$,

$$R_i \cap R_j = \emptyset \text{ for all } i \text{ and } j, i \neq j,$$

$P(R_i) = \text{TRUE}$ for $i = 1, 2, \dots, n$, and

$$P(R_i \cup R_j) = \text{FALSE} \text{ for } i \neq j$$

ในที่นี้กำหนดว่า pixel ที่อยู่ใน hard exudates ต้องมี homogenous grey scale properties โดยเริ่มจาก pixel raster order กำหนดให้ pixel p ที่ co-ordinates (x,y) จะมี pixel ที่อยู่รอบๆมัน 4 pixels ในด้านบน, ล่าง, ซ้าย และขวา ซึ่งมี co-ordinates $(x,y+1)$, $(x,y-1)$, $(x-1,y)$ และ $(x+1,y)$ ตามลำดับ กำหนดให้เป็น adjacent pixel p , ถ้าค่าความแตกต่างของ intensity ระหว่าง p กับ p , มากกว่า threshold 10 p , จะถือว่าเป็น region เดียวกับ p หลังจากนั้นก็คำนวณค่าเฉลี่ย intensity ของ region แทน original intensities เมื่อทำเช่นนี้หมดทั้งภาพ ภาพก็จะถูกแบ่งออกเป็น ส่วน exudate และ non-exudate ส่วนของ non-exudate จะถูกแยกออกไป โดยใช้ median intensity ของ background ซึ่งเป็นส่วนที่มี pixel มากที่สุด เพราะมันกินพื้นที่มากที่สุด เป็นค่า threshold ถ้า segmented regions ใด มีค่า median intensity มากกว่า threshold มันจะถูกตั้งค่าของ threshold ใหม่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็น 255 ซึ่งเป็นสีขาว ส่วน segmented regions ไค มีค่า median intensity ต่ำกว่า threshold มันจะ ถูกตั้งค่าของ threshold ใหม่เป็น 0 ซึ่งเป็นสีดำ และกลุ่มหลังนี้ก็จะ เป็น non-exudate regions ที่ยังมี ส่วนของ optic disc ปนมา ซึ่งในที่นี้จะแยก optic disc ออกมาด้วย position recognition algorithm

5.2.3.2 Recognition of Haemorrhages and Microaneurysms (HMA)

microaneurysms จะมีรูปร่าง จุดกลมเล็กที่ขึ้นออกมาจากเส้นเลือด ในขณะที่ haemorrhages จะมีรูปร่างเป็น 'dot', 'blot' หรือ 'flame' พยาธิสภาพทั้งสองจะมีสีแดง ในที่นี้เราจะกำหนด color band สีเขียวให้ HMA ทั้งนี้เพราะมันเป็นสีที่แตกต่างจากสีแดง และ contain information ได้มาก และใช้ Moat operator ในการทำให้ขอบของพยาธิสภาพคมชัดขึ้น

Moat operator เริ่มจากการแปลง $f(x,y)$ ที่เป็น spatial domain ด้วย Fourier transformation

$$F(u, v) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \exp[-2j\pi(\frac{ux + vy}{N})] \dots \dots \dots (3.3.1)$$

เมื่อภาพมีขนาด $N \times N$

หลังจากนั้นจะใช้ high pass filter จะทำให้ low frequency component ผ่านเข้ามาโดยไม่มี high frequency information เข้ามารบกวน การทำเช่นนี้ จะทำให้ขอบของ vessel คมชัดขึ้น ใช้ได้ใน กรณีที่มีการเปลี่ยนแปลงของ grey level อย่างรวดเร็ว กำหนดให้ filter spectrum $H(u,v)$ จะได้ค่าที่ ผ่าน filter ดังสมการ 3.3.2

$$G(u, v) = H(u, v)F(u, v) \dots \dots \dots (3.3.2)$$

โดย

$$H(u, v) = 1 - \exp[-\frac{u^2 + v^2}{2\sigma^2}] \dots \dots \dots (3.3.3)$$

หลังจากนั้นจะแปลงกลับด้วย inverse Fourier transformation

$$g(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} G(u, v) \exp[2j\pi(\frac{ux + vy}{N})] \dots \dots \dots (3.3.4)$$

ซึ่งส่วน real และ imaginary part ของภาพจะถูกแสดงด้วย

$$R(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} G(u, v) \cos[2\pi(\frac{ux + vy}{N})] \dots \dots \dots (3.3.5)$$

$$I(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} G(u, v) \sin[2\pi(\frac{ux + vy}{N})] \dots \dots \dots (3.3.6)$$

Moat operator จะถูก apply ตามสมการ 3.3.7

$$f_n(x, y) = f(x, y) - \sqrt{R^2 + I^2} \dots \dots \dots (3.3.7)$$

แต่ผลของ Moat operator จะทำให้เวลาทำ RRGs จะมีส่วนของ lesion ที่เล็กน้อย เพื่อแก้ปัญหานี้ เราจะใช้ $f(x, y) - e(x, y)$ เมื่อ

$$F(u, v) = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} [f(x, y) - e(x, y)] \exp[-j2\pi(\frac{ux + vy}{N})] \dots \dots \dots (3.3.8)$$

โดย $e(x, y)$ คือ edge gradient function

$$e(x, y) = \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{1/2} \dots \dots \dots (3.3.9)$$

หลังจากนั้นใช้ RRGs ในการแยกภาพออกเป็นส่วน HMA และ non-HMA regions แต่ HMA region ที่ได้ จะมีส่วนของเส้นเลือดปนมาด้วย เพราะความคล้ายกันในเรื่องสี จึงแก้ไขด้วยการใช้ neural network technique มาแยกส่วนที่เป็นเส้นเลือดออกไป

5.2.4 การพัฒนาทางด้าน hardware

จะเห็นว่าการพัฒนาระบบงานนี้ เป็นการพัฒนาแต่เพียงด้าน software แต่เพียงอย่างเดียว การถ่ายภาพผู้ป่วยจำเป็นจะต้องอาศัย fundus camera ที่มีราคาสูง โดยเฉพาะการที่จะให้ได้ภาพที่มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณภาพ คือสามารถถ่ายภาพที่มี angle กว้างๆได้ จึงน่าจะมีการพัฒนาทางด้าน hardware รวมถึงเทคนิคการถ่ายภาพที่มีประสิทธิภาพ เพื่อให้ค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นจากการทำ screening test นี้ลดลง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- American Diabetes Association and American Academy of Ophthalmology. 1992. *Screening Guidelines for Diabetic Retinopathy*. n.p.
- Blumenkranz, M. S. et. al. 1998. *The Sensitivity of Digital Photography in the Detection of Diabetic Retinopathy*. n.p.
- Bursell, Sven-Erik et. al. 2001. *Stereo Nonmydriatic Digital-video Color Retinal Imaging Compared with Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Seven Standard Field 35 mm. Stereo Color Photos for Determining Level of Diabetic Retinopathy*. New York : Elsevier Science.
- Gonzalez, R.C., and Woods, R.E. 1993. *Digital Image Processing*. rev.ed. California : Addison-Wesley.
- Sinthanayothin, C. et. al. 1999. "Automated Localisation of the Optic Disc, Fovea, and Retinal Blood Vessels From Digital Colour Fundus Images." *British Journal Ophthalmologist*. 1999 : 902-910
- Sinthanayothin, C. et. al. n.d. "Automated Screening of Diabetic Retinopathy in Digital Fundus Images." n.p.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายธนู โกมลไสย
วัน/เดือน/ปี ที่เกิด	8 มีนาคม 2513
ประวัติการศึกษา	ระดับมัธยมศึกษา สอนกุหลาบวิทยาลัย ระดับอุดมศึกษา -แพทยศาสตรบัณฑิต (M.D.), มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ -นิติศาสตรบัณฑิต (LLB.) มหาวิทยาลัยสุโขทัยธรรมา ชิราช -Master of Law (International Trade Law), Queensland University, Australia
ประวัติการทำงาน	2537-2539 นายแพทย์ 5, โรงพยาบาลสมเด็จพระบรมราชเทวี ณ ศรีราชา 2540- ปัจจุบัน นายแพทย์ 6, การสื่อสารแห่งประเทศไทย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้