

เทคนิคเชิงแสงสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดและการวัดการไหลของเลือด
ในหลอดเลือดแบบไม่คูคคาม



นางสาววัญย์ สัมพันธ์พร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และฟิสิกส์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2560

**NONINVASIVE OPTICAL TECHNIQUES FOR
SUBCUTANEOUS VASCULAR IMAGING AND BLOOD
FLOW MEASUREMENT**



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the

Degree of Master of Engineering in

Electronics and Photonics Engineering

Suranaree University of Technology

Academic Year 2017

เทคนิคเชิงแสงสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดและการวัดการไหลของเลือด
ในหลอดเลือดแบบไม่คูคคาม

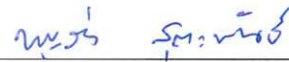
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(รศ. ดร.กิตติ อัดถกิจมงคล)

ประธานกรรมการ



(ผศ. ดร.บุญส่ง สุตะพันธ์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(ผศ. ดร.สมศักดิ์ วาณิชอนันต์ชัย)

กรรมการ



(ผศ. ดร.ชนเสงฤทธิ์ ทศศิกรพัฒน์)

กรรมการ



(ผศ. ดร.นฤมล สิงห์ดง)

กรรมการ



(ศ. ดร.สันติ แม่นศิริ)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและพัฒนาความเป็นสากล



(รศ. ร.อ. ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ลาวัณย์ สัมพันธ์พร : เทคนิคเชิงแสงสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดและการวัดการไหล
ของเลือดในหลอดเลือดแบบไม่รุกล้ำ (NONINVASIVE OPTICAL TECHNIQUES
FOR SUBCUTANEOUS VASCULAR IMAGING AND BLOOD FLOW
MEASUREMENT) อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญส่ง สุตะพันธ์, 240 หน้า

แสงอินฟราเรดช่วงใกล้ (Near infrared, NIR) เป็นแสงที่ได้รับความนิยมนำไปใช้ถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง เนื่องจากสามารถทะลุผ่านชั้นผิวหนังลงไปได้ถึง 1-5 mm นอกจากนี้ฮีโมโกลบินซึ่งเป็นส่วนประกอบของเม็ดเลือดมีค่าการดูดกลืนแสงในช่วง NIR แตกต่างจากเนื้อเยื่อโดยรอบมากกว่าแสงในช่วงความยาวคลื่นที่ตามองเห็น ทำให้แสงอินฟราเรดช่วงใกล้สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ดีและได้ลึกกว่าแสงที่ตามองเห็น

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาเครื่องมือวัดเชิงแสง 2 ชนิด ประกอบด้วยเทคนิคการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง (NIR imaging) และเทคนิคการถ่ายภาพแบบเลเซอร์สเปกเกิลคอนทราสต์ (Laser speckle contrast imaging) เพื่อนำไปใช้กับการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง รวมทั้งศึกษาความเป็นไปได้ในการนำไปใช้กับการถ่ายภาพและวัดอัตราการไหลของเลือดในเส้นเลือดเทียมใต้ผิวหนัง

การพัฒนาเครื่องมือสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง งานวิจัยนี้ได้ออกแบบเครื่องมือ 3 รูปแบบโดยใช้กล้องรับภาพแตกต่างกัน เพื่อประเมินคุณภาพการถ่ายภาพเส้นเลือดและต้นทุนเครื่องมือ 2 รูปแบบแรกใช้กล้องรับภาพแบบซีมอส (Complementary metal oxide semiconductor, CMOS) และกล้องเว็บแคม ตามลำดับ โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงที่สร้างจากไดโอดเปล่งแสงความยาวคลื่น 850 nm ส่วนเครื่องมือแบบที่ 3 ใช้กล้องรับภาพและแหล่งกำเนิดแสงที่มีอยู่แล้วของกล้อง IP camera ผลการทดสอบพบว่า เครื่องมือที่ใช้กล้องซีมอสเป็นกล้องรับภาพจะให้ค่า Contrast ในการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังสูงกว่าแบบอื่น ต้นทุนค่าวัสดุและอุปกรณ์ประมาณ 50,000 บาท เครื่องมือที่ใช้กล้องเว็บแคมและ IP camera ให้ค่า Contrast ของเส้นเลือดไม่แตกต่างกัน ต้นทุนวัสดุและอุปกรณ์ของเครื่องมือประมาณ 7,000 บาท และ 2,000 บาท ตามลำดับ เครื่องมือที่ใช้กล้อง IP camera พัฒนาให้มีขนาดเล็กและพกพาได้สามารถแสดงผลบนโทรศัพท์มือถือหรือแท็บเล็ตได้ผ่านระบบไร้สาย ส่วนเครื่องมือที่ใช้กล้องซีมอสและกล้องเว็บแคมเป็นแบบตั้งโต๊ะ เหมาะสำหรับการใช้งานในห้องปฏิบัติการ

เพื่อให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ถ่ายด้วยเครื่องมือมีความชัดเจนมากขึ้น งานวิจัยนี้ได้ศึกษาเทคนิคการประมวลผลภาพ 5 เทคนิค ประกอบไปด้วยเทคนิค Histogram stretching, Histogram equalization, Normalization, Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching โดยพัฒนาบนโปรแกรม LabVIEW เมื่อเปรียบเทียบค่า Contrast ของเส้นเลือดและเวลาที่ใช้ในการประมวลผล

ภาพพบว่าเทคนิค Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ให้ค่า Contrast สูงแต่ใช้เวลาประมวลผลภาพ 4-7 s เทคนิค Normalization ให้ค่า Contrast สูงและประมวลผลไม่นาน แต่มีขอบภาพมืดและมีความยุ่งยากในการตั้งค่า ส่วนเทคนิค Histogram stretching ให้ค่า Contrast ต่ำ งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้เทคนิค Histogram equalization เพราะให้ค่า Contrast สูงและใช้เวลาประมวลผลสั้น

การพัฒนาเครื่องมือแบบเลเซอร์สเปกเคิลคอนทราสต์สำหรับวัดอัตราการไหลของเลือดแบบไม่สัมผัส งานวิจัยนี้ได้สร้างต้นแบบโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงแบบเลเซอร์ไดโอดความยาวคลื่น 785 nm และใช้กล้องรับภาพแบบซีมอส และได้พัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลภาพแบบเรียลไทม์สำเร็จ รวมทั้งได้ศึกษาผลกระทบต่อค่า Speckle contrast เนื่องจากการตั้งค่ารับแสงและเวลาในการรับแสงของกล้องรับภาพ ผลการทดสอบกับ Phantom พบว่าเครื่องมือสามารถวัดอัตราการไหลของเลือดตัวอย่างได้ โดยมีความสัมพันธ์ระหว่างค่า Speckle contrast กับอัตราการไหลสอดคล้องกับทฤษฎีที่มีการศึกษาก่อนหน้านี้

เครื่องมือที่พัฒนานี้น่าจะมีประโยชน์ในการหาตำแหน่งที่เหมาะสมของเส้นเลือดสำหรับการแทงเข็ม การใช้ในการเรียนการสอนของนักศึกษาสาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพ และอาจจะสามารถนำไปใช้ในการศึกษาหรือการวิเคราะห์การอุดตันของเส้นเลือดเทียมได้แต่ต้องมีการออกแบบเครื่องมือเพิ่มเติมเพื่อลดผลกระทบที่อาจจะเกิดต่อผู้ป่วย



สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

ปีการศึกษา 2560

ลายมือชื่อนักศึกษา อภิเดช สิมพันธ์พร

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา พชร สุรินทร์

LAWAN SAMPANPORN : NONINVASIVE OPTICAL TECHNIQUES
FOR SUBCUTANEOUS VASCULAR IMAGING AND BLOOD FLOW
MEASUREMENT. THESIS ADVISOR : ASST. PROF. BOONSONG
SUTAPUN, Ph.D., 240 PP.

NONIVASIVE OPTICAL TECHNIQUES/SUBCUTANEOUS VASCULAR
IMAGING/BLOOD FLOW MEASUREMENT/NIR IMAGING/LSCI

At the wavelength of a near infrared region, light has a high penetration depth into human skin deeper than that of visible light. Large optical absorption difference between red blood cells and surrounding tissues is found at the NIR region. Therefore, near infrared light has been widely used for subcutaneous vein imaging and other noncontact skin diagnostic techniques. In this work, two noncontact optical techniques including NIR vein imaging and laser speckle contrast imaging have been developed.

For the development of NIR vein imagers, three devices using different cameras have been constructed and compared for their technical performances. The first vein imager utilized a high-quality CMOS camera while the second vein imager employs a low-cost web camera. Both devices used 850-nm LED as a light source and were designed as a benchtop instrument. The third device was designed to be a portable and wireless vein imager by utilizing an imaging device, a LED and a wireless communication board available from an IP camera. It was found that the CMOS vein imager provided the highest vein contrast while the web-camera and the IP camera imagers showed a comparable contrast. However, the vein imager based on IP camera has a smaller size and allows a convenient wireless connectivity to a smart phone or a tablet.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลือในด้านต่างๆ จึงขอขอบคุณบุคคลและกลุ่มบุคคลดังต่อไปนี้

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญส่ง สุตะพันธ์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ เป็นผู้ให้ความรู้ คำแนะนำทางด้านวิชาการ และคำแนะนำในการพัฒนาเครื่องมือต่างๆ ในวิทยานิพนธ์นี้ รวมถึงแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

นายอาโมทย์ สมบูรณ์แก้ว ห้องปฏิบัติการเทคโนโลยีโฟโตนิกส์ หน่วยวิจัยระบบและอุปกรณ์อัจฉริยะ ศูนย์เทคโนโลยีและอิเล็กทรอนิกส์แห่งชาติ เป็นผู้ให้ความรู้ และคำแนะนำในการพัฒนาโปรแกรม LabVIEW รวมถึงให้การสนับสนุนอุปกรณ์ในการวิจัย

อาจารย์สิริกร ขาวบุญมาศิริ อาจารย์ ดร.ปัทมา วาจามั่น อาจารย์ชวีริช ประวิติวงศ์ และอาจารย์วีวรรณ พงศ์วุฒิพัชร สำนักวิชาพยาบาลศาสตร์ เป็นกลุ่มบุคคลที่ให้คำแนะนำ และนำเครื่องมือที่งานวิจัยนี้พัฒนาขึ้นไปใช้ในการเรียนการสอนปฏิบัติการของนักศึกษาพยาบาล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นฤมล สิงห์คง และอาจารย์วีวรรณ พงศ์วุฒิพัชร ที่กรุณาหาอาสาสมัครในการถ่ายภาพเส้นเลือดของผู้ป่วยโรคไต

รวมถึงกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ที่ให้คำแนะนำในการแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์ โดยเฉพาะผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นฤมล สิงห์คง ที่ได้ให้คำแนะนำวิธีการทางสถิติที่เหมาะสมสำหรับการศึกษการใช้เครื่องมือสำหรับการเรียนการสอนของนักศึกษาพยาบาล

โครงการวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนเงินทุนจากสำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ตามสัญญาสนับสนุนทุนสนับสนุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา โครงการทุนสถาบันบัณฑิตวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีไทย เลขที่ TGIST 01-57-026

ลาวัณย์ สัมพันธ์พร

สารบัญ

หน้า

| | |
|--|----------|
| บทคัดย่อ (ภาษาไทย)..... | ก |
| บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ)..... | ค |
| กิตติกรรมประกาศ..... | จ |
| สารบัญ..... | ฉ |
| สารบัญตาราง..... | ฉ |
| สารบัญรูป..... | ฐ |
| บทที่ | |
| 1 บทนำ..... | 1 |
| 1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย..... | 1 |
| 1.2 องค์ประกอบของวิทยานิพนธ์..... | 4 |
| 1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย..... | 4 |
| 1.4 รายการอ้างอิง..... | 4 |
| 2 ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... | 7 |
| 2.1 คุณสมบัติการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อ..... | 7 |
| 2.2 เทคนิคการจัดอุปกรณ์ทางแสงสำหรับ NIR imaging..... | 9 |
| 2.2.1 การจัดแสงแบบสะท้อน..... | 10 |
| 2.2.2 การจัดแสงแบบทะลุผ่าน..... | 12 |
| 2.2.3 การจัดแสงแบบ Dark field illumination..... | 13 |
| 2.2.4 การจัดแสงแบบ Cross polarization..... | 14 |
| 2.3 เทคนิคการปรับปรุงภาพให้ภาพเส้นเลือดชัดเจน..... | 16 |
| 2.3.1 Multispectral imaging..... | 16 |
| 2.3.2 Normalization..... | 17 |
| 2.3.3 Histogram equalization..... | 18 |
| 2.3.4 Histogram stretching..... | 20 |

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

| | | |
|----------|---|-----------|
| 2.3.5 | Laplacian of Gaussian..... | 22 |
| 2.3.6 | Global thresholding (Otsu's method)..... | 24 |
| 2.3.7 | Moving averages local thresholding | 26 |
| 2.3.8 | Niblack local thresholding | 28 |
| 2.4 | Laser speckle contrast imaging (LSCI) | 30 |
| 2.4.1 | ทฤษฎีพื้นฐานของ LSCI..... | 30 |
| 2.4.2 | ความสัมพันธ์ระหว่าง Speckle contrast กับความเร็ว | 30 |
| 2.4.3 | พารามิเตอร์ที่สำคัญในการถ่ายภาพ Speckle contrast..... | 32 |
| 2.4.4 | การวิเคราะห์ภาพสเปกเคิลเชิงพื้นที่ (Spatial speckle contrast) | 35 |
| 2.5 | Phantom..... | 37 |
| 2.5.1 | Phantom สำหรับ NIR imaging | 37 |
| 2.5.2 | Phantom สำหรับ LSCI..... | 38 |
| 2.6 | รายการอ้างอิง..... | 40 |
| 3 | เทคนิคการถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมได้ผิวหนังโดยใช้แสงความยาวคลื่นอินฟราเรด | |
| | ช่วงใกล้..... | 46 |
| 3.1 | บทนำ | 46 |
| 3.2 | การจัดอุปกรณ์ทดลอง..... | 47 |
| 3.3 | วิธีการทดลอง..... | 48 |
| 3.3.1 | การสร้าง Phantom ของเส้นเลือดเทียม | 48 |
| 3.3.2 | การเปรียบเทียบผลการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยใช้ Phantom..... | 50 |
| 3.3.3 | การทดสอบกับเนื้อเยื่อจริง..... | 50 |
| 3.3.4 | การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังบริเวณแขน โดยใช้การจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination | 51 |
| 3.3.5 | การทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไต | 51 |
| 3.4 | ผลการทดลอง..... | 52 |

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

| | | |
|-------|---|----|
| 3.4.1 | การสร้าง Phantom ของเส้นเลือดเทียม | 52 |
| 3.4.2 | การเปรียบเทียบผลการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยใช้ Phantom | 54 |
| 3.4.3 | การทดสอบกับเนื้อเยื่อจริง | 57 |
| 3.4.4 | การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณแขน โดยใช้การจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination | 59 |
| 3.4.5 | การทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไต | 61 |
| 3.5 | วิเคราะห์ผลการทดลอง | 63 |
| 3.5.1 | การสร้าง Phantom ของเส้นเลือดเทียม | 63 |
| 3.5.2 | การเปรียบเทียบผลการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยใช้ Phantom | 63 |
| 3.5.3 | การทดสอบกับเนื้อเยื่อจริง | 63 |
| 3.5.4 | การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณแขน โดยใช้การจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination | 64 |
| 3.5.5 | การทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไต | 64 |
| 3.6 | สรุปผลการทดลอง | 65 |
| 3.7 | รายการอ้างอิง | 66 |
| 4 | การเพิ่มความชัดของภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพ | 67 |
| 4.1 | บทนำ | 67 |
| 4.2 | วิธีการประมวลผลภาพ | 68 |
| 4.2.1 | ลักษณะของภาพ | 68 |
| 4.2.2 | การประมวลผลภาพเบื้องต้น | 68 |
| 4.2.3 | การปรับปรุง Contrast ของภาพ | 69 |
| 4.2.4 | วิธีการวัดค่า Contrast | 70 |
| 4.3 | ผลการประมวลผลภาพ | 72 |
| 4.4 | การวิเคราะห์ผลการทดลอง | 74 |

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

| | | |
|-------|--|-----|
| 4.5 | รายการอ้างอิง..... | 75 |
| 5 | เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังแบบไม่สัมผัส โดยใช้กล้องเว็บแคม..... | 77 |
| 5.1 | บทนำ | 77 |
| 5.2 | การออกแบบเครื่องมือ | 79 |
| 5.2.1 | แหล่งกำเนิดแสง (LEDs ring light) | 80 |
| 5.2.2 | อุปกรณ์ควบคุมแหล่งกำเนิดแสง (LED controller)..... | 81 |
| 5.2.3 | โปรแกรมประมวลผลภาพ..... | 82 |
| 5.3 | ผลการใช้งานเครื่องมือสำหรับการเรียนการสอนของนักศึกษาพยาบาล | 87 |
| 5.4 | การอภิปรายผลการทดลอง..... | 89 |
| 5.5 | สรุปผลการทดลอง | 90 |
| 5.6 | รายการอ้างอิง..... | 91 |
| 6 | การพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังโดยใช้ IP Camera | 93 |
| 6.1 | บทนำ | 93 |
| 6.2 | การออกแบบ | 95 |
| 6.3 | การทดลอง | 108 |
| 6.3.1 | การทดลองเปรียบเทียบผลการจัดอุปกรณ์ทางแสงในรูปแบบต่างๆ | 108 |
| 6.3.2 | เปรียบเทียบค่า Contrast เมื่อใช้กล้อง NIR CMOS, Webcam และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ | 109 |
| 6.4 | ผลการทดลอง..... | 111 |
| 6.4.1 | การลดแสงรบกวนโดยใช้ฟิลเตอร์เชิงแสง | 111 |
| 6.4.2 | การลดแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้การจัดแสงแบบ Cross polarization | 117 |
| 6.4.3 | การวัดค่า Contrast ของภาพเปรียบเทียบผลเมื่อใช้กล้อง NIR CMOS, Webcam และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ | 122 |
| 6.5 | การวิเคราะห์ผลการทดลอง | 130 |
| 6.6 | สรุปผลการทดลอง | 132 |

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

| | | |
|----------------|---|------------|
| 6.7 | รายการอ้างอิง..... | 133 |
| 7 | เทคนิคเชิงแสงสำหรับวิเคราะห์การไหลของเลือด..... | 135 |
| 7.1 | บทนำ | 135 |
| 7.2 | การออกแบบชุดทดลอง..... | 136 |
| 7.3 | การวิเคราะห์ภาพสเปกเคิลเชิงพื้นที่ | 137 |
| 7.4 | วิธีการทดลอง..... | 139 |
| 7.4.1 | การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง K กับความเร็วการไหล | 139 |
| 7.4.2 | ศึกษาผลของ Aperture stop | 139 |
| 7.4.3 | ศึกษาผลของ Exposure time..... | 140 |
| 7.4.4 | การไหลของเลือดที่นิ้วมือ..... | 140 |
| 7.5 | ผลการทดลอง..... | 140 |
| 7.5.1 | การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง K กับความเร็วการไหล | 140 |
| 7.5.2 | การศึกษาผลของ Aperture stop | 141 |
| 7.5.3 | การศึกษาผลของ Exposure time..... | 142 |
| 7.5.4 | การวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือ | 143 |
| 7.6 | การวิเคราะห์ผลการทดลอง | 146 |
| 7.7 | สรุปผลการทดลอง..... | 148 |
| 7.8 | รายการอ้างอิง | 149 |
| 8 | บทสรุปและข้อเสนอแนะ..... | 151 |
| ภาคผนวก | | |
| | ภาคผนวก ก โปรแกรมบันทึกภาพ..... | 155 |
| | ภาคผนวก ข โปรแกรมหมุนภาพอัตโนมัติ..... | 162 |
| | ภาคผนวก ค โปรแกรมตัดภาพอัตโนมัติ..... | 167 |
| | ภาคผนวก ง โปรแกรมประมวลผลภาพสำหรับ ภาพจาก CMOS ที่มี NIR Enhancement | 178 |

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

| | |
|--|-----|
| ภาคผนวก จ โปรแกรมวัดขนาดเส้นเลือด | 186 |
| ภาคผนวก ฉ ผลการถ่ายภาพด้วยการจัดอุปกรณ์ทางแสงแบบต่างๆ..... | 210 |
| ภาคผนวก ช โปรแกรมแปลงค่า K เป็นค่าระดับสีในภาพ..... | 214 |
| ภาคผนวก ซ การทดสอบโพลาไรเซอร์ | 217 |
| ภาคผนวก ฌ ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสง กับค่า Contrast ของเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อ โคจรอบ..... | 224 |
| ภาคผนวก ฉ การทดสอบแหล่งกำเนิดแสงของ IP Camera..... | 228 |
| ภาคผนวก ฎ การออกแบบ IP Camera สำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง | 234 |
| ภาคผนวก ฏ บทความที่ได้รับการเผยแพร่ในระหว่างการศึกษา..... | 238 |
| ประวัติผู้เขียน | 240 |

สารบัญตาราง

| ตารางที่ | หน้า |
|----------|---|
| 4.1 | ค่า CII และเวลาในการประมวลผลข้อมูล72 |
| 5.1 | ผลการปฏิบัติการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ88 |
| 6.1 | การจัดอุปกรณ์เชิงแสง 4 รูปแบบ.....108 |
| 6.2 | ค่า Contrast ของเส้นเลือดในรูปที่ 6.18.....112 |
| 6.3 | การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast ของภาพเส้นเลือดอาสาสมัคร 3 คน ระหว่างก่อนและหลังการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter.....113 |
| 6.4 | การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast บนภาพเส้นเลือดอาสาสมัคร 3 คน ระหว่างก่อน และหลังการเพิ่ม Cross polarization.....121 |
| 6.5 | ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast บนภาพเส้นเลือด อาสาสมัคร 3 คน ระหว่างก่อน และหลังการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter และ Cross polarizers121 |
| 6.6 | ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast เมื่อใช้กล้อง NIR CMOS, Webcam และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ.....123 |
| 6.7 | ต้นทุนและความสามารถในการมองเห็นเส้นเลือดในอุปกรณ์รับภาพทั้ง 3 รุ่น.....131 |
| 7.1 | เวลาที่ใช้ประมวลผลภาพ Raw speckle เป็นภาพ Speckle contrast ที่ขนาดภาพต่างๆ.....139 |

สารบัญรูป

| รูปที่ | หน้า |
|--------|---|
| 1.1 | (ก) ภาพสเปกเคิลที่เกิดจากแสงเลเซอร์ฉายลงมาที่บริเวณสมองของหนู ภาพที่ได้จะไม่ชัดเจนซึ่งเกิดจากการแทรกสอดของแสง และ (ข) ภาพสเปกเคิลคอนทราสต์ที่ได้จากการนำภาพ (ก) มาคำนวณ [7] ซึ่งจะเห็นภาพเส้นเลือดชัดเจนมากขึ้น ทั้งนี้บริเวณภาพที่มีสีดำหรือทึบแสงหมายถึงบริเวณนั้นวัตถุมีการเคลื่อนที่ด้วยอัตราเร็วสูงกว่าบริเวณที่สว่าง ภาพสเปกเคิลคอนทราสต์ต่างจากภาพโดยทั่วไปตรงที่ให้ข้อมูลความเร็วของวัตถุ ขณะที่ภาพโดยทั่วไปให้ข้อมูลของการดูดกลืนแสงหรือสะท้อนแสงของวัตถุเท่านั้น..... 2 |
| 1.2 | ตัวอย่างการประยุกต์ใช้เทคนิค LSCI ใช้วัดการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดที่สมองมนุษย์ [11].....2 |
| 2.1 | โครงสร้างของผิวหนัง [1].....7 |
| 2.2 | การดูดกลืนแสงของ (ก) Melanin, Hemoglobin (Hb) และ Deoxygenerated (HbO ₂) และ (ข) ไขมันและน้ำ [3]8 |
| 2.3 | (ก) ความแตกต่างของค่าดูดกลืนแสง (Contrast) ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ และ (ข) ค่าการทะลุผ่านแสงของเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบที่ระดับสีผิวต่างๆ ในช่วงความยาวคลื่น Visible light ถึง NIR หมายเหตุหมายเลข 1-4 เรียงลำดับจากผิวขาวไปผิวเข้ม [4]9 |
| 2.4 | เครื่องมือสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่มีจำหน่ายเชิงพาณิชย์ (ก) VeinViewer ของบริษัท Christie Medical (www.christiemed.com) ใช้การจัดแสงแบบสะท้อน (ข) Vasculuminator ของบริษัท DeKoningh Medical (www.dkmp.nl) ใช้การจัดแสงแบบทะลุผ่าน และ (ค) เครื่อง IV-EYE ของบริษัท Novarix (http://novarix.com) ใช้การจัดแสงแบบ Dark field illumination10 |
| 2.5 | การจัดอุปกรณ์ทางแสงแบบสะท้อนสำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging11 |
| 2.6 | การจัดอุปกรณ์ทางแสงแบบทะลุผ่านสำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging12 |
| 2.7 | การจัดแสงแบบ Dark field illumination สำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging13 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|--|
| 2.8 | การจัดแสงแบบ Cross polarization สำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging14 |
| 2.9 | ภาพมุกเมื่อจัดแสงแบบ (ก) Parallel polarization พบว่าบริเวณที่มีความมันมีแสงสะท้อนโดยตรงจากผิวหนังทำให้เกิดแสงรบกวน และ (ข) Cross polarization สามารถลดแสงสะท้อนโดยตรงจากผิวหนังและเห็นเส้นเลือดได้ชัดกว่ารูป (ก) [5].....15 |
| 2.10 | ภาพแขน (ก) ได้รับเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 570 nm (ข) ภาพที่ได้รับเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 850 nm และ (ค) ภาพที่ผ่านการปรับปรุงแล้วจะเห็นภาพเส้นเลือดชัดเจนขึ้น [10]17 |
| 2.11 | เทคนิคการ Normalization เพื่อปรับปรุงภาพเส้นเลือดบริเวณมือ (ก) ภาพก่อนการปรับปรุงภาพ และ (ข) ภาพหลังการปรับปรุงด้วยวิธีการ Normalization พบว่าภาพที่ได้เห็นเส้นเลือดชัดเจนกว่าภาพ (ก) [21]18 |
| 2.12 | (ก) ภาพดั้งเดิมที่สร้างขึ้น และ (ข) ภาพที่แปลงค่าสีด้วยวิธี Histogram equalization แสดงให้เห็นว่าแถบสีที่มีค่าสีอยู่กลางๆ (บริเวณ A) มีความชัดเจน แถบสีที่มีค่าสีสว่าง (บริเวณ B) และมีมืด (บริเวณ C) มีความชัดเพิ่มขึ้นจากภาพ (ก) หมายเหตุ ภาพที่สร้างขึ้นนี้เป็นการทดสอบการแปลงค่าสีด้วยวิธี Histogram equalization ว่าสามารถเพิ่มความชัดของภาพลักษณะใด.....19 |
| 2.13 | (ก) ภาพ NIR imaging ของหลังมือ (ข) ภาพผลลัพธ์ได้จากวิธี Histogram equalization แสดงให้เห็นว่าภาพเส้นเลือดที่ได้ชัดเจนกว่าภาพ (ก) [23]19 |
| 2.14 | (ก) ภาพที่สร้างขึ้นมีค่าสี 2 ส่วนคือส่วนมืด (บริเวณ a) และสว่าง (บริเวณ b) (ข) กราฟจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพที่สร้างขึ้น (ค) คือภาพ (ก) ที่ผ่านวิธีการ Histogram stretching และ (ง) กราฟจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพ (ค) แสดงให้เห็นว่าจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพส่วน (a) แตกต่างจากภาพส่วน (b) มากขึ้นทำให้เห็นภาพ 2 ส่วนแยกออกจากกันชัดเจนขึ้น21 |
| 2.15 | (ก) ภาพ Kernel ของ LOG ขนาด 31×31 พิกเซล $\sigma = 3$ และ (ข) ภาพตัดขวางของภาพ (ก) [26]22 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า | |
|--------|--|----|
| 2.16 | ขั้นตอนการ Convolution (ก) Kernel ขนาด 3×3 พิกเซล (ข) Kernel ที่สลับตำแหน่งข้อมูลจากซ้ายไปขวา (ค) สลับตำแหน่งข้อมูลจากบนไปล่าง (ง) การนำ Kernel มาซ้อนทับภาพตั้งต้น เมื่อตำแหน่งที่ต้องการคำนวณคือพื้นที่สีดำนภาพตั้งต้น และ (จ) ภาพผลลัพธ์ที่เมื่อดำเนินการครบทุกพิกเซลบนภาพ ค่าบนพื้นที่สีดำคือค่าที่ได้จากการวาง Kernel ในภาพ (ง) หมายถึง ค่าใน Kernel และภาพเป็นค่าที่สมมติขึ้นเพื่อให้ง่ายในการคำนวณ [26]..... | 23 |
| 2.17 | ตัวอย่างการปรับปรุงภาพด้วยเทคนิค LOG (ก) ภาพที่บันทึกได้ด้วย NIR imaging และ (ข) ภาพที่ผ่านการปรับปรุงด้วยเทคนิค LOG เมื่อกำหนด Kernel เท่ากับ 61×61 พิกเซล $\sigma=8$ หมายถึง ใช้ Kernel คูณด้วยค่าคงที่ 10000 ก่อนดำเนินการคอนโวลูชันกับภาพ (ก)..... | 24 |
| 2.18 | (ก) ภาพ NIR imaging ของภาพหลังมือ (ข) กราฟฮิสโทแกรมของภาพ (ก) แบ่งเป็น 2 ส่วนคือค่าสีภาพพื้นหลัง (Class A) และค่าสีภาพเส้นเลือดและเนื้อเยื่อ (Class B) เมื่อเส้นสีเทาเป็นค่าระดับสีทั้งหมดของภาพ (ก) และเส้นสีดำเป็นค่าระดับสีเฉพาะบริเวณภายในเส้นสีเขียว (ROD) ในรูป (ก) และ (ค) ผลการแปลงเป็นภาพสี 2 ระดับด้วยวิธีการ Otsu..... | 26 |
| 2.19 | ภาพจากหนังสือ Digital image processing โดย Gonzalez และ Woods (ก) ภาพถ่ายตัวอักษร ที่มีค่าระดับสีไม่สม่ำเสมอ (ข) ภาพ (ก) ที่ผ่านการตัดค่าระดับสีด้วย Global thresholding และ (ค) ภาพ (ก) ที่ผ่านการตัดค่าระดับสีด้วย Moving averages local thresholding [27]..... | 27 |
| 2.20 | การตัดค่าระดับสีด้วย Niblack Local thresholding (ก) ตัวอย่างค่าระดับสีของภาพตั้งต้น $I(x, y)$ เมื่อค่าภายในกรอบสีเขียวคือค่าระดับสีของภาพตั้งต้น กรอบสีแดงคือพื้นที่สีเหลืองเล็กๆ ที่ใช้คำนวณหาค่าตัดระดับสี และพื้นที่สีดำคือตำแหน่งที่กำลังดำเนินการแปลงเป็นภาพสี 2 ระดับ และ (ข) ตัวอย่างการตรวจสอบเงื่อนไข สำหรับกำหนดค่าระดับสีของภาพผลลัพธ์ $S(x, y)$ ที่ตำแหน่งในรูป (ก)..... | 29 |
| 2.21 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วน Exposure time กับ Decorrelation time กับค่า Speckle contrast..... | 33 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|---|
| 2.22 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วน Exposure time ต่อ Decorrelation time กับ Sensitivity ของค่า Speckle contrast.....34 |
| 2.23 | ภาพ Speckle contrast แสดงการไหลของเลือดในสัตว์ทดลองที่ Exposure time ต่างๆ (ก) 0.5 ms (ข) 5.0 ms และ (ค) 20 ms [41]34 |
| 2.24 | การคำนวณค่า Speckle contrast เมื่อ Window มีขนาด 3×3 พิกเซล (ก) ตำแหน่งเริ่มต้นในการคำนวณ (ข) เลื่อน Window ไปตามแกน X และแกน Y ที่ละพิกเซล.....36 |
| 2.25 | การดูคลื่นแสงของ (ก) หมึกปากกาสีดำ (PARKER QUINK Ink) เข้มข้น 0.33% และ (ข) หมึกวาดภาพ (Speedball, Super Black India Ink) เข้มข้น 0.01% แสดงให้เห็นว่ามีการดูคลื่นแสงแตกต่างกัน หมึก (ก) ดูคลื่นแสงในช่วง Visible region มากกว่าหมึก (ข)38 |
| 2.26 | Phantom สำหรับเทคนิค LSCI (ก) งานวิจัยของ Juan [54] และคณะ และ (ข) งานวิจัยของ Nemati และคณะ [55].....39 |
| 3.1 | (ก) การจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยจัดแสงแบบสะท้อน และ Dark field illumination ตัวอย่างที่ใช้แทนเส้นเลือดเทียมคือท่อ PTFE (ข) ตำแหน่งในการวางท่อ PTFE ใน Phantom.....47 |
| 3.2 | (ก) ภาพถ่าย Phantom สำหรับการศึกษาค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบที่ใช้ท่อ PTFE ขนาด 4 mm แทนเส้นเลือด และ (ข) ค่าการสะท้อนแสงของ Phantom จากตำแหน่ง ROI.....49 |
| 3.3 | (ก) ท่อ PTFE ที่ใช้ในการทดลองสำหรับจำลองการตีบตันของเส้นเลือดเทียม และ (ข) ภาพถ่ายเนื้อไก่ที่สอดท่อ PTFE ไว้ใต้ผิวหนัง.....50 |
| 3.4 | การทำสัญลักษณ์เพื่อระบุตำแหน่งการถ่ายภาพ51 |
| 3.5 | ขั้นตอนการประมวลผลภาพให้เห็นเส้นเลือดใต้ผิวหนังชัดเจน.....52 |
| 3.6 | (ก) ภาพถ่ายของ Phantom ของเส้นเลือดเทียมที่ความลึก 1-10 mm โดยใช้ท่อ PTFE ผนังท่อหนา 1 mm ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในท่อเท่ากับ 4 mm, 6 mm และ 8 mm แทนเส้นเลือดเทียม และ (ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Contrast กับขนาดและความลึกของท่อ PTFE53 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|---|
| 3.7 | ภาพถ่ายของ Phantom ของเส้นเลือดเทียมที่มีความลึก 1-10 mm โดยใช้ท่อ PTFE ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในท่อเท่ากับ 4 mm (ก) จัดแสงแบบแสงสะท้อน (ข) จัดแสงแบบ Dark field illumination และ (ค) กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Contrast กับ ความลึกของ Phantom55 |
| 3.8 | ภาพถ่ายของ Phantom ที่สร้างขึ้น โดยวางท่อ PTFE อยู่ลึกลงไปประมาณ 10 mm (ก) ภาพที่ได้จากการจัดแสงแบบ Bright field imaging และ (ข) ภาพที่ได้จากการจัดแสงแบบ Dark field imaging ที่ และ (ค) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการสะท้อนแสงเฉลี่ยในแนวแกน x ของตัวอย่างที่จัดแสงแบบ Bright field imaging และการจัดแสงแบบ Dark field imaging หมายเหตุภาพ (ก) และ (ข) ผ่านการปรับค่าความสว่างและค่า Contrast ให้เห็นชัดเจนด้วยโปรแกรม Visio56 |
| 3.9 | เนื้อไก่ที่ฝังท่อ PTFE ไว้ใต้ผิวหนัง (ก) ถ่ายด้วยกล้องสีทั่วไป (ข) ถ่ายด้วยเทคนิค NIR imaging จัดแสงแบบแสงสะท้อน (ค) คือภาพ (ข) ที่ผ่านการประมวลผลภาพแล้ว (ง) ถ่ายด้วยเทคนิค NIR imaging จัดแสงแบบ Dark field illumination และ (จ) คือภาพ (ง) ที่ผ่านการประมวลผลภาพแล้ว58 |
| 3.10 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ตำแหน่งแขนท่อนปลายของอาสาสมัคร 3 คน ที่มี BMI เท่ากับ 26.3, 25.1 และ 29.4 ที่ผ่านการปรับปรุงภาพด้วยวิธี CLAHE (ก)-(ค) การจัดแสงใช้แบบแสงสะท้อน และ (ง)-(จ) การจัดแสงใช้แบบ Dark field illumination60 |
| 3.11 | ค่าความเข้มแสงภายใน ROI (ก) การจัดแสงแบบแสงสะท้อน และ (ข) การจัดแสงแบบ Dark field illumination60 |
| 3.12 | ภาพถ่ายแขนผู้ป่วยโรคไตคนที่ 1 (ก) ภาพถ่ายแบบ NIR imaging วงกลมสีแดงเป็นตำแหน่งของเส้นเลือดเทียม (ข) คือภาพ (ก) ที่ผ่านการปรับปรุงภาพเส้นเลือดแล้ว (ค) คือภาพสองระดับสีของภาพ (ก) และ (ง) คือภาพ (ค) ที่นำมาซ้อนทับบนภาพ (ก)61 |
| 3.13 | ภาพถ่ายบริเวณเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วยโรคไตคนที่ 1 เมื่อถอดกล้องออกจากฐานยึดจับอุปกรณ์62 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|--|
| 3.14 | ภาพถ่ายแขนผู้ป่วยโรคไตคนที่ 2 แสดงตำแหน่งเส้นเลือดเดิมมีปัญหาตีบตันจนไม่สามารถใช้ฟอกเลือดได้ (ก) ภาพแบบ NIR imaging (ข) คือภาพ (ก) ที่ผ่านการปรับปรุงภาพแล้ว และ (ง) คือภาพสองระดับสีของภาพ (ค) พบว่าการถ่ายภาพ NIR imaging โดยใช้การจัดแสงสะท้อนยังไม่สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมได้.....62 |
| 4.1 | ภาพที่ได้จากกล้องรับภาพด้วยเทคนิค NIR imaging (ก)-(จ) ภาพหลังมือ และ (ฉ)-(ญ) ภาพแขนท่อนปลาย.....68 |
| 4.2 | (ก) ภาพที่ได้จากกล้อง (ข) ภาพที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวน และ (ค) ภาพที่ผ่านการตัดภาพพื้นหลัง69 |
| 4.3 | (ก) การคำนวณหาค่า Contrast จากภาพ และ (ข) ค่าความเข้มแสงภายใน ROI ที่อ่านได้จากตัวอย่าง (ก) ตั้งแต่ตำแหน่งที่ 0 ถึง n จุดสีค่าเป็นค่าความเข้มแสงเฉลี่ยในแนวแกน Y71 |
| 4.4 | (ก) และ (ข) ภาพหลังมือและแขนจาก NIR imaging (ข)-(ฉ) ผลการปรับปรุงภาพบริเวณมือ และ (ซ)-(ฎ) บริเวณแขน ด้วยวิธีการการ Histogram stretching, Histogram equalization, Normalization, Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ตามลำดับ มุมบนขวาแสดงค่า Contrast ที่คำนวณได้จากข้อมูลภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ บนแต่ละภาพ.....73 |
| 5.1 | เครื่องมือสำหรับดูเส้นเลือดใต้ผิวหนัง (ก) การใช้แหล่งกำเนิดแสงสีแดงจัดแสงแบบ Transillumination [1] (ข) เทคนิคอัลตราซาวด์ และ (ค) ภาพอัลตราซาวด์ [3].....77 |
| 5.2 | เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังแบบไม่สัมผัสโดยใช้กล้องเว็บแคม79 |
| 5.3 | (ก) LED ring light และ (ข) แผนผังการเชื่อมต่อวงจรของ LEDs80 |
| 5.4 | วงจรขับกระแสสำหรับควบคุมแหล่งกำเนิดแสง LED ring light.....81 |
| 5.5 | ขั้นตอนการประมวลผลภาพสำหรับเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังแบบไม่สัมผัสโดยใช้กล้องเว็บแคม.....82 |
| 5.6 | (ก) ขั้นตอนการตัดภาพพื้นหลัง (ข) ภาพที่รับได้จากกล้อง (ค) ภาพที่ได้หลังจากผ่านขั้นตอน Adaptive thresholding และ (ง) เป็นภาพที่ผ่านการตัดภาพพื้นหลังออกแล้ว83 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | | หน้า |
|--------|--|------|
| 5.7 | การเพิ่มความชัดของเส้นเลือดด้วยการทำ Histogram stretching (ก) ภาพตั้งต้น (ข) $S_{max} = 150$ (ค) $S_{max} = 200$ และ (ง) $S_{max} = 250$ เป็นภาพผลลัพธ์..... | 84 |
| 5.8 | (ก) ภาพก่อนปรับปรุงภาพด้วย Histogram equalization และ (ข) ภาพหลังทำ Histogram equalization..... | 85 |
| 5.9 | การซ้อนทับภาพด้วยวิธีการตัดแปลงระนาบสีของภาพ (ก) ภาพขาวดำที่ได้จากกล้อง (ข) ภาพเส้นเลือดที่ได้จากการทำ Local thresholding เมื่อ (ค) เป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการบวกกันของภาพ (ก) และ (ข) ส่วนภาพ (ง) เป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการลบกันของภาพ (ก) และ (ข) และภาพ (จ) เป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการซ้อนทับของภาพ (ก) และ (ข) เมื่อกำหนดให้ระนาบสีแดงเป็นภาพ (ค) และระนาบสีเขียว และน้ำเงิน เป็นภาพ (ง)..... | 86 |
| 6.1 | (ก) กล้อง IP camera และ (ข)-(ง) อุปกรณ์ภายในกล้อง IP camera ประกอบไปด้วย กล้องรับภาพ แหล่งกำเนิดแสง NIR LEDs และแผงวงจรส่งข้อมูลภาพผ่านไวไฟ..... | 95 |
| 6.2 | ฟิลเตอร์กรองแสง 2 ชนิด สำหรับถ่ายภาพปกติและสำหรับถ่ายภาพโดยใช้แสง NIR และมอเตอร์ควบคุมการเปลี่ยนฟิลเตอร์กรองแสงที่อยู่ภายในกล่องบรรจุของ IP camera..... | 96 |
| 6.3 | ความเข้มแสงแต่ละความยาวคลื่นของ NIR LEDs ภายใน IP camera เมื่อวัดด้วย เครื่องสเปกโตรมิเตอร์..... | 96 |
| 6.4 | (ก) ภาพถ่ายบริเวณมือ (ข) การวัดขนาดวัตถุในแนวตั้ง และ (ค) การวัดขนาดวัตถุในแนวนอน..... | 97 |
| 6.5 | ตัวอย่างภาพถ่ายมือที่ระยะวัตถุต่างๆ (ก) 5 cm (ข) 10 cm (ค) 15 cm และ (ง) 20 cm มุมบนขวาแต่ละภาพแสดงค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบที่ได้จาก พื้นที่สี่เหลี่ยมในแต่ละรูป มุมมองของภาพมีขนาดใหญ่ขึ้นตามระยะวัตถุ แต่ความเข้มแสงและค่า Contrast ของเส้นเลือดลดลงตามไปด้วย..... | 98 |
| 6.6 | ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงและการจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับเครื่องมือถ่ายภาพ เส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยกล้อง IP camera..... | 99 |

สารบัญญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|--|
| 6.7 | แผ่นกระจายแสงที่สร้างจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่ความหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm.....100 |
| 6.8 | ลักษณะของลำแสงตกกระทบ เมื่อใช้วัตถุตัวอย่างเป็นแผ่นพลาสติกสีขาว (ก) ไม่ใช้แผ่นกระจายแสง (ข)-(จ) ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ และ (ซ) กราฟแสดงค่าความเข้มแสงในแนวนอนบริเวณกลางภาพ (ก)-(จ) หมายถึง ในการทดลองนี้ใช้วัตถุตัวอย่างเป็นแผ่นพลาสติกสีขาวเพื่อใช้วัดค่าความเข้มแสงที่ตกกระทบ เนื่องจากวัตถุดังกล่าวมีการสะท้อนแสงเท่ากันทั่วทั้งบริเวณ101 |
| 6.9 | ภาพมือ (ก) ไม่ใช้แผ่นกระจายแสง และ (ข)-(จ) ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ มุมบนขวาแต่ละภาพแสดงค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบที่ได้จากพื้นที่สี่เหลี่ยมในแต่ละรูป102 |
| 6.10 | (ก) แผ่นโพลาริเซออร์ที่ตัดเป็นวงกลมเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1" (ข) และ (ค) อุปกรณ์ยึดจับแผ่น โพลาริเซออร์สร้างจากเครื่องพิมพ์แบบ 3 มิติ.....104 |
| 6.11 | (ก) ตำแหน่งและการจัดวางอุปกรณ์ต่างๆ ภายในกล่องยึดจับอุปกรณ์ และ (ข) ภาพถ่ายต้นแบบของเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนัง โดยใช้ IP camera ที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้105 |
| 6.12 | (ก) การวางเครื่องมือ สำหรับถ่ายภาพวัตถุตัวอย่างที่เป็นแผ่นพลาสติกที่ระยะวัตถุเท่ากับ 12 cm (ข) ลักษณะลำแสงตกกระทบเมื่อไม่ใช้แผ่นกระจายแสง (ค) ลักษณะลำแสงตกกระทบเมื่อใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm และ (ง) ภาพมือกรณีใส่แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm.....106 |
| 6.13 | ภาพถ่ายมือของอาสาสมัคร 3 คนที่มี (ก) BMI = 21.8 (ข) BMI = 26.3 และ (ค) BMI = 28.3.....109 |
| 6.14 | (ก) การจัดอุปกรณ์เพื่อเปรียบเทียบค่า Contrast ของเส้นเลือด โดยใช้ (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ110 |
| 6.15 | ภาพถ่ายมือของอาสาสมัคร 3 คน ที่มี (ก) BMI = 20.5 (ข) BMI = 21.8 และ (ค) BMI = 26.3.....110 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|--|
| 6.16 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera จากอาสาสมัครคนหนึ่งที่มี BMI = 26.3 โดย (ก) ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 750 nm Longpass filter และ (ค) แบบ 850 nm Band passfilter112 |
| 6.17 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 1 ที่มี BMI เท่ากับ 21.8 (ก) มือขวาและ (ค) มือซ้ายใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera โดยไม่ใช้ External NIR filter และ (ข) และ (ง) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter.....114 |
| 6.18 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 2 ที่มี BMI เท่ากับ 26.3 (ก) มือขวาและ (ค) มือซ้ายใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera โดยไม่ใช้ External NIR filter และ (ข) และ (ง) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter.....115 |
| 6.19 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 3 ที่มี BMI เท่ากับ 28.3 (ก) มือขวาและ (ค) มือซ้ายใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera โดยไม่ใช้ External NIR filter และ (ข) และ (ง) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter.....116 |
| 6.20 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 1 ที่มี BMI เท่ากับ 21.8 โดย (ก) มือขวาและ (ง) มือซ้าย ที่ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) และ (จ) เพิ่มเติม Cross polarization และ (ค) และ (ฉ) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter และ Cross polarization.....118 |
| 6.21 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 2 ที่มี BMI เท่ากับ 26.3 โดย (ก) มือขวาและ (ง) มือซ้าย ที่ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) และ (จ) เพิ่มเติม Cross polarization และ (ค) และ (ฉ) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter และ Cross polarization.....119 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|--|
| 6.22 | ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 3 ที่มี BMI เท่ากับ 28.3 โดย (ก) มือขวาและ (ง) มือซ้าย ที่ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) และ (จ) เพิ่มเติม Cross polarization และ (ค) และ (ฉ) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter และ Cross polarization.....120 |
| 6.23 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือขวาจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera124 |
| 6.24 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera124 |
| 6.25 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera125 |
| 6.26 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนขวาจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera125 |
| 6.27 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera126 |
| 6.28 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือขวาจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera126 |
| 6.29 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera127 |
| 6.30 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนขวาจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera127 |
| 6.31 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera128 |
| 6.32 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือขวาจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera128 |
| 6.33 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera129 |

สารบัญรูป (ต่อ)

| รูปที่ | หน้า |
|--------|---|
| 6.34 | ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนขวาจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera129 |
| 7.1 | การจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับเทคนิค LSCI.....136 |
| 7.2 | (ก) การเขียนโปรแกรม LabVIEW คำนวณค่า Speckle contrast โดยใช้ For loop และ (ข) ตำแหน่งเริ่มต้น และ (ค) เลื่อน Window ไปตามแกน X และ Y137 |
| 7.3 | โปรแกรม LabVIEW คำนวณค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงภายในพื้นที่เล็กๆ (</> image).....138 |
| 7.4 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการไหล (Flow speed) กับค่า Speckle contrast ที่ผ่านการเฉลี่ยข้อมูลจากภาพ Speckle contrast 100 ภาพ และใช้ Aperture stop = 4 และ Exposure time = 0.5 ms และ (ข) ภาพ Speckle เมื่อความเร็วเท่ากับ 0, 2, 4 และ 6 mm/s141 |
| 7.5 | (ก) ผลการวัดค่า Speckle contrast ที่ได้จากภาพ Speckle ที่ Aperture stop ต่างๆ142 |
| 7.6 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Exposure time กับค่า Speckle contrast (K) (ก) คำนวณด้วยสมการแบบ Gaussian (สมการที่ (2-18)) และ (ข) ผลการทดลอง.....143 |
| 7.7 | ผลการวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือ (ก) ก่อนรัดนิ้วมือ และ (ข) หลังรัดนิ้วมือ 1 นาที ด้วยขางวง.....144 |
| 7.8 | ผลการวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือหลังเอาขางรัดออกจากนิ้วนางออกเป็นเวลา (ก) 1 นาที (ข) 5 นาที และ (ค) 25 นาที ตามลำดับ145 |

บทที่ 1

บทนำ

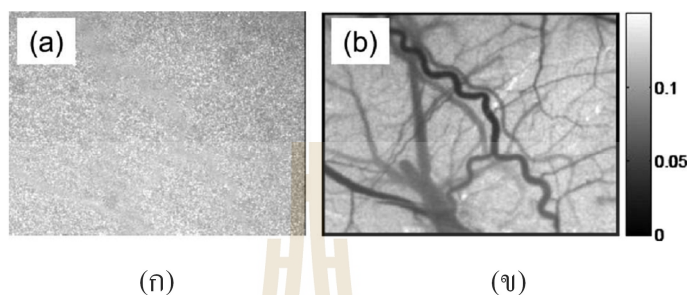
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

แสงอินฟราเรดช่วงใกล้ (Near infrared, NIR) เป็นแสงความยาวคลื่นช่วง 780-3000 nm ซึ่งเป็นช่วงความยาวคลื่นที่ตาของมนุษย์ไม่สามารถมองเห็น เนื่องจากตาของมนุษย์ตอบสนองต่อแสงความยาวคลื่นช่วง 380-780 nm (Visible light) เท่านั้น มีการนำแสง NIR ไปประยุกต์ใช้งานด้านต่างๆ เช่น เป็นแหล่งกำเนิดแสงในตอนกลางคืนให้กับกล้องนิรภัย เป็นสัญญาณควบคุมการเปิด-ปิดอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และเป็นแหล่งกำเนิดแสงสำหรับตรวจจับทิศทางของเมาส์ เป็นต้น

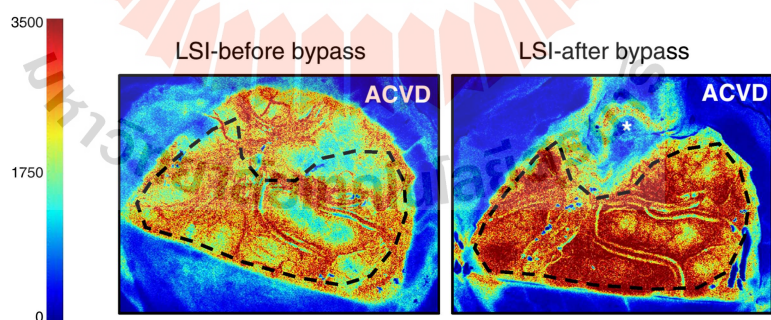
การถ่ายภาพเชิงแสงอินฟราเรดช่วงใกล้ (NIR imaging) เป็นเทคนิคที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพสิ่งที่อยู่ใต้ผิวหนัง [1-2] เช่น มะเร็งเต้านม เส้นเลือดดำ เป็นต้น เพราะแสง NIR เป็นแสงที่สามารถทะลุผ่านผิวหนังและเนื้อเยื่อได้ดีกว่าแสง Visible light และเนื่องจากฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ซึ่งเป็นส่วนประกอบของเม็ดเลือดมีค่าการดูดกลืนแสง (Absorbance) ในช่วง NIR แตกต่างจากเนื้อเยื่อโดยรอบมากกว่าความยาวคลื่นในช่วงที่มองเห็น ทำให้เทคนิค NIR imaging สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ดี นอกจากนี้ยังสามารถประยุกต์ใช้กับการตรวจสอบผลิตภัณฑ์แบบไม่ทำลาย เช่น ถ่ายภาพร่องรอยใต้เปลือกของผลไม้ [3-4] ซึ่งปกติจะไม่สามารถมองด้วยตาเปล่าได้ เป็นต้น

เทคนิคเชิงแสงอีกเทคนิคที่โครงการวิจัยนี้สนใจศึกษาคือ เทคนิคการถ่ายภาพแบบเลเซอร์สเปกเกิลคอนทราสต์ (Laser speckle contrast imaging, LSCI) ซึ่งสามารถใช้วัดอัตราเร็วการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยไม่ต้องสัมผัสและไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกาย เพราะเทคนิคนี้ใช้เพียงเลเซอร์และกล้องถ่ายภาพ สามารถถ่ายภาพอัตราเร็วของวัตถุได้ทั้งบริเวณที่สนใจโดยไม่ต้องสแกน (รูปที่ 1.1) อัตราเร็วของวัตถุสามารถวิเคราะห์จากภาพของจุดมืดและจุดสว่างขนาดเล็กที่เกิดขึ้นบนภาพแบบสุ่ม การเกิดจุดมืดและจุดสว่างขนาดเล็กดังกล่าวเรียกว่า Speckle ซึ่งเกิดจากการแทรกสอดของแสงที่สะท้อนจากผิววัตถุภายในระยะโคฮีเรนซ์ของแหล่งกำเนิดแสง ในกรณีของเส้นเลือด Speckle เกิดจากการแทรกสอดของแสงที่สะท้อนจากเม็ดเลือดแดง เมื่อเม็ดเลือดแดงมีการไหลที่เร็วมากขึ้น บริเวณที่มีการไหลนั้นจะมีภาพ Speckle เบลอมากขึ้น [5] ทำให้เทคนิค LSCI ได้รับความสนใจนำไปใช้วัดความเร็วการไหลของเลือดที่อยู่ใต้ผิวหนัง โดยเฉพาะการไหลเวียนของเลือดในสมองสัตว์ทดลอง [6-9] การไหลเวียนของเลือดบริเวณต้นแขน [10] การ

ตรวจสอบแผลไฟไหม้ [7] การไหลเวียนของเลือดใต้ผิวหนังสำหรับตรวจโรคผิวหนัง [6] การไหลของเลือดบริเวณใกล้เรตินา [5] และการไหลของเลือดที่สมองของมนุษย์ขณะกำลังผ่าตัด (รูปที่ 1.2) [11] เป็นต้น นอกจากนี้เทคนิค LSCI ยังสามารถประยุกต์ใช้ในงานทางเกษตร เช่น การศึกษาการเกิดของตัวอ่อนไก่ในไข่ได้ [12] เป็นต้น



รูปที่ 1.1 (ก) ภาพสเปกเกิลที่เกิดจากแสงเลเซอร์ฉายลงไปที่บริเวณสมองของหนู ภาพที่ได้จะไม่ชัดเจนซึ่งเกิดจากการแทรกสอดของแสง และ (ข) ภาพสเปกเกิลคอนทราสต์ที่ได้จากการนำภาพ (ก) มาคำนวณ [7] ซึ่งจะเห็นภาพเส้นเลือดชัดเจนมากขึ้น ทั้งนี้บริเวณภาพที่มีสีดำหรือที่บสแสงหมายถึงบริเวณนั้นวัตถุมีการเคลื่อนที่ด้วยอัตราเร็วสูงกว่าบริเวณที่สว่าง ภาพสเปกเกิลคอนทราสต์ต่างจากภาพโดยทั่วไปตรงที่ให้ข้อมูลความเร็วของวัตถุ ขณะที่ภาพโดยทั่วไปให้ข้อมูลของการดูดกลืนแสงหรือสะท้อนแสงของวัตถุเท่านั้น



รูปที่ 1.2 ตัวอย่างการประยุกต์ใช้เทคนิค LSCI ใช้วัดการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดที่สมองมนุษย์ [11]

โรคไตจัดว่าเป็นโรคที่พบบ่อยในประเทศไทย และมีแนวโน้มว่า จะมีผู้ป่วยสูงขึ้นทุกปี [13] โดยผู้ป่วยที่เป็นโรคไตบางรายจำเป็นต้องทำการผ่าตัดเส้นเลือด เพื่อให้สามารถใช้ได้กับเครื่องไตเทียม เริ่มจากการผ่าตัดเส้นเลือดแดงต่อเข้ากับเส้นเลือดดำของผู้ป่วยเองก่อน (Arteriovenous fistula, AVF) แต่ผู้ป่วยบางคนไม่สามารถใช้เส้นเลือดของตัวเองได้ เนื่องจากเส้นเลือดมีสภาพไม่เหมาะสม เช่น มีขนาดเล็ก ผ่นงเส้นเลือดบาง เป็นต้น จึงจำเป็นต้องผ่าตัดใส่เส้นเลือดเทียม (Arteriovenous graft, AVG) [14-16] อย่างไรก็ตาม เส้นเลือดเทียมที่ใช้กับเครื่องไตเทียมมักเกิดปัญหาเส้นเลือดตีบ โดยเฉพาะผู้ป่วยที่ต้องใช้เส้นเลือดเทียมมักเกิดลิ่มเลือดบริเวณรอยต่อของเส้นเลือดเทียมกับเส้นเลือดจริง เมื่อนานเข้าจะเกิดลิ่มเลือดอุดตัน จนไม่สามารถใช้งานได้ ดังนั้นผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดใส่เส้นเลือดเทียมจำเป็นต้องมีการติดตาม หรือเฝ้าระวังเป็นพิเศษ

ที่ผ่านมาได้มีงานวิจัยศึกษาเกี่ยวกับการตีบของเส้นเลือดเทียม โดย White และคณะ [17] ใช้เครื่องอัลตราซาวด์ศึกษาการตีบของเส้นเลือดเทียม พบว่าเมื่อเส้นเลือดเทียมตีบมากขึ้น แรงดันภายในเส้นเลือดเทียมจะสูงขึ้น และอัตราการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดเทียมลดลง กรณีเส้นเลือดตีบไป 60-80% อัตราการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อเปรียบเทียบกับอัตราการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดที่ไม่ตีบ ทำให้การวัดข้อมูลดังกล่าวสามารถประเมินการตีบของเส้นเลือดได้ อย่างไรก็ตามเครื่องอัลตราซาวด์ที่สามารถใช้วัดความเร็วการไหลของเลือดได้มีราคาแพง โรงพยาบาลขนาดเล็กหรือโรงพยาบาลชุมชนไม่สามารถจัดหาไว้ใช้งานได้

เมื่อไม่นานมานี้มีการพัฒนาอุปกรณ์ขนาดเล็กสำหรับติดตามการตีบของเส้นเลือดเทียม โดย Cheong และคณะ [18] ซึ่งอุปกรณ์ดังกล่าวมีเซ็นเซอร์วัดความดันพร้อมวงจรไอซีสำหรับส่งข้อมูลจากเส้นเลือดเทียมไปยังอุปกรณ์รับข้อมูลซึ่งอยู่ภายนอก สำหรับการรับส่งข้อมูลดังกล่าวใช้คลื่นความถี่วิทยุทำให้การวัดความดันภายในเส้นเลือดทำได้แบบไร้สาย แต่วิธีดังกล่าวมีความซับซ้อนสูง เพราะภายในอุปกรณ์ขนาดเล็กประกอบไปด้วยไอซีจำนวนมากและอุปกรณ์ขนาดเล็กดังกล่าวถูกติดกับผนังเส้นเลือดเทียม วิธีการดังกล่าวจำเป็นต้องได้รับความร่วมมือกับผู้ผลิตเส้นเลือดเทียม งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้เทคนิค NIR imaging ถ่ายภาพเพื่อสังเกตรูปร่างหรือขนาดของเส้นเลือด ในการบ่งชี้ว่าเส้นเลือดนั้นตีบตันหรือไม่ โดยเทคนิคนี้ใช้อุปกรณ์ที่จัดหาได้ง่าย เช่น กล้องรับภาพและแหล่งกำเนิดแสงในช่วง NIR เป็นต้น นอกจากนี้เป็นเทคนิคที่ไม่สัมผัสผู้ป่วยโดยตรง ทำให้ไม่ส่งผลกระทบต่อเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วย

โครงการวิจัยนี้จึงศึกษาความเป็นไปได้ของเทคนิค NIR imaging และ LSCI โดยมีเป้าหมายหลักคือการพัฒนาเครื่องมือสำหรับเฝ้าระวังการตีบของเส้นเลือดเทียมได้ผิวหนัง เครื่องมือดังกล่าวใช้เทคนิค NIR imaging ร่วมกับ LSCI โดยเทคนิค NIR imaging ใช้ถ่ายภาพเพื่อสังเกตรูปร่างหรือขนาดของเส้นเลือด ส่วนเทคนิค LSCI ใช้วัดความเร็วการไหลของเส้นเลือด โดยติดตาม

ไปทุก ๆ ครั้งก่อนการฟอกเลือดหรือเป็นประจำ เพื่อเปรียบเทียบรูปร่างของเส้นเลือดที่ระยะเวลาต่าง ๆ ในการบ่งชี้ว่าเส้นเลือดนั้นตีบตันหรือไม่ นอกจากนี้ถ้าสามารถวัดอัตราการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดเทียมได้ว่าจะมีความเร็วหรือช้ากว่าเดิมก็น่าจะบอกได้ว่าเส้นเลือดเกิดการตีบตันหรือไม่ การให้ข้อมูลทั้งขนาดเส้นเลือดและความเร็วการไหลของเลือดร่วมกัน อาจจะทำให้มีประสิทธิภาพในการระบุการตีบของเส้นเลือดเทียมได้ดีขึ้น

1.2 องค์ประกอบของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 คือบทปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องทั้งหมด ที่ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาเพื่อนำความรู้ที่ได้ไปสร้างเครื่องมือ ส่วนบทที่ 3 ได้อธิบายการออกแบบเครื่องมือเพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของเทคนิค NIR imaging สำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดเทียม บทที่ 4 อธิบายถึงการประมวลผลภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังจากเทคนิค NIR imaging บทที่ 5 และ 6 เป็นการออกแบบเครื่องมือให้มีขนาดเล็ก สามารถติดตั้งอุปกรณ์ที่โรงพยาบาลประจำชุมชนหรือบ้านของผู้ป่วยได้ บทที่ 7 อธิบายการศึกษาการวิเคราะห์การไหลของเลือดด้วยเทคนิค LSCI บทสุดท้ายเป็นข้อสรุปและข้อเสนอแนะในการพัฒนาเครื่องมือและการศึกษาเพิ่มเติมในอนาคต

1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

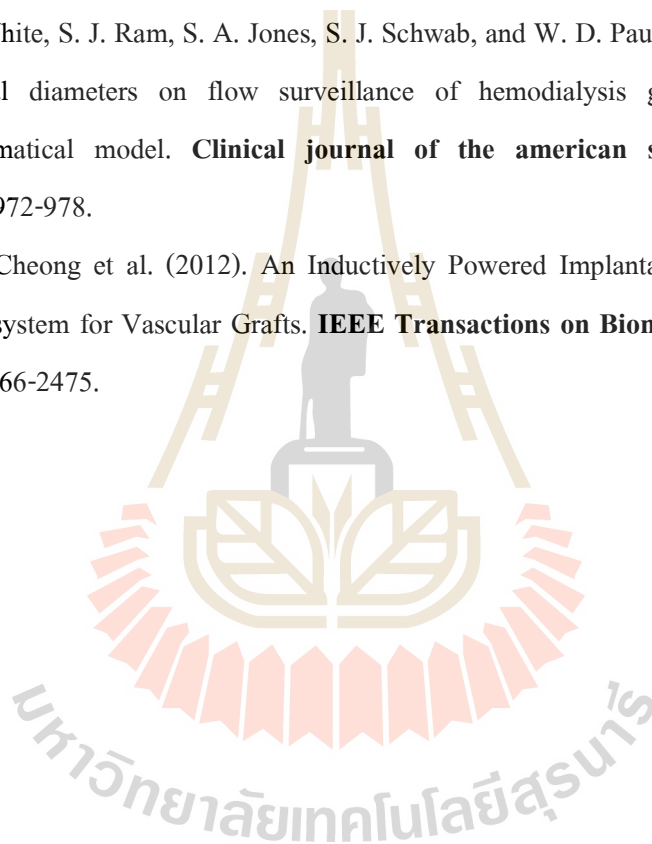
เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้เทคนิคเชิงแสงแบบ NIR imaging และ LSCI ในการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังและเส้นเลือดเทียม

1.4 รายการอ้างอิง

- [1] R. Sharp, J. Adams, R. Machiraju, R. Lee, and R. Crane. (2007). Physics-based subsurface visualization of human tissue. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**. 13 (3): 620-629.
- [2] Y.-J. Jung, J. Gonzalez, and A. Godavarty. (2015). Functional near-infrared imaging reconstruction based on spatiotemporal features: Venous occlusion studies. **Applied Optics**. 54 (13): D82-D90.
- [3] R. P. Haff, S. Saranwong, W. Thanapase, A. Janhiran, S. Kasemsumran, and S. Kawano. (2013). Automatic image analysis and spot classification for detection of fruit fly

- infestation in hyperspectral images of mangoes. **Postharvest Biology and Technology**. 86: 23-28.
- [4] J. Wang, K. Nakano, and S. Ohashi. (2011). Nondestructive evaluation of jujube quality by visible and near-infrared spectroscopy. **LWT - Food Science and Technology**. 44 (4): 1119-1125.
- [5] J. Senarathna, A. Rege, N. Li, and N. V. Thakor. (2013). Laser Speckle Contrast Imaging: Theory, instrumentation and applications. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**. 6: 99-110.
- [6] J. D. Briers and S. Webster. (1996) Laser speckle contrast analysis (LASCA): A non-scanning, full-field technique for monitoring capillary blood flow. **Journal of Biomedical Optics**. 1 (2): 174-179.
- [7] D. A. Boas and A. K. Dunn. (2010). Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. **Journal of Biomedical Optics**. 15 (1): 011109.
- [8] O. Yang, D. Cuccia, and B. Choi. (2011). Real-time blood flow visualization using the graphics processing unit. **Journal of Biomedical Optics**. 16 (1): 016009.
- [9] A. Nadort, R. G. Woolthuis, T. G. van Leeuwen, and D. J. Faber. (2013). Quantitative laser speckle flowmetry of the in vivo microcirculation using sidestream dark field microscopy. **Biomedical Optics Express**. 4 (11): 2347-2361.
- [10] J. Allen and K. Howell. (2014). Microvascular imaging: Techniques and opportunities for clinical physiological measurements. **Physiological Measurement**. 35 (7): R91-R141.
- [11] N. Hecht, J. Woitzik, S. König, P. Horn, and P. Vajkoczy. (2013). Laser speckle imaging allows real-time intraoperative blood flow assessment during neurosurgical procedures. **Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism**. 33 (7): 1000-1007.
- [12] L. Yang, S. You, L. Zhang, T. Yang, P. Li, and J. Lu. (2013). Noninvasive vasculature detection using laser speckle imaging in avian embryos through intact egg in early incubation stage. **Biomedical Optics Express**. 4 (1): 32-37.
- [13] สมาคมโรคไตแห่งประเทศไทย (2013). **Annual Report Thailand Renal Replacement Therapy 2007-2014** [ออนไลน์]. ได้จาก: www.nephrothai.org

- [14] K. Aishwarya, M. Srinath, S. C. Desai, A. Kumar, A. Chandrashekar, and G. G. AG. (2014). Value of Preoperative Sonographic Vascular Evaluation of Haemodialysis Access in Upperlimb. **Journal of clinical and diagnostic research**. 8 (12): 6-10.
- [15] สมาคมโรคไตแห่งประเทศไทย. (2557). **ข้อแนะนำเวชปฏิบัติ การฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียม พ.ศ. 2557**. (พิมพ์ครั้งที่ 1). กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์เดือนตุลา
- [16] ช. ตระการวานิช. (2557) Dialysis in the elderly. **Journal of nephrology society of thailand**. 20 (4): 23-29.
- [17] J. J. White, S. J. Ram, S. A. Jones, S. J. Schwab, and W. D. Paulson. (2006) Influence of luminal diameters on flow surveillance of hemodialysis grafts: insights from a mathematical model. **Clinical journal of the american society of nephrology**. 1 (5): 972-978.
- [18] J. H. Cheong et al. (2012). An Inductively Powered Implantable Blood Flow Sensor Microsystem for Vascular Grafts. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. 59 (9): 2466-2475.

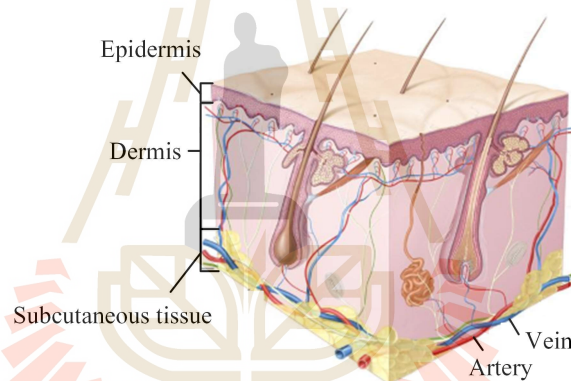


บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

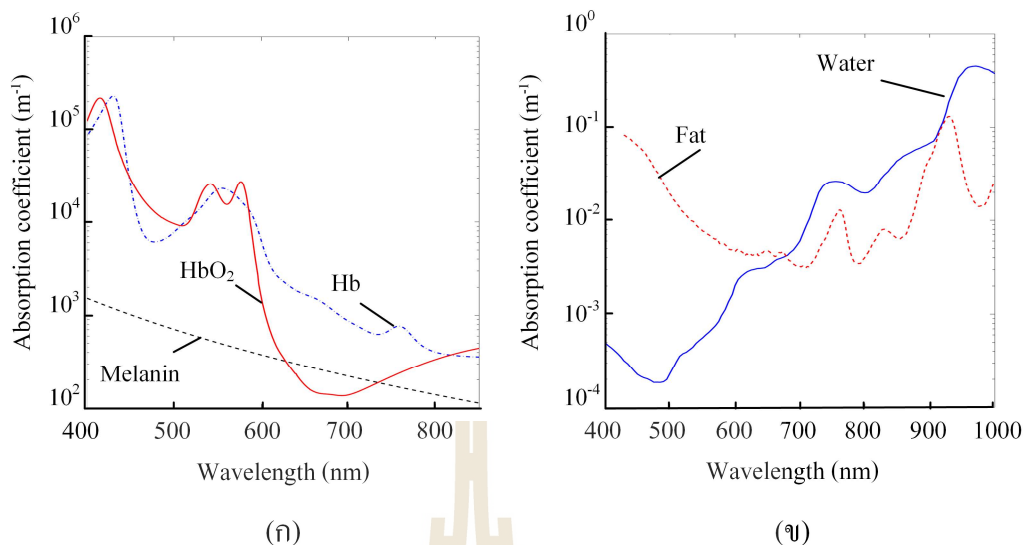
2.1 คุณสมบัติการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อ

โครงสร้างของผิวหนังของมนุษย์ประกอบไปด้วยชั้น ผิวหนังกำพร้า (Epidermis) มีความหนาประมาณ 0.1 mm ผิวหนังแท้ (Dermis) มีความหนาประมาณ 1.0-1.5 mm และเนื้อเยื่อใต้ผิวหนัง (Subcutaneous tissue) มีความหนาประมาณ 3 mm ขึ้นไป ซึ่งเส้นเลือดใต้ผิวหนังจะอยู่ในชั้น Subcutaneous tissue (รูปที่ 2.1)



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของผิวหนัง [1]

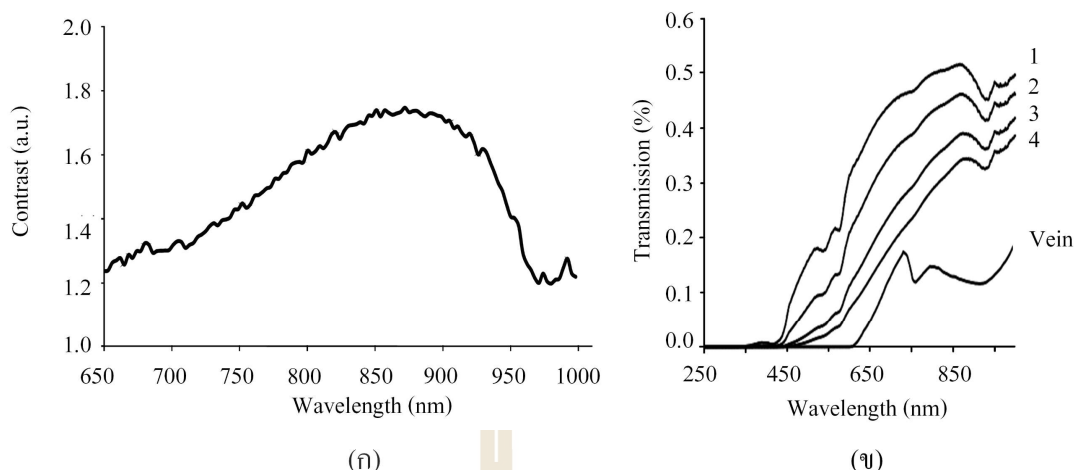
ส่วนประกอบของเนื้อเยื่อที่มีผลต่อการเกิดภาพ ได้แก่ เมลานิน (Melanin) ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ไขมัน (Lipids) และน้ำ (Water) เป็นต้น Melanin อยู่ในชั้น Epidermis, Hemoglobin อยู่ในชั้น Dermis และ Subcutaneous tissue ส่วน Lipids อยู่ในชั้น Subcutaneous tissue และน้ำอยู่ในทุกๆ ชั้นของเนื้อเยื่อ [2] งานวิจัยของ Randeberg และคณะ [3] ได้วัดค่าการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อดังรูปที่ 2.2 พบว่า Melanin และ Hemoglobin มีค่าการดูดกลืนแสงลดลงเมื่อความยาวคลื่นสูงขึ้น ดังนั้นแสงที่มีความยาวคลื่นสูงมีโอกาที่จะทะลุผ่านชั้น Dermis ไปได้ แต่แสงความยาวคลื่นที่สูงขึ้นมีค่าการดูดกลืนแสงของน้ำเพิ่มขึ้นไปด้วย



รูปที่ 2.2 การดูดกลืนแสงของ (ก) Melanin, Hemoglobin (Hb) และ Deoxygenated (HbO₂) และ (ข) ไขมันและน้ำ [3]

จากคุณสมบัติทางแสงของเนื้อเยื่อจะเห็นว่าแสงความยาวคลื่น NIR สามารถทะลุผ่านผิวหนังและเนื้อเยื่อได้ดีกว่าแสง Visible light (380-780 nm) เพราะ Melanin และ Hemoglobin มีการดูดกลืนแสงช่วง NIR ต่ำกว่า นอกจากนี้ยังมีค่าความแตกต่างของค่าการดูดกลืนแสงระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบสูงกว่า Visible light ส่งผลให้ค่า Contrast ของแสงในช่วง NIR สูงกว่า ดังรูปที่ 2.3 (ก) ทำให้ช่วงความยาวคลื่นที่เหมาะสมในการถ่ายภาพ NIR imaging อยู่ในช่วง 700-1000 nm

นอกจากนี้ภาพที่ได้จากแสงช่วง NIR ขึ้นกับสีผิวของแต่ละบุคคล น้อยกว่าความยาวคลื่นแสงช่วง Visible light ข้อมูลคุณสมบัติทางแสงระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบที่ระดับสีผิวต่างๆ (รูปที่ 2.3 (ข)) แสดงให้เห็นว่าภาพที่ได้ด้วยเทคนิค NIR imaging ของคนผิวขาวให้ภาพเส้นเลือดที่ชัดกว่าคนผิวสีเข้ม



รูปที่ 2.3 (ก) ความแตกต่างของค่าดูดกลืนแสง (Contrast) ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ และ (ข) ค่าการทะลุผ่านแสงของเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบที่ระดับสีผิวต่างๆ ในช่วงความยาวคลื่น Visible light ถึง NIR หมายเลขหมายเลข 1-4 เรียงลำดับจากผิวขาวไปผิวเข้ม [4]

2.2 เทคนิคการจัดอุปกรณ์ทางแสงสำหรับ NIR imaging

เครื่องมือสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยเทคนิค NIR imaging มีวางจำหน่ายอยู่แล้ว เครื่องมีดั่งกล่าวออกแบบมาเพื่อช่วยหมอ พยาบาล หรือเจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ ระบุตำแหน่ง การฉีดยา เจาะเลือด หรือให้น้ำเกลือ เช่น เครื่อง VeinViewer (รูปที่ 2.4 (ก)) ของบริษัท Christie Medical (www.christiemed.com) เป็นเครื่องมือที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงช่วง NIR ส่องไปยังบริเวณที่สนใจ มีการจัดแสงแบบสะท้อน และใช้กล้องรับภาพเพื่ออ่านความเข้มแสงจากวัตถุ เมื่อได้ ข้อมูลภาพเส้นเลือดแล้ว ใช้โปรเจกเตอร์ฉายภาพกลับมาที่บริเวณเดิม เพื่อเป็นภาพแสดงตำแหน่ง การเข้าถึงเส้นเลือด ส่วนเครื่อง Vasculuminator (รูปที่ 2.4 (ข)) ของบริษัท De Koningh Medical (www.dkmp.nl) ใช้แหล่งกำเนิดแสงช่วง NIR เช่นกัน แต่จัดแสงแบบทะลุผ่าน แล้วแสดงผลออก หน้าจอคอมพิวเตอร์ และเครื่อง IV-EYE ของบริษัท Novarix (<http://novarix.com>) ใช้แหล่งกำเนิดแสง NIR เช่นกัน แต่จัดแสงแบบ Dark field illumination ใช้กล้องรับภาพ แล้วแสดงผลออกจอคอมพิวเตอร์ พร้อมแสงเลเซอร์ระบุตำแหน่งการแทงเข็ม (รูปที่ 2.4 (ค))



รูปที่ 2.4 เครื่องมือสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่มีจำหน่ายเชิงพาณิชย์ (ก) VeinViewer ของบริษัท Christie Medical (www.christiemed.com) ใช้การจัดแสงแบบสะท้อน (ข) Vasculuminator ของบริษัท DeKoningh Medical (www.dkmp.nl) ใช้การจัดแสงแบบทะลุผ่าน และ (ค) เครื่อง IV-EYE ของบริษัท Novarix (<http://novarix.com>) ใช้การจัดแสงแบบ Dark field illumination

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่วางจำหน่าย มีการจัดอุปกรณ์ทางแสงทั้งหมด 3 วิธี คือการจัดแสงแบบสะท้อน ทะลุผ่าน และ Dark field illumination นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยของ Anderson [5] เสนอวิธีการถ่ายภาพเส้นเลือดด้วยการจัดแสงแบบ Cross polarization เพื่อให้เห็นรายละเอียดของเส้นเลือดมากขึ้น งานวิจัยนี้จึงศึกษาวิธีการจัดแสงทั้งหมด 4 วิธีด้วยกัน ได้แก่การจัดแสงแบบสะท้อน ทะลุผ่าน Dark field illumination และ Cross polarization

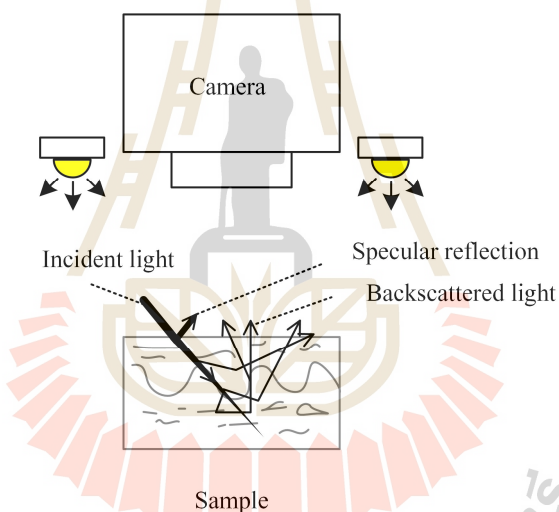
2.2.1 การจัดแสงแบบสะท้อน

การจัดแสงแบบสะท้อนสำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging ได้รับความนิยมในการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณมือ [6-9] ปลายแขน [10-11] หรือขา [11-12] การจัดแสงดังกล่าวเป็นการวางกล้องรับภาพกับแหล่งกำเนิดแสงในตำแหน่งใกล้กัน และอยู่ด้านบนของวัตถุที่ต้องการถ่ายภาพดังรูปที่ 2.5 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่บันทึกได้ประกอบไปด้วยแสง 2 ส่วน ส่วนแรกคือส่วนของแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยตรง (Specular reflection) และอีกส่วนหนึ่งเป็นแสง NIR ที่ทะลุเข้าไปในผิวหนัง แล้วกระเจิงแสงกลับออกมา (Backscattered light) แสงที่ทำให้ได้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ คือ Backscattered light

การจัดแสงนี้มีการจัดอุปกรณ์ที่ง่าย ปลอดภัย และสะดวกในการถ่ายภาพ แต่ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่บันทึกได้ อยู่ลึกประมาณ 3-5 มิลลิเมตร [4] ขึ้นกับขนาดเส้นเลือด ถือว่าเป็น

เส้นเลือดที่ไม่ลึกมาก สาเหตุที่ได้ภาพเส้นเลือดไม่ลึกคือแสง Specular reflection เข้ามารบกวนภาพเส้นเลือด เช่น เมื่อความเข้มแสง NIR สูงขึ้น แสงที่ทะลุผ่านผิวหนังไปก็อาจจะทะลุลงไปใต้ลึกขึ้นแล้วสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดที่อยู่ลึกขึ้นได้ แต่ภาพที่บันทึกได้กลับเห็นเส้นเลือดน้อยลง เนื่องจากการสะท้อนที่ผิวหนังสูงขึ้นตามความเข้มแสง NIR ที่เพิ่มขึ้น ทำให้ภาพที่บันทึกได้สว่างจนไม่เห็นเส้นเลือดใต้ผิวหนังบางส่วน เป็นต้น

ถึงแม้ว่าการจัดแสงแบบสะท้อนถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ไม่ลึกมาก แต่ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ได้ก็เพียงพอต่อการนำไปใช้ประโยชน์ เช่น การระบุตัวบุคคลด้วยเส้นเลือดที่หลังมือ [6] การนำทางเจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ในการแทงเข็มเจาะเลือดหรือให้น้ำเกลือในเด็ก [13] การนำทางในการใช้เลเซอร์ในการรักษาเส้นเลือด [14] และการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับเส้นเลือดดำโป่งบวม [11] เป็นต้น

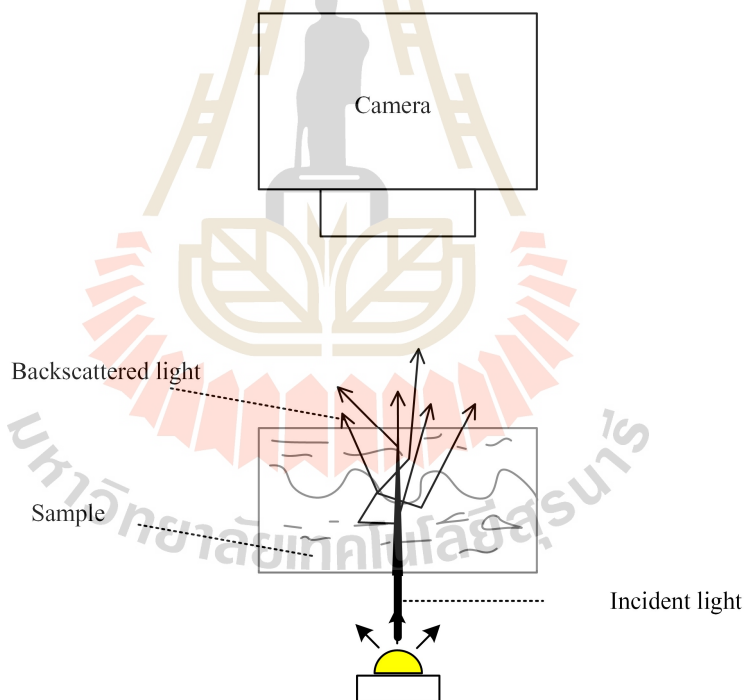


รูปที่ 2.5 การจัดอุปกรณ์ทางแสงแบบสะท้อนสำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging

2.2.2 การจัดแสงแบบทะลุผ่าน

การจัดแสงแบบทะลุผ่าน เป็นการจัดวางกล้องรับภาพอยู่ด้านบนวัตถุ ส่วนแหล่งกำเนิดแสงวางอยู่ด้านล่างของวัตถุ แสงที่เข้ากล้องรับภาพเป็นแสงที่กระเจิงภายในเนื้อเยื่อ (รูปที่ 2.6) การจัดแสงแบบนี้ไม่มีแสงที่สะท้อนจากผิวหน้ารบกวนเหมือนการจัดแสงแบบสะท้อน ภาพเส้นเลือดที่ได้จึงเห็นชัดกว่าการจัดแสงแบบสะท้อน อย่างไรก็ตามวิธีการจัดแสงนี้ใช้กับวัตถุที่ไม่หนามาก หรือเป็นวัตถุที่แสง NIR สามารถทะลุผ่านไปได้ เช่น บริเวณนิ้วมือ มือ ข้อมือ และข้อศอกของเด็กที่อายุไม่เกิน 6 ขวบ เป็นต้น

การถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง ด้วยการจัดแสงแบบทะลุผ่านได้รับความนิยมในการถ่ายภาพเส้นเลือดบริเวณนิ้วมือสำหรับระบุตัวบุคคล [15-19] นอกจากนี้ยังมีการจัดแสงดังกล่าวกับการถ่ายภาพที่หลังมือเพื่อนำทางเจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ในการแทงเข็มเจาะเลือดหรือให้น้ำเกลือในเด็ก [4]



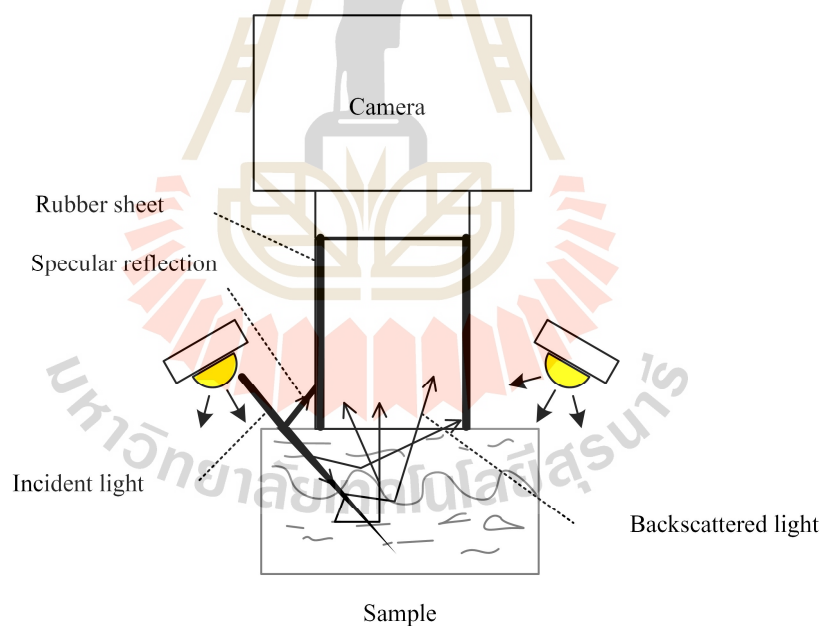
รูปที่ 2.6 การจัดอุปกรณ์ทางแสงแบบทะลุผ่านสำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging

2.2.3 การจัดแสงแบบ Dark field illumination

การจัดแสงแบบ Dark field illumination เป็นการจัดแสงคล้ายกับการจัดแสงแบบสะท้อน โดยมีอุปกรณ์ป้องกันแสงสะท้อนจากผิวหนังเข้าสู่กล้องดังรูปที่ 2.7 แสงที่เข้ากล้องรับภาพเป็นแสงที่กระเจิงจากบริเวณใต้ผิวหนัง

ข้อดีคือไม่มีแสงสะท้อนจากผิวหนังรบกวนภาพถ่ายที่ได้ และยังสามารถจัดให้แหล่งกำเนิดแสงอยู่ฝั่งเดียวกับกล้องทำให้สะดวกต่อการใช้งาน

ข้อจำกัดของการจัดแสงนี้ได้แก่ การจัดแสงนี้จำเป็นต้องให้แผ่นป้องกันแสงสัมผัสกับตัวอย่าง และแหล่งกำเนิดแสงที่ใช้ต้องมีความเข้มแสงสูงมาก เพื่อให้แสงบางส่วนสามารถกระเจิงแสงเข้ากล้องรับภาพได้ ส่งผลให้ความร้อนจากแหล่งกำเนิดแสงส่งผ่านถึงตัวอย่างได้ แล้วอาจจะเกิดความเสี่ยงที่ตัวอย่างจะเสียหายได้ เป็นต้น นอกจากนี้การจัดแสงนี้สามารถถ่ายภาพในพื้นที่ เช่น เซ็น 1-2 cm เป็นต้น ซึ่งพื้นที่ดังกล่าวขึ้นกับคุณสมบัติทางแสงของวัตถุ ถ้าแสง NIR สามารถทะลุผ่านได้ดีก็จะสามารถถ่ายภาพได้กว้างขึ้น

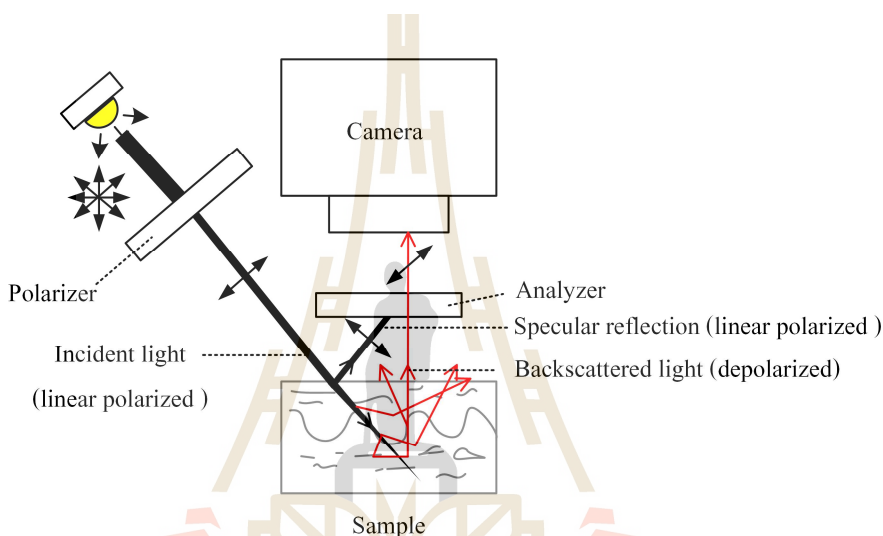


รูปที่ 2.7 การจัดแสงแบบ Dark field illumination สำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging

2.2.4 การจัดแสงแบบ Cross polarization

การจัดแสงแบบ Cross polarization ใช้โพลาไรเซอร์แบบเชิงเส้น (Linear Polarizer filter) 2 ชั้น ชั้นแรกวางไว้หน้าแหล่งกำเนิดแสง และอีกชั้นวางไว้ที่หน้ากล้องรับภาพ นิยมเรียกโพลาไรเซอร์ที่วางไว้หน้ากล้องเป็น “Analyzer” ดังรูปที่ 2.8

แสงจากแหล่งกำเนิดแสงทั่วไปมีทิศทางโพลาไรเซชันหลายทิศทาง โพลาไรเซอร์จึงมีหน้าที่กรองทิศทางโพลาไรเซชันของแหล่งกำเนิดแสงให้เหลือเพียงทิศทางเดียว ส่วน Analyzer มีหน้าที่ป้องกันแสงที่มีทิศทางโพลาไรเซชันดังกล่าวไม่ให้เข้ากล้องรับภาพ



รูปที่ 2.8 การจัดแสงแบบ Cross polarization สำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging

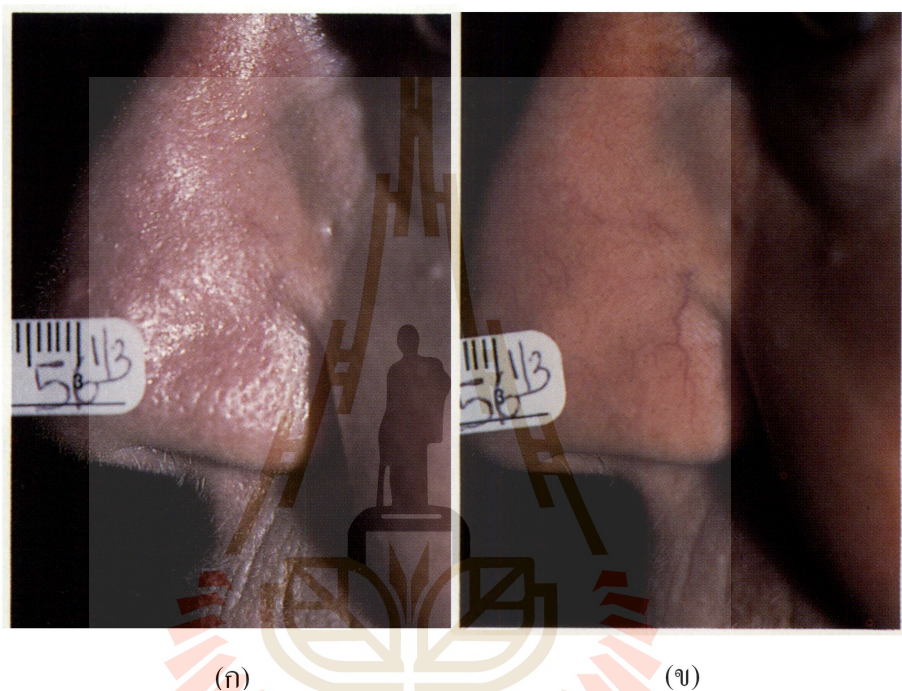
แสงที่สะท้อนจากผิวหนึ่งประกอบไปด้วย 2 ส่วน [5] ส่วนแรกคือแสงที่ตกกระทบที่ผิวแล้วสะท้อนที่ผิวรอยต่อเรียกส่วนนี้ว่า “Specular reflection” และส่วนที่ 2 คือแสงที่ทะลุเข้าไปบริเวณใต้ผิวหนึ่งเกิดการสะท้อนภายในเนื้อเยื่อหลายครั้ง แล้วกระเจิงแสงออกจากผิวหนึ่ง เรียกว่า “Backscattered light”

Specular reflection มีทิศทางโพลาไรเซชันเดียวกับแสงที่ตกกระทบ และ Backscattered light มีทิศทางโพลาไรเซชันแตกต่างจากแสงที่ตกกระทบ ทิศทางโพลาไรเซชันที่เปลี่ยนไปขึ้นอยู่กับจำนวนครั้งของการสะท้อนแสงภายใต้ผิวหนึ่ง

กรณีที่ปรับ Analyzer ให้มีทิศทางโพลาไรเซชันแบบเดียวกับโพลาไรเซอร์จะเรียกการจัดแสงแบบ “Parallel polarization” จะเกิดแสงสะท้อนจากผิวหนึ่งเข้ากล้องรับภาพ กรณีไม่ใช่โพลาไรเซอร์ก็จะเกิดแสงสะท้อนรบกวนเช่นเดียวกัน กรณีปรับ Analyzer ให้มีทิศทางโพลาไรเซชันตั้งฉากกันจะเรียกว่าการจัดแสงแบบ “Cross polarization” แสงสะท้อนแบบ Specular

จะไม่สามารถทะลุผ่าน Analyzer มาที่กล้องได้ จึงไม่เกิดแสงรบกวนทำให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังชัดเจนขึ้นดังรูปที่ 2.9

ข้อเสียของการจัดแสงแบบ Cross polarization คือความเข้มแสงจะลดลงอย่างมาก ทำให้ภาพมีความสว่างน้อยลง การแก้ไขทำได้โดยใช้แหล่งกำเนิดแสงที่มีความเข้มแสงสูงหรือใช้วิธีการปรับการตั้งค่าของกล้องให้เหมาะสมกับแสงที่ใช้



รูปที่ 2.9 ภาพจมูกเมื่อจัดแสงแบบ (ก) Parallel polarization พบว่าบริเวณที่มีความมันมีแสงสะท้อนโดยตรงจากผิวหนังทำให้เกิดแสงรบกวน และ (ข) Cross polarization สามารถลดแสงสะท้อนโดยตรงจากผิวหนังและเห็นเส้นเลือดได้ชัดกว่ารูป (ก) [5]

2.3 เทคนิคการปรับปรุงภาพให้ภาพเส้นเลือดชัดเจน

นอกจากการทำให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังชัดเจนด้วยการจัดอุปกรณ์ทางแสงที่เหมาะสมแล้ว ยังสามารถทำให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังชัดเจนได้ด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพ ในหัวข้อนี้ อธิบายเทคนิคการประมวลผลภาพที่มีการนำไปใช้กับการปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง รวมถึงอธิบายวิธีการแยกเส้นเลือดบนภาพด้วยเทคนิคการตัดค่าระดับสีเป็นภาพ 2 ระดับ

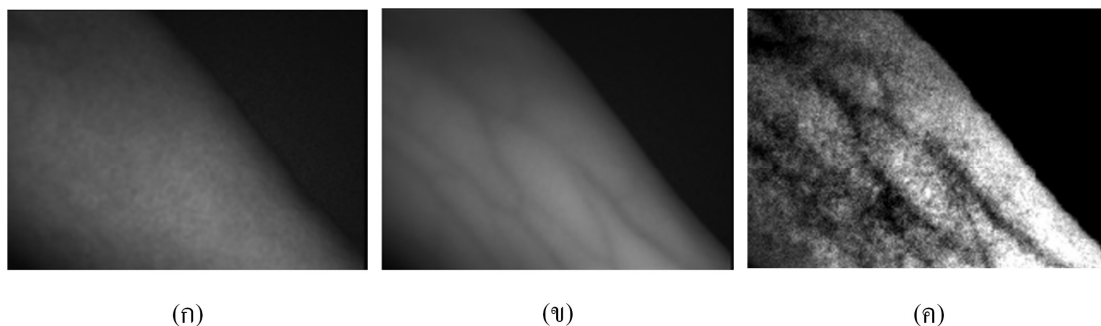
2.3.1 Multispectral imaging

Wang และคณะ [10] เสนอวิธีการปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้ชัดเจนขึ้น โดยใช้ภาพถ่ายจากแสง 2 ความยาวคลื่น ความยาวคลื่นแรกเป็นความยาวคลื่นช่วงที่ตาเปล่ามองเห็น ทำให้เห็นเฉพาะภาพผิวหนังเพราะแสงที่ความยาวคลื่นนี้ไม่สามารถทะลุลงไปใต้ผิวหนังได้ลึก (รูปที่ 2.10 (ก)) และความยาวคลื่นที่สองเป็นความยาวคลื่นช่วง NIR (850 nm) ซึ่งจะได้ภาพของเส้นเลือดและผิวหนัง (รูปที่ 2.10 (ข)) การนำภาพที่ประกอบไปด้วยผิวหนังและเส้นเลือดลบออกด้วยภาพผิวหนัง ภาพที่ได้เหลือเพียงภาพเส้นเลือด ทำให้สามารถเห็นเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ชัดเจน วิธีการดังกล่าวประมวลผลภาพแบบจุดต่อจุดโดยใช้สมการ

$$I_{out} = a(I_{850} - bI_{ref}) \quad (2-1)$$

เมื่อ I_{out} คือค่าความเข้มแสงของภาพผลลัพธ์ I_{850} ค่าความเข้มแสงของภาพที่ถ่ายได้ด้วยความยาวคลื่นช่วง NIR ส่วน I_{ref} คือค่าความเข้มแสงของภาพที่ถ่ายได้ด้วยความยาวคลื่นแสงที่ตาเปล่ามองเห็น a เป็นตัวแปรปรับค่าความสว่างของภาพ ส่วน b เป็นตัวแปรน้ำหนักในการลบข้อมูลภาพผิวหนัง

Wang และคณะพบว่าวิธีการดังกล่าวสามารถปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้ชัดเจนได้ และภาพที่ความยาวคลื่น 570 nm กับ 850 nm ให้ค่าความแตกต่างระหว่างเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบสูงที่สุด (รูปที่ 2.10 (ค))



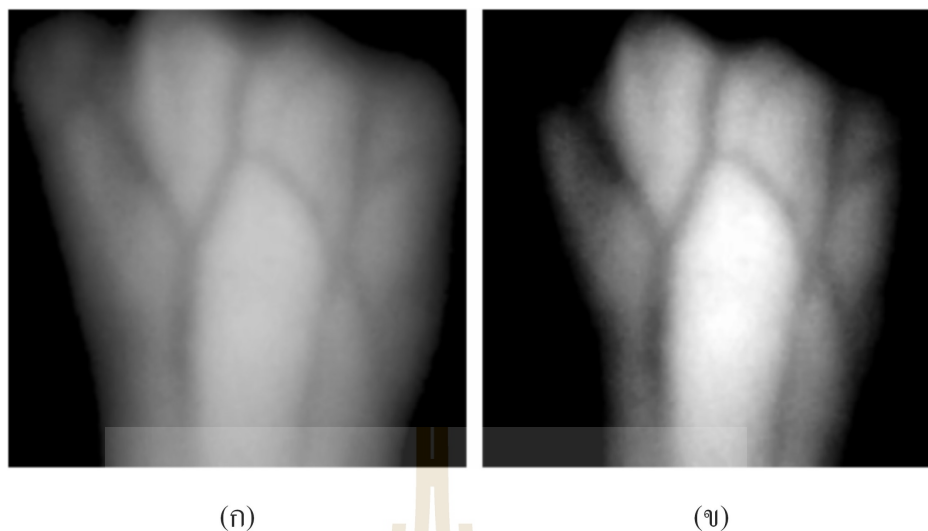
รูปที่ 2.10 ภาพแขน (ก) ได้รับเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 570 nm (ข) ภาพที่ได้รับเมื่อใช้ความยาวคลื่นแสง 850 nm และ (ค) ภาพที่ผ่านการปรับปรุงแล้วจะเห็นภาพเส้นเลือดชัดเจนขึ้น [10]

2.3.2 Normalization

การ Normalization [20] เป็นเทคนิคการปรับปรุงภาพ โดยปรับค่าระดับสีของภาพที่ละพิกเซลด้วยสมการ (2-2) เมื่อ $I_{out}(x, y)$ คือค่าระดับสีผลลัพธ์ที่ตำแหน่ง (x, y) ของภาพผลลัพธ์ M_n เป็นค่าเฉลี่ยที่ต้องการของภาพผลลัพธ์ V_n เป็นค่าความแปรปรวนที่ต้องการของภาพผลลัพธ์ M เป็นค่าเฉลี่ยของค่าระดับสีในภาพตั้งต้น V เป็นค่าความแปรปรวนของค่าระดับสีของภาพตั้งต้น และ $I_{in(x,y)}$ เป็นค่าระดับสีที่ตำแหน่ง (x, y) ของภาพตั้งต้น

$$\begin{aligned}
 I_{out}(x, y) &= M_n + \sqrt{(I_{in}(x, y) - M)^2 (V_n / V)} \quad \text{กรณี } I_{in}(x, y) > M \\
 I_{out}(x, y) &= M_n - \sqrt{(I_{in}(x, y) - M)^2 (V_n / V)} \quad \text{กรณี } I_{in}(x, y) \leq M
 \end{aligned}
 \tag{2-2}$$

Chen และคณะเลือกใช้วิธีการดังกล่าวในการปรับปรุงภาพเส้นเลือดบริเวณมือให้ชัดเจน [21] ก่อนนำภาพที่ได้ไปแยกภาพเส้นเลือด กรณีภาพชนิด 8 บิตสามารถกำหนดค่า M_n เท่ากับ 100 และ V_n เท่ากับ 255 ได้ผลดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 เทคนิคการ Normalization เพื่อปรับปรุงภาพเส้นเลือดบริเวณมือ (ก) ภาพก่อนการปรับปรุงภาพ และ (ข) ภาพหลังการปรับปรุงด้วยวิธีการ Normalization พบว่าภาพที่ได้เห็นเส้นเลือดชัดขึ้นกว่าภาพ (ก) [21]

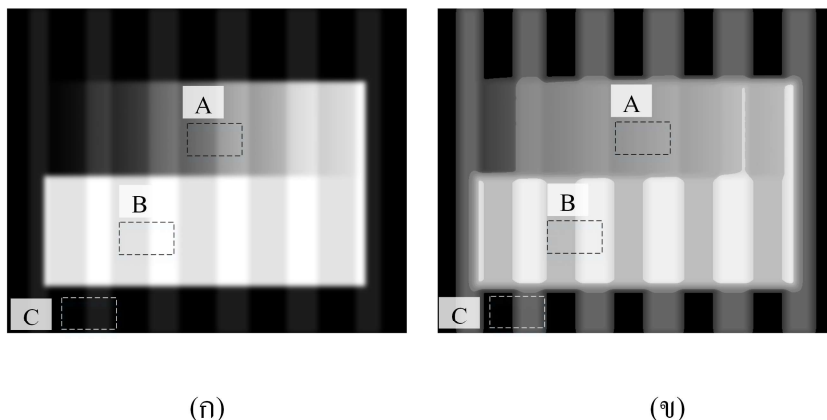
2.3.3 Histogram equalization

การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Histogram equalization เป็นการแปลงค่าสีจากภาพตั้งต้น (k) เป็นค่าสีภาพผลลัพธ์ ($S(k)$) ด้วยสมการ

$$S(k) = \frac{(L-1)}{MN} \sum_{j=0}^k n_j \quad (2-3)$$

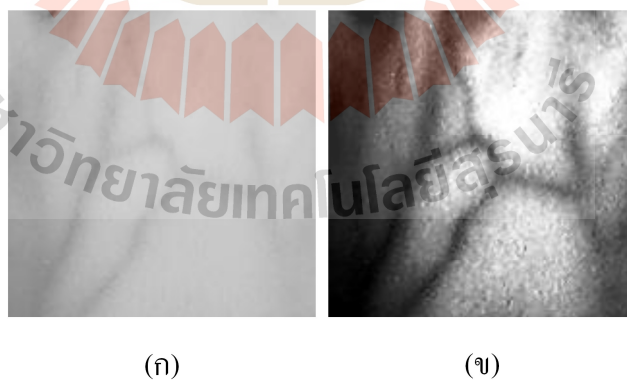
เมื่อ L เป็นจำนวนระดับสีบนภาพ ซึ่งขึ้นกับชนิดข้อมูลภาพว่าเป็น 8 บิต หรือ 16 บิต j เป็นค่าระดับสี MN เป็นจำนวนพิกเซลทั้งหมดในภาพตั้งต้น และ n_j คือจำนวนพิกเซลในภาพที่มีระดับสีเท่ากับ j

ถ้าสร้างภาพหลายระดับสีดังรูปที่ 2.12 (ก) แปลงค่าสีด้วยสมการ (2-3) จะได้ภาพผลลัพธ์ (รูปที่ 2.12 (ข)) จะเห็นว่าการทำงาน Histogram equalization ทำให้ภาพแถบสีบริเวณค่าสีมืดและสว่างเห็นแถบสีชัดขึ้น โดยค่าสีกลางๆ ให้แถบสีที่ชัดลดลง



รูปที่ 2.12 (ก) ภาพดั้งเดิมที่สร้างขึ้น และ (ข) ภาพที่แปลงค่าสีด้วยวิธี Histogram equalization แสดงให้เห็นว่าแถบสีที่มีค่าสีอยู่กลางๆ (บริเวณ A) มีความชัดลดลง แถบสีที่มีค่าสีสว่าง (บริเวณ B) และมืด (บริเวณ C) มีความชัดเพิ่มขึ้นจากภาพ (ก) หมายเหตุ ภาพที่สร้างขึ้นนี้เป็นการทดสอบการแปลงค่าสีด้วยวิธี Histogram equalization ว่าสามารถเพิ่มความชัดของภาพลักษณะใด

วิธีการนี้ได้รับความนิยมนำไปประยุกต์ใช้กับการปรับปรุงภาพทั่วไปสำหรับแก้ไขปัญหาภาพที่สนใจมีค่าสีอยู่บริเวณมืดและสว่าง [22] สามารถนำวิธีการดังกล่าวมาใช้ปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ [6-7, 22-24] ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 (ก) ภาพ NIR imaging ของหลังมือ (ข) ภาพผลลัพธ์ได้จากวิธี Histogram equalization แสดงให้เห็นว่าภาพเส้นเลือดที่ได้ชัดเจนกว่าภาพ (ก) [23]

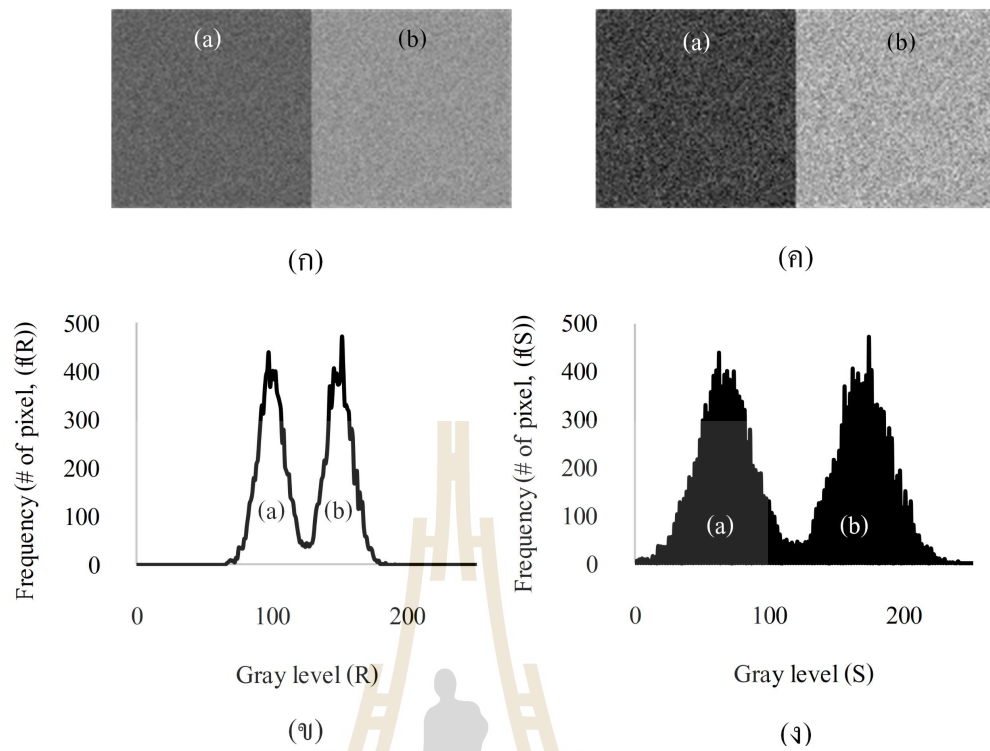
2.3.4 Histogram stretching

การปรับปรุงภาพด้วยการยืดกราฟฮิสโทแกรม (Histogram stretching) เป็นการปรับค่าระดับสีของภาพแบบเชิงเส้น (Linear transformation functions) โดยค่าสีของภาพผลลัพธ์ (S) ได้จากสมการ

$$S = mR + C = \frac{S_{\max}}{R_{\max} - R_{\min}} (R - R_{\min}) \quad (2-4)$$

เมื่อ S_{\max} เป็นค่าสีสูงสุดของภาพผลลัพธ์ โดยปกติค่านี้กำหนดเป็นค่าสีสูงสุดตามชนิดภาพ เช่น ภาพผลลัพธ์เป็นภาพ 8 บิต ค่า $S_{\max} = 255$ เป็นต้น R เป็นค่าระดับสีของภาพตั้งต้น R_{\min} เป็นค่าระดับสีที่น้อยที่สุดของภาพตั้งต้น ที่ไม่เท่ากับ 0 (กรณีภาพพื้นหลังกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0) และ R_{\max} เป็นค่าระดับสีสูงสุดของภาพตั้งต้น

ถ้าสร้างภาพให้มีภาพ 2 ส่วนคือส่วนมืดและสว่างที่มีค่าสีไม่แตกต่างกันมากดังรูปที่ 2.14 (ก) สามารถนับจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพได้ดังรูปที่ 2.14 (ข) เมื่อนำภาพที่สร้างขึ้นแปลงค่าสีด้วยสมการ (2-4) จะได้ภาพดังรูปที่ 2.14 (ค) จะเห็นว่าภาพ 2 ส่วนดังกล่าวแตกต่างกันมากกว่าเดิม ส่วนฮิสโทแกรมของภาพผลลัพธ์แสดงในรูปที่ 2.14 (ง) จะเห็นว่าค่าสีของภาพ 2 ส่วนแยกออกจากกันมากขึ้น ดังนั้นการทำให้ภาพ 2 ส่วนมีการนับจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพแยกออกจากกันมากขึ้นทำให้ภาพ 2 ส่วนแตกต่างกันมากขึ้น แล้วภาพที่ได้มีความชัดมากขึ้น



รูปที่ 2.14 (ก) ภาพที่สร้างขึ้นมีค่าสี 2 ส่วนคือส่วนมืด (บริเวณ a) และสว่าง (บริเวณ b) (ข) กราฟจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพที่สร้างขึ้น (ค) คือภาพ (ก) ที่ผ่านวิธีการ Histogram stretching และ (ง) กราฟจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพ (ค) แสดงให้เห็นว่าจำนวนค่าสีแต่ละค่าสีบนภาพส่วน (a) แตกต่างจากภาพส่วน (b) มากขึ้นทำให้เห็นภาพ 2 ส่วนแยกออกจากกันชัดเจนขึ้น

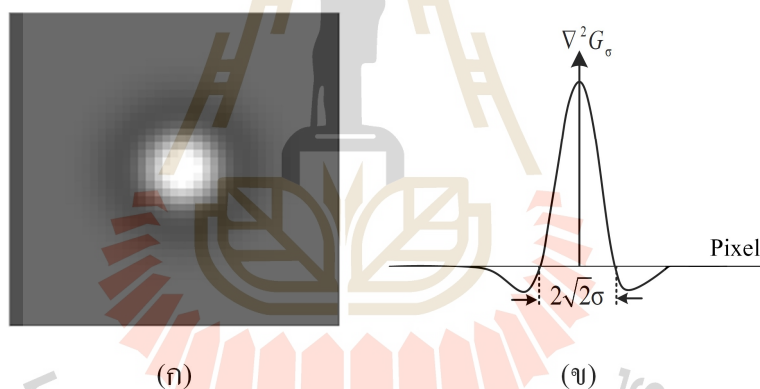
2.3.5 Laplacian of Gaussian

Laplacian of Gaussian (LOG) โดยทั่วไปใช้หาขอบของวัตถุในภาพ รวมทั้งมีงานวิจัยใช้เทคนิคดังกล่าวในการปรับปรุงภาพให้เห็นเส้นเลือดชัดเจน [6, 25]

วิธีการ LOG เป็นการปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่ ภาพผลลัพธ์ ($S(x, y)$) เท่ากับภาพตั้งต้น Convolution กับ Kernel ($\nabla^2 G_\sigma(x, y)$) ที่สร้างจากสมการ (2-6) [6] เมื่อ σ คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานหรือรัศมีของค่าสี่ที่อยู่ตรงกลาง Kernel (รูปที่ 2.15) และ (x, y) เป็นระบบพิกัดบนภาพ Kernel

$$S(x, y) = R(x, y) * \nabla^2 G_\sigma(x, y) \quad (2-5)$$

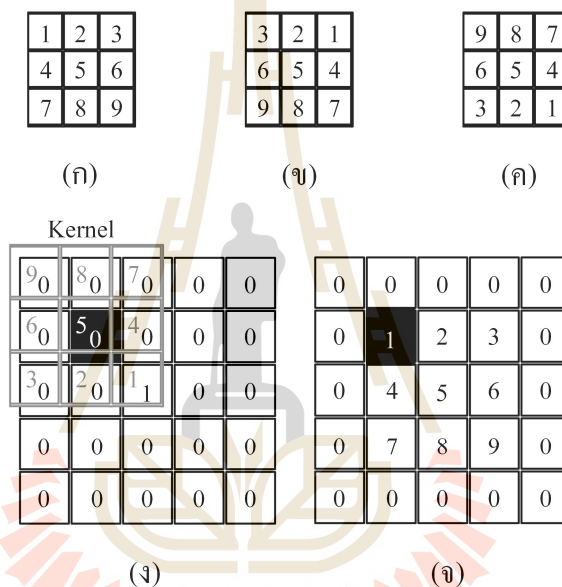
$$\nabla^2 G_\sigma(x, y) = \frac{1}{\pi\sigma^4} \left\{ 1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right\} e^{-(x^2 + y^2)/2\sigma^2} \quad (2-6)$$



รูปที่ 2.15 (ก) ภาพ Kernel ของ LOG ขนาด 31×31 พิกเซล $\sigma = 3$ และ (ข) ภาพตัดขวางของภาพ (ก)

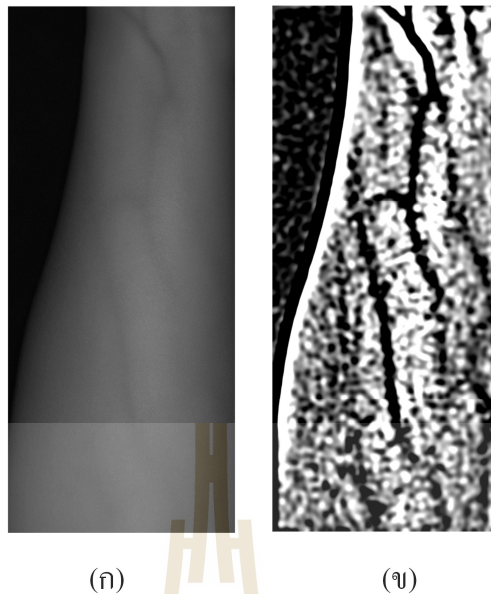
[26]

Convolution เป็นตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์ ที่มีขั้นตอนการดำเนินการ 4 ขั้นตอนหลัก ขั้นตอนที่ 1 นำข้อมูลหรือสัญญาณมาสลับตำแหน่งข้อมูลจากซ้ายไปขวา (รูปที่ 2.16 (ข)) และบนไปล่าง (รูปที่ 2.16 (ค)) ขั้นตอนที่ 2 นำตัว Convolution ในกรณีนี้เรียกว่า Kernel ไปซ้อนทับภาพตั้งต้น ให้ตำแหน่งกึ่งกลาง Kernel อยู่ตรงระบบพิกัดของภาพตั้งต้นที่สนใจ (รูปที่ 2.16 (ค)) ขั้นตอนที่ 3 นำค่าสีในภาพตั้งต้นคูณกับค่าสีของ Kernel ที่ตำแหน่งพิกัดเดียวกัน ขั้นตอนที่ 4 หาผลรวมของผลคูณที่ได้ในขั้นตอนที่ 3 จะได้ค่าสีของภาพผลลัพธ์ที่ระบบพิกัดที่สนใจ โดยที่ Convolution ของภาพเป็นการทำ 4 ขั้นตอนที่กล่าวข้างต้นจนครบทุกพิกเซลบนภาพ (รูปที่ 2.16 (จ))



รูปที่ 2.16 ขั้นตอนการ Convolution (ก) Kernel ขนาด 3×3 พิกเซล (ข) Kernel ที่สลับตำแหน่งข้อมูลจากซ้ายไปขวา (ค) สลับตำแหน่งข้อมูลจากบน ไปล่าง (ง) การนำ Kernel มาซ้อนทับภาพตั้งต้น เมื่อตำแหน่งที่ต้องการคำนวณคือพื้นที่สีดำบนภาพตั้งต้น และ (จ) ภาพผลลัพธ์ที่เมื่อดำเนินการครบทุกพิกเซลบนภาพ ค่าบนพื้นที่สีดำคือค่าที่ได้จากการวาง Kernel ในภาพ (ง) หมายเหตุ ค่าใน Kernel และภาพเป็นค่าที่สมมติขึ้นเพื่อให้ง่ายในการคำนวณ [26]

ตัวอย่างการประยุกต์ใช้ LOG มาปรับปรุงภาพที่ถ่ายด้วยเทคนิค NIR imaging ที่บริเวณปลายแขน (รูปที่ 2.17 (ก)) เมื่อกำหนดให้ Kernel มีขนาดเท่ากับ 61×61 พิกเซล $\sigma = 8$ ได้ภาพผลลัพธ์ดังแสดงในรูปที่ 2.17 (ข)



รูปที่ 2.17 ตัวอย่างการปรับปรุงภาพด้วยเทคนิค LOG (ก) ภาพที่บันทึกได้ด้วย NIR imaging และ (ข) ภาพที่ผ่านการปรับปรุงด้วยเทคนิค LOG เมื่อกำหนด Kernel เท่ากับ 61×61 พิกเซล $\sigma=8$ หมายถึง ใช้ Kernel คูณด้วยค่าคงที่ 10000 ก่อนดำเนินการคอนโวลูชันกับภาพ (ก)

2.3.6 Global thresholding (Otsu's method)

วิธีการของ Otsu เป็นพื้นฐานการแบ่งภาพเป็นภาพสีสองระดับ [27-29] และมีการนำไปประยุกต์ใช้งานกับการตัดภาพพื้นหลังของการถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging [6, 16, 24] วิธีการดังกล่าวหาค่า Threshold จากการคำนวณความแปรปรวนระหว่างค่าสี 2 ส่วนในภาพ (The between-class variance, $\sigma^2(k)$) ตามสมการที่ (2-7) โดยค่า Threshold ที่เหมาะสมคือค่า Threshold ที่มีค่า The between-class variance สูงสุด

$$\sigma^2(k) = (m_1(k) - m_g)^2 P_1(k) + (m_2(k) - m_g)^2 P_2(k) \quad (2-7)$$

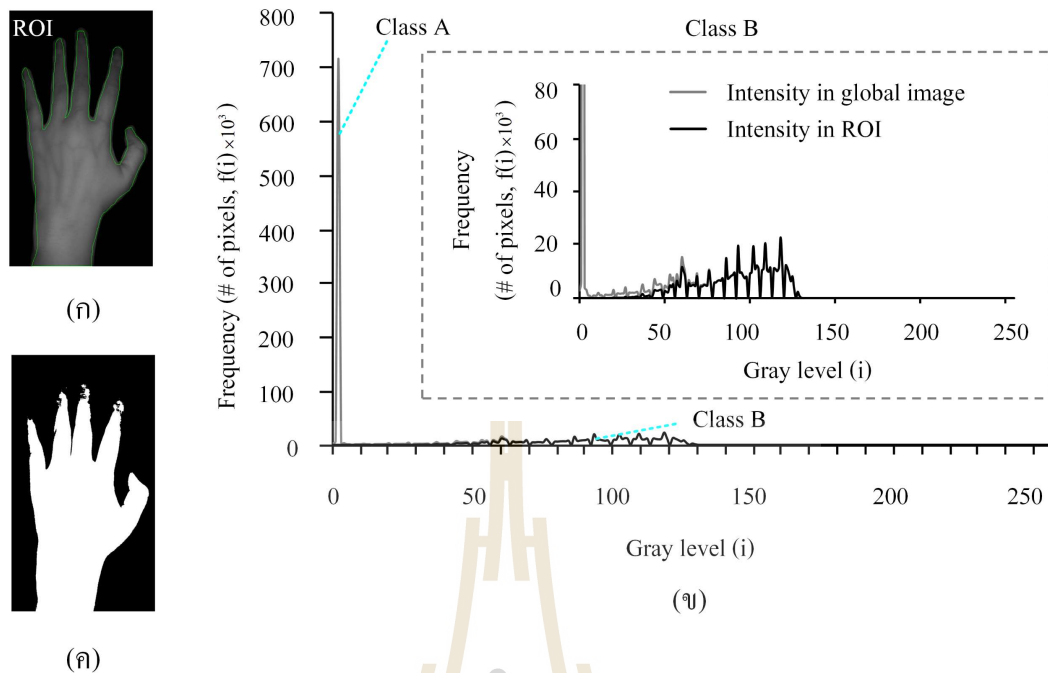
$$m_1(k) = \frac{\sum_{i=0}^k ip_i}{\sum_{i=0}^k p_i} \quad \text{และ} \quad m_2(k) = \frac{\sum_{i=k+1}^{L-1} ip_i}{\sum_{i=k+1}^{L-1} p_i} \quad (2-8)$$

$$P_1(k) = \sum_{i=0}^k p_i \quad \text{และ} \quad P_2(k) = \sum_{i=k+1}^{L-1} p_i \quad (2-9)$$

$$m_g = \frac{\sum_{i=0}^{L-1} ip_i}{\sum_{i=0}^{L-1} p_i} \quad (2-10)$$

เมื่อ $m_1(k)$ และ $m_2(k)$ คือค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงภายในส่วนที่ 1 และ 2 ที่ค่าสีเท่ากับ 0 ถึง k ตามลำดับ $P_1(k)$ และ $P_2(k)$ คือค่าความน่าจะเป็นของค่าสีที่จะเป็นภาพในส่วนที่ 1 และ 2 ตามลำดับ m_g ค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงทั้งหมดในภาพ L เป็นจำนวนระดับค่าสี เช่น กรณีภาพระดับสี 8 บิต จะมีค่า L เท่ากับ 256 เป็นต้น k เป็นค่า Threshold กรณีภาพ 8 บิตมีค่า k ตั้งแต่ 0-255 ส่วน p_i คือค่าความน่าจะเป็นแต่ละค่าระดับสีที่ i ($p_i = n_i/(MN)$) เมื่อ n_i คือจำนวนพิกเซลที่มีค่าระดับสีเท่ากับ i และ MN คือจำนวนพิกเซลบนภาพ

การใช้วิธีการของ Otsu กับการถ่ายภาพ NIR imaging เช่น ภาพที่บริเวณหลังมือ (รูปที่ 2.18 (ก)) สังเกตได้ว่าภาพประกอบไปด้วย 3 ส่วนคือ เส้นเลือด เนื้อเยื่อ และภาพพื้นหลัง เมื่อนำภาพดังกล่าวมาสร้างกราฟฮิสโทแกรมของค่าสี พบว่าค่าสีที่เป็นเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อมีค่าสีแตกต่างกันไม่มาก เมื่อเปรียบเทียบกับค่าสีที่เป็นภาพพื้นหลัง ดังนั้นภาพ NIR imaging จึงแบ่งตามกราฟฮิสโทแกรมได้เป็น 2 ส่วนหลักคือช่วงสีที่เป็นภาพพื้นหลัง และช่วงสีของมือ (เส้นเลือดและเนื้อเยื่อ) เมื่อกำหนดค่า Threshold ด้วยวิธีการของ Otsu สามารถแยกส่วนของภาพพื้นหลังกับภาพมือได้ดังรูปที่ 2.18 (ค) เป็นต้น



รูปที่ 2.18 (ก) ภาพ NIR imaging ของภาพหลังมือ (ข) กราฟฮิสโทแกรมของภาพ (ก) แบ่งเป็น 2 ส่วนคือค่าสีภาพพื้นหลัง (Class A) และค่าสีภาพเส้นเลือดและเนื้อเยื่อ (Class B) เมื่อเส้นสีเทาเป็นค่าระดับสีทั้งหมดของภาพ (ก) และเส้นสีดำเป็นค่าระดับสีเฉพาะบริเวณภายในเส้นสีเขียว (ROI) ในรูป (ก) และ (ค) ผลการแปลงเป็นภาพสี 2 ระดับด้วยวิธีการ Otsu

2.3.7 Moving averages local thresholding

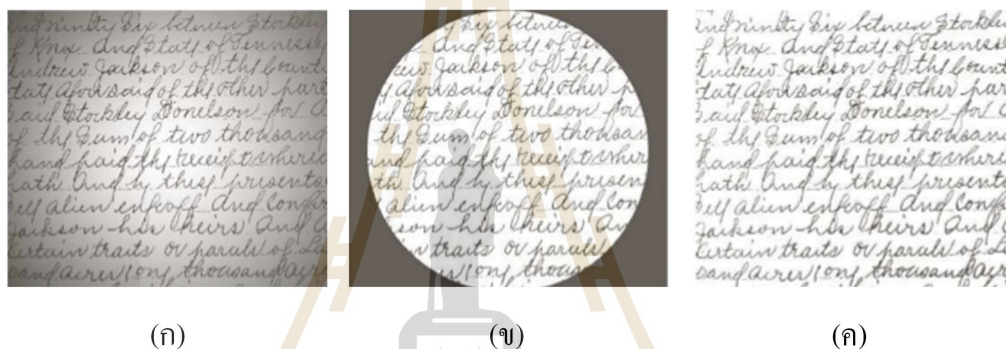
กรณีภาพตั้งต้นมีค่าระดับสีไม่สม่ำเสมอดังรูปที่ 2.19 (ก) ซึ่งมีลักษณะของค่าสีสว่างบริเวณกลางภาพเป็นวงกลม และมีค่าสีมืดลงบริเวณรอบๆ การใช้วิธีการพิจารณาการตัดค่าระดับสีจากทั้งภาพจะได้ภาพผลลัพธ์เป็นวงกลมตามความไม่สม่ำเสมอของค่าสี และไม่สามารถนำลักษณะของอักษรออกมาได้หมดดังรูปที่ 2.19 (ข) การพิจารณาค่าการตัดระดับสีด้วยวิธี Moving averages local thresholding เป็นอีกตัวเลือกหนึ่งในการเลือกค่าตัดระดับสีภาพดังกล่าว

วิธีการนี้เป็นการแปลงภาพขาวดำเป็นภาพสี 2 ระดับ โดยตัดสินว่าค่าระดับสีของภาพผลลัพธ์มีค่าเท่ากับ 1 หรือ 0 ด้วยการเฉลี่ยข้อมูลภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ ในภาพตั้งต้น เช่น ค่าสีบนภาพที่ตำแหน่ง (x, y) มีค่าน้อยกว่า $T(x, y)$ แล้วมีค่าสีผลลัพธ์เป็น 0 แต่ถ้าไม่น้อยกว่า $T(x, y)$ มีค่าสีผลลัพธ์เป็น 1 เป็นต้น ค่า $T(x, y)$ คำนวณได้จาก

$$T(x, y) = m(x, y) = \frac{\sum_{j=y-(W_y-1)/2}^{y+(W_y-1)/2} \left(\sum_{i=x-(W_x-1)/2}^{x+(W_x-1)/2} I(i, j) \right)}{W_x W_y} \quad (2-11)$$

เมื่อ (x, y) เป็นระบบพิกัดของภาพตั้งต้น W_x และ W_y เป็นขนาดของพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ ในแนวแกน x และ y ตามลำดับ $I(i, j)$ เป็นค่าระดับสีของภาพตั้งต้นที่ตำแหน่ง (i, j)

เมื่อนำรูปที่ 2.19 (ก) แปลงเป็นภาพสีสองระดับจะได้รูปที่ 2.19 (ข) แสดงให้เห็นว่าการใช้วิธีการดังกล่าวสามารถตัดภาพพื้นหลังและนำลักษณะของอักษรออกมาได้หมด



รูปที่ 2.19 ภาพจากหนังสือ Digital image processing โดย Gonzalez และ Woods (ก) ภาพถ่ายตัวอักษร ที่มีค่าระดับสีไม่สม่ำเสมอ (ข) ภาพ (ก) ที่ผ่านการตัดค่าระดับสีด้วย Global thresholding และ (ค) ภาพ (ก) ที่ผ่านการตัดค่าระดับสีด้วย Moving averages local thresholding [27]

2.3.8 Niblack local thresholding

การแยกเส้นเลือดออกจากภาพ NIR imaging สามารถทำได้หลายวิธี เช่น วิธีการตัดภาพระดับสีโดยพิจารณาการตัดค่าระดับสีภายในพื้นที่เล็กๆ (Local thresholding) [7, 9, 21] วิธีการ Laplacian of Gaussian [6] และใช้วิธีการตัดค่าระดับสี จากการพิจารณาโครงสร้างของเส้นเลือด [30-31] เป็นต้น

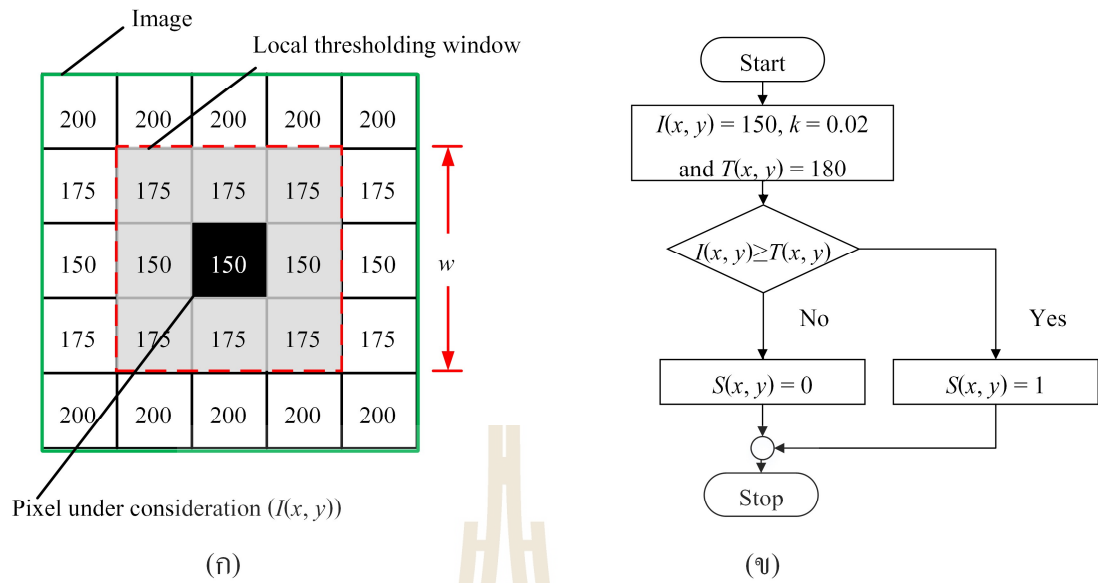
วิธีการของ Niblack เป็นวิธีการคำนวณหาค่าตัดระดับสีบนการพิจารณาค่าเฉลี่ยของค่าสี ($m(x, y)$) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ($\sigma(x, y)$) ภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ ดังสมการ

$$T(x, y) = m(x, y) - k\sigma(x, y) \quad (2-12)$$

$$\sigma(x, y) = \sqrt{\sum_{s=-\frac{w-1}{2}}^{\frac{w-1}{2}} \left(\sum_{t=-\frac{w-1}{2}}^{\frac{w-1}{2}} \frac{(I(x+s, y+t) - m(x, y))^2}{N} \right)} \quad (2-13)$$

เมื่อ k เป็นค่าคงที่ค่าหนึ่ง (The deviation factor), $m(x, y)$ และ $\sigma(x, y)$ เป็นค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของระดับสีในพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ (ความกว้างและความยาวของสี่เหลี่ยมเล็กๆ แทนด้วยตัวแปร w)

ภาพผลลัพธ์จะเป็นภาพ 2 ระดับ (มีค่าเท่ากับ 0 และ 1 หรือ 0 และ 255) โดยพิกเซลแต่ละพิกเซลมีค่าระดับสีใด ขึ้นกับเงื่อนไขที่กำหนด เช่น ภาพตั้งต้นมีค่าระดับสีตามรูปที่ 2.20 (ก) คำนวณหา T ภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ (Local thresholding window, รูปที่ 2.20 (ก)) ขนาดกว้าง w พิกเซล ที่ตำแหน่ง (x, y) จะได้ $T(x, y)$ เท่ากับ 180 เมื่อ $m(x, y)$ เท่ากับ 180 และ $\sigma(x, y)$ เท่ากับ 19 เมื่อกำหนดเงื่อนไขค่าระดับสีของภาพตั้งต้น ($I(x, y)$) มีค่ามากกว่า $T(x, y)$ ค่าระดับสีผลลัพธ์ที่ตำแหน่ง (x, y) เท่ากับ 1 ถ้าไม่ตรงกับเงื่อนไขดังกล่าวค่าระดับสีผลลัพธ์เท่ากับ 0 (รูปที่ 2.20 (ข)) เป็นต้น



รูปที่ 2.20 การตัดค่าระดับสีด้วย Niblack Local thresholding (ก) ตัวอย่างค่าระดับสีของภาพตั้งต้น $I(x, y)$ เมื่อค่าภายในกรอบสีเขียวคือค่าระดับสีของภาพตั้งต้น กรอบสีแดงคือพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ ที่ใช้คำนวณหาค่าตัดระดับสี และพื้นที่สีดำคือตำแหน่งที่กำลังดำเนินการแปลงเป็นภาพสี 2 ระดับ และ (ข) ตัวอย่างการตรวจสอบเงื่อนไข สำหรับกำหนดค่าระดับสีของภาพผลลัพธ์ $S(x, y)$ ที่ตำแหน่งในรูป (ก)

2.4 Laser speckle contrast imaging (LSCI)

2.4.1 ทฤษฎีพื้นฐานของ LSCI

การถ่ายภาพวัตถุโดยใช้แสงเลเซอร์เป็นแหล่งกำเนิดแสง ภาพที่ได้มักจะปรากฏจุดมืดและจุดสว่างเรียกจุดดังกล่าวว่าสเปกเคิล (Speckle) เกิดจากการแทรกสอดของแสงที่สะท้อนจากพื้นผิวหยาบ หรือตัวกลางที่มีคุณสมบัติการกระเจิงแสงภายในระยะโคฮีเรนซ์ของแหล่งกำเนิดแสง เมื่อวัตถุที่มีพื้นผิวหยาบมีการเคลื่อนไหว แล้วการเปลี่ยนแปลงของสเปกเคิลไวกว่าเวลาในการรับภาพของกล้อง (Exposure time, T) รูปแบบของสเปกเคิลที่บันทึกได้จะเบลอ [32] ทำให้สามารถบอกถึงความเร็วของการเคลื่อนไหวได้จากการวิเคราะห์ระดับความเบลอของสเปกเคิลที่บันทึกได้ โดยแสดงในรูปของ Speckle contrast (K)

Speckle contrast หาได้จาก อัตราส่วนระหว่างค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มแสง (Standard deviation, σ) กับค่าเฉลี่ยของความเข้มแสง ($\langle I \rangle$) ภายในพื้นที่ขนาดเล็ก (Local size) ดังสมการ

$$K = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} \quad (2-14)$$

Goodman ได้ศึกษารูปแบบการเกิด Speckle พบว่าค่า K มีค่าสูงสุดเท่ากับ 1 เมื่อวัตถุหยุดนิ่งและอยู่ภายใต้เงื่อนไขอุดมคติ [32-33] รูปแบบของสเปกเคิลที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า “Fully evolved” [34] ในทางกลับกันเมื่อวัตถุเคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น ค่า K จะลดลงเข้าใกล้ 0 และแปรผกผันกับความเร็ว ภาพสเปกเคิลที่ผ่านการวิเคราะห์ไปเป็นพารามิเตอร์ K เรียกว่าภาพแบบเลเซอร์สเปกเคิลคอนทราสต์ (Laser speckle contrast image)

2.4.2 ความสัมพันธ์ระหว่าง Speckle contrast กับความเร็ว

Goodman [35] ได้ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า Speckle contrast ในการวิเคราะห์ค่า Speckle ในเชิงพื้นที่กับค่า Decorrelation time (τ_c) พบว่า Exposure time มีผลต่อความแปรปรวนของความเข้มแสงดังสมการ

$$\sigma^2 = \frac{1}{T} \int_0^T C_\tau(\tau) d\tau \quad (2-15)$$

เมื่อ $C_\tau(\tau)$ คือ Intensity autocorrelation function

ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการไหลของอนุภาค (Decorrelation velocity, v_c) กับ Decorrelation time แปรผกผันกันและขึ้นกับความยาวคลื่นของแสง (λ) ตามสมการ

$$v_c = \frac{\lambda}{2\pi\tau_c} \quad (2-16)$$

กรณีการเคลื่อนที่ของอนุภาคเป็นการเคลื่อนที่แบบ Brownian motion สามารถประมาณความเร็วการเคลื่อนที่ของอนุภาคด้วย Lorentzian velocity distribution [32, 34, 36] ดังสมการ

$$K = \sqrt{\left(\frac{\tau_c}{2T}\right)\left(1 - \exp\left(\frac{-2T}{\tau_c}\right)\right)} \quad (2-17)$$

หรือกรณีอนุภาคที่มีการเคลื่อนที่แบบบราวน์ แต่ใช้บีมควบคุมการไหลของอนุภาคดังกล่าวด้วยความเร็วค่าหนึ่ง สามารถประมาณความเร็วการไหลได้ด้วย Gaussian velocity distribution [32, 37-38] ดังสมการ

$$K = \sqrt{\frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{\tau_c}{T} \operatorname{erf}\left(\frac{T}{\tau_c}\right)} \quad (2-18)$$

ถ้า T มากกว่า τ_c มากแล้ว $\exp(-2T/\tau_c)$ หรือ $\operatorname{erf}(T/\tau_c)$ มีค่าเข้าใกล้ 0 หรือ 1 ตามลำดับ เมื่อแทน (2-16) ลงใน (2-17) หรือ (2-18) พบว่า K แปรผกผันกับความเร็ว ($K^2 \propto 1/v_c$)

2.4.3 พารามิเตอร์ที่สำคัญในการถ่ายภาพ Speckle contrast

(1) Speckle size

การวิเคราะห์ความเร็วการไหลนี้เป็นการพิจารณาการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของ Speckle ที่ปรากฏบนอุปกรณ์รับภาพ ถ้าภายใน 1 พิกเซลของอุปกรณ์รับภาพมีจำนวน Speckle มากกว่า 1 จุด ค่าความเข้มแสงที่บันทึกได้จากพิกเซลนั้นเป็นผลรวมความเข้มแสงจาก Speckle หลายจุด ทำให้ภาพ Speckle ที่บันทึกได้เบลอ ถึงแม้ว่าวัตถุไม่มีการเคลื่อนไหวก็ตาม [37]

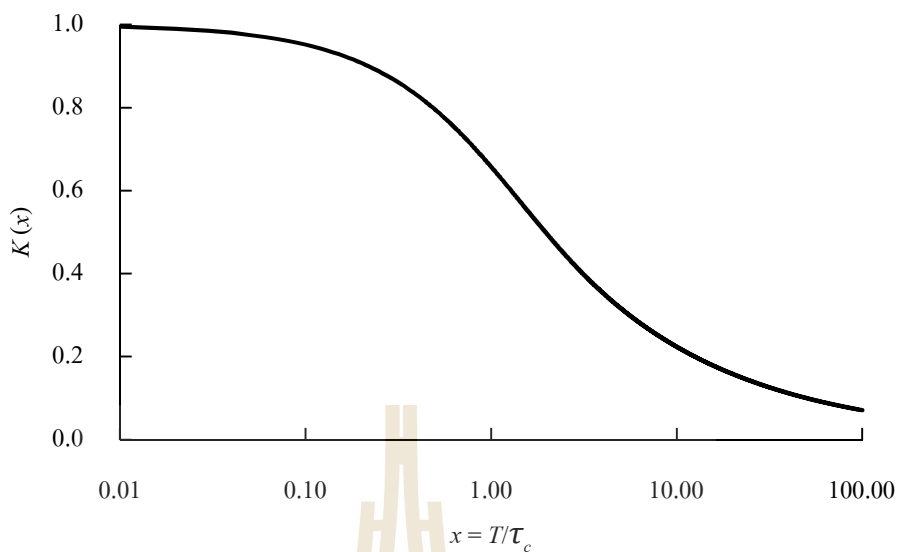
การวิเคราะห์ความเร็วการไหลด้วยเทคนิค LSCI พบว่าเมื่อขนาดของ Speckle ใหญ่กว่าขนาดของพิกเซล แล้วค่า Speckle contrast จะสูงขึ้น [39] แต่ความสามารถในการแยกแยะขนาดวัตถุในภาพ (Spatial resolution) [36] ลดลง มีงานวิจัยเลือกกำหนดขนาดของ Speckle เท่ากับขนาดของพิกเซลหรือขนาดของ Speckle เท่ากับขนาด 2 พิกเซล [34, 36, 40] อย่างไรก็ตาม Vaz และคณะ [40] แนะนำว่าขนาดของ Speckle ควรที่จะใหญ่กว่า 2 พิกเซลในแนว x และ y ของเซ็นเซอร์รับภาพ

ขนาดของ Speckle บนกล้องรับภาพสามารถคำนวณได้ด้วยสมการ (2-19) เมื่อ D เป็นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจุดแสง (The speckle airy disc) ขึ้นอยู่กับขนาดของช่องเปิดรับแสงของอุปกรณ์รับภาพ (Aperture stop) แทนด้วย $f/\#$ ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง (λ) และกำลังขยายของระบบรับภาพ (M)

$$D = 2.44\lambda(1 + M) f/\# \quad (2-19)$$

(2) Exposure time

Yuan และคณะ ได้ศึกษาเกี่ยวกับการปรับค่า Exposure time เพื่อเลือกค่า Exposure time ที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์การไหลของเลือดสำหรับเทคนิค LSCI [41] พบว่าการประมาณความเร็วแบบ Lorentzian ตามสมการ (2-16) ค่า Speckle contrast เข้าใกล้ 1 เมื่อ Exposure time น้อยกว่า Decorrelation time ประมาณ 100 เท่า ถ้าค่า Exposure time ใกล้เคียง หรือมากกว่า Decorrelation time แล้วค่า Speckle contrast มีค่าลดลงดังรูปที่ 2.21

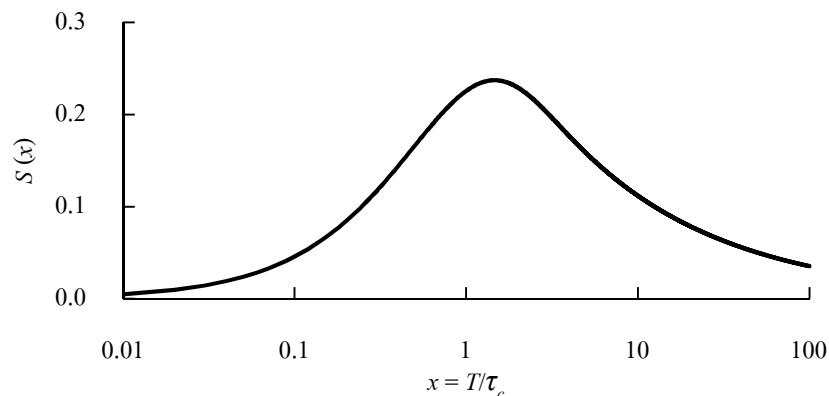


รูปที่ 2.21 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วน Exposure time กับ Decorrelation time กับค่า Speckle contrast

การเปลี่ยนแปลงค่า Speckle contrast กับการเปลี่ยนแปลงความเร็ว (Sensitivity, $S(x)$) ของสมการ Lorentzian velocity distribution ประมาณค่า Sensitivity ได้ตั้งสมการ

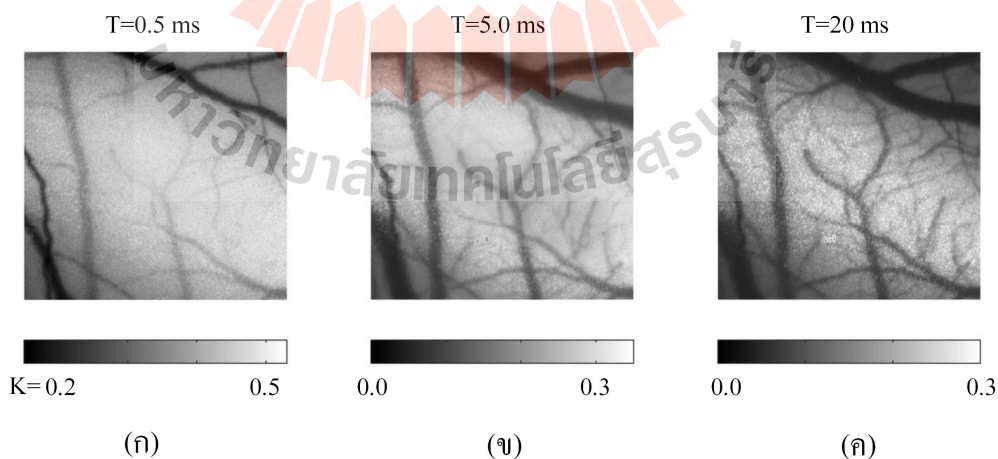
$$S(x) = \left| \frac{dK}{dv} \right| = \tau_c \frac{x}{2K} \left[\frac{1}{2x^2} - \frac{(2x+1)}{2x^2} \exp(-2x) \right] \quad (2-20)$$

เมื่อ x คือ T/τ_c และ K คือค่า Speckle contrast คำนวณได้จากสมการ (2-17) ถ้ากำหนดให้ $\tau_c = 1$ ms สามารถเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Exposure time กับ Sensitivity ได้ดังรูปที่ 2.22 แสดงให้เห็นว่า Sensitivity สูงสุด เมื่อ Exposure time ใกล้เคียงกับ Decorrelation time [41]



รูปที่ 2.22 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วน Exposure time ต่อ Decorrelation time กับ Sensitivity ของค่า Speckle contrast

นอกจากนี้ Yuan และคณะ [41] แสดงให้เห็นว่าภาพการไหลของเลือดของสัตว์ทดลองที่บันทึกด้วย Exposure time เท่ากับ 0.5 ms มีค่า Speckle contrast ที่สูงกว่า แต่เห็นรายละเอียดของเส้นเลือดได้น้อยกว่า Exposure time เท่ากับ 5 และ 20 ms (รูปที่ 2.23) ถึงแม้ว่า Exposure time ที่นานขึ้นให้รายละเอียดของเส้นเลือดที่ดีขึ้น แต่ Exposure time สูงขึ้น สัญญาณรบกวนจะสูงขึ้นตาม ดังนั้น Exposure time เท่ากับ 5 ms เป็นเวลาที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพการไหลของเลือดของสัตว์ทดลอง



รูปที่ 2.23 ภาพ Speckle contrast แสดงการไหลของเลือดในสัตว์ทดลองที่ Exposure time ต่างๆ (ก) 0.5 ms (ข) 5.0 ms และ (ค) 20 ms [41]

(3) Local size

Senarathna และคณะ [36] เสนอว่าขนาดของพื้นที่ที่ใช้วิเคราะห์ภาพสเปกเคิลเชิงพื้นที่ที่มีผลต่อสัญญาณรบกวนและความสามารถในการแยกแยะส่วนประกอบในภาพ กรณีที่ใช้จำนวนพิกเซลในการวิเคราะห์ภาพสเปกเคิล (N) มาก สัญญาณรบกวน (Noise) จะลดลงตามสมการ (2-21) แต่ความสามารถในการแยกแยะองค์ประกอบในภาพลดลง งานวิจัยที่ผ่านมาใช้พื้นที่ขนาด 3×3 ถึง 7×7 พิกเซลในการวิเคราะห์ภาพสเปกเคิล [38, 41-47]

$$\text{Noise} = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (2-21)$$

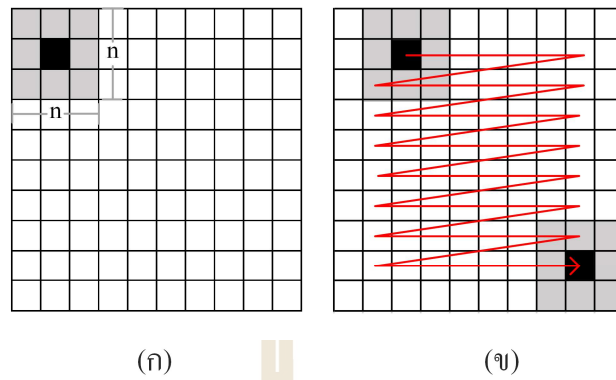
2.4.4 การวิเคราะห์ภาพสเปกเคิลเชิงพื้นที่ (Spatial speckle contrast)

ภาพเลเซอร์สเปกเคิลคอนทราสต์เชิงพื้นที่ที่ได้จากการพิจารณาภาพ Speckle ในพื้นที่เล็กๆ (Window) ขนาด $n \times n$ พิกเซล (รูปที่ 2.24 (ก)) เป็นจุดหนึ่งจุดของภาพ Speckle contrast ที่พิกเซล (i, j) หรือ $K_{(i,j)}$ คำนวณได้จากสมการ

$$K_{(i,j)} = \frac{\sigma_{(i,j)}}{\langle I \rangle_{(i,j)}} = \frac{\frac{1}{N} \sum_{y=j-\frac{n-1}{2}}^{j+\frac{n-1}{2}} \sum_{x=i-\frac{n-1}{2}}^{i+\frac{n-1}{2}} I_{(x,y)} - \frac{\sum_{y=j-\frac{n-1}{2}}^{j+\frac{n-1}{2}} \sum_{x=i-\frac{n-1}{2}}^{i+\frac{n-1}{2}} I_{(x,y)}}{N}}{\frac{\sum_{y=j-\frac{n-1}{2}}^{j+\frac{n-1}{2}} \sum_{x=i-\frac{n-1}{2}}^{i+\frac{n-1}{2}} I_{(x,y)}}{N}} \quad (2-22)$$

เมื่อ $I_{(x,y)}$ เป็นค่าความเข้มแสงของภาพ Speckle, N คือจำนวนพิกเซลทั้งหมดใน Window และ (i, j) เป็นตำแหน่งกึ่งกลาง Window ของภาพ Speckle

การคำนวณ K เริ่มต้นคำนวณที่ตำแหน่ง $(i = (n-1)/2, j = (n-1)/2)$ บนภาพ Speckle แล้วเลื่อนตำแหน่งของ Window ไปครั้งละ 1 พิกเซลในแนวแกน X จนถึงตำแหน่งความกว้างของภาพ Speckle (W) ลบด้วยขนาดครึ่งหนึ่งของ Window (รูปที่ 2.24 (ข)) หลังจากคำนวณ $K_{(i,j)}$ ในแนวแกน X เสร็จแล้วเลื่อนตำแหน่งของ Window ไป 1 พิกเซลจากตำแหน่งเริ่มต้นในแนวแกน Y จนถึงตำแหน่งความยาวของภาพ Speckle (L) ลบด้วยขนาดครึ่งหนึ่งของ Window (รูปที่ 2.24 (ค)) เมื่อพิจารณาครบทุกจุดที่กล่าวข้างต้นแล้วจะได้ภาพ Speckle contrast



รูปที่ 2.24 การคำนวณค่า Speckle contrast เมื่อ Window มีขนาด 3×3 พิกเซล (ก) ตำแหน่งเริ่มต้นในการคำนวณ (ข) เลื่อน Window ไปตามแกน X และแกน Y ทีละพิกเซล

2.5 Phantom

การสร้าง Phantom สำหรับการพัฒนาเครื่องมือเกี่ยวกับแสง เช่น การถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging เป็นต้น มีคุณสมบัติทางแสงที่สำคัญอยู่ 2 ส่วน ส่วนแรก คือคุณสมบัติการดูดกลืนแสง (Absorption properties) และส่วนที่สองคือคุณสมบัติการกระเจิงแสง (Scattering properties)

สารตัวแทนของการกระเจิงแสงที่มีการใช้ทำ Phantom มีคุณสมบัติการกระเจิงแสงสูง แต่มีการดูดกลืนแสงต่ำ [48] เช่น สารกลุ่มไขมัน (น้ำมัน น้ำมัน ไขมันอิ่มตัว หรือไขมันธรรมชาติ) หรือสารกลุ่มที่เป็นผง (ไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) [49] หรืออลูมินัมออกไซด์ (Al_2O_3) [50] เป็นต้น

สารตัวแทนของการดูดกลืนแสงที่มีการใช้ทำ Phantom ได้แก่ น้ำหมึก พงย้อมสี และ สารเรืองแสง (Fluorophores) [48] เป็นต้น

ส่วนผสมสำหรับทำ Phantom แตกต่างกันไปตามการประยุกต์ใช้งาน หรือขึ้นกับสารตัวแทนคุณสมบัติทางแสง [48] เช่น มีการใช้สาร TiO_2 ผสมกับเจลาติน (Gelatin) [51] หรือเรซิน (Resin) [49] เพื่อให้อนุภาคของ TiO_2 ลอยตัว เนื่องจากสารดังกล่าวเป็นสารที่สามารถตกตะกอนได้ ถ้าผสมสารดังกล่าวกับของเหลว TiO_2 จะตกตะกอน Pogue และคณะ [48] เสนอให้คนสารทุกๆ 20-30 นาที เพื่อให้ TiO_2 ลอยตัวหรือการใช้สาร Fluorophores กับสารบางชนิดอาจเกิดการรวมตัวกันแล้วทำให้คุณสมบัติทางแสงเปลี่ยนไป เป็นต้น หัวข้อนี้ได้อธิบายตัวอย่าง Phantom ของเนื้อเยื่อ และเลือดที่มีการใช้กับเทคนิค NIR imaging และเทคนิค LSCI

2.5.1 Phantom สำหรับ NIR imaging

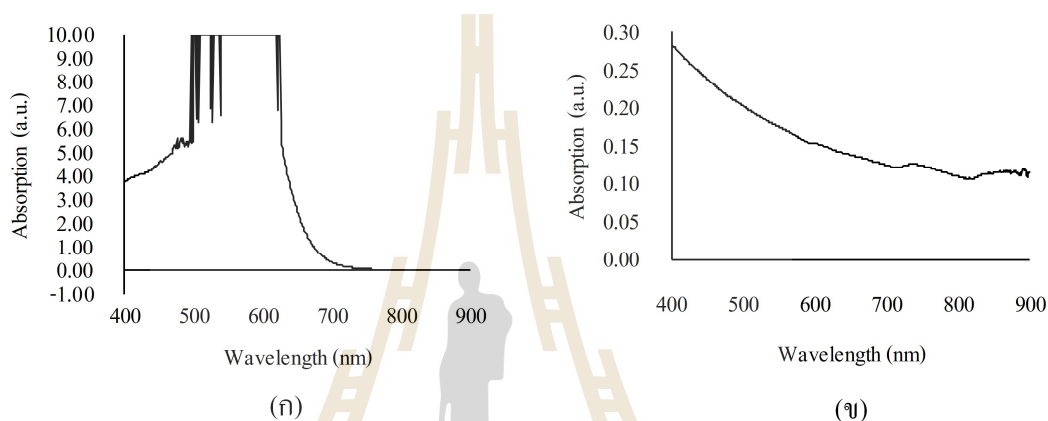
Cuper และคณะ [4] สร้างเครื่องมือแสดงภาพเส้นเลือดด้วยเทคนิค NIR imaging มีการจัดแสงแบบทะลุผ่าน เลือกรสร้าง Phantom ของเนื้อเยื่อเป็นของเหลว ประกอบไปด้วยไขมันอิ่มตัวเข้มข้น 0.1% (Intralipid) เป็นตัวแทนคุณสมบัติการกระเจิงแสง และน้ำหมึก (Indian ink) เป็นตัวแทนคุณสมบัติการดูดกลืนแสง Intralipid เข้มข้น 0.1% มีการกระเจิงแสง (μ_s) ประมาณ 0.9 mm^{-1} และผสม Indian ink ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน (μ_a) เท่ากับ 0.01 mm^{-1} [4]

Phantom จำลองเส้นเลือดของมนุษย์ ประกอบไปด้วย TiO_2 และผงย้อมสี (Phthalocyanine powder) แทนคุณสมบัติการกระเจิงและดูดกลืนแสงตามลำดับ นอกจากนี้ผสมเรซินเพื่อให้ Phantom มีรูปร่างที่แน่นอน โดยผสม TiO_2 ในอัตราส่วน 3.5 mg ในเรซิน 1 ml ประมาณการกระเจิงแสง (μ_s) เท่ากับ 3.5 mm^{-1} และเติมผงย้อมสีจนกระทั่งมีการดูดกลืนแสง (μ_a) 0.5 mm^{-1} [4]

Intralipid และ TiO_2 มีการศึกษาคุณสมบัติทางแสงอยู่แล้ว Cuper และคณะจึงประมาณค่าการกระเจิงของแสงที่ได้จากงานวิจัยในอดีต [52-53] นอกจากนี้ Intralipid สามารถผสม

เข้ากับหมึกได้ โดยสารทั้งสองไม่รวมเป็นเนื้อเดียว ทำให้คุณสมบัติการกระเจิงแสงไม่เปลี่ยนไป [48]

Pogue และคณะ [48] ระบุ Intralipid เป็น Phantom ที่ให้ค่าการกระเจิงแสงที่คงเดิมสามารถทำซ้ำได้ แต่การใช้หมึกเป็นตัวแทนของการดูดกลืนแสง จำเป็นต้องทำการวัดสอบเทียบ ปริมาณความเข้มข้นของปริมาณหมึกกับคุณสมบัติทางแสง เนื่องจากหมึกแต่ละชนิดมีการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกัน (รูปที่ 2.25)



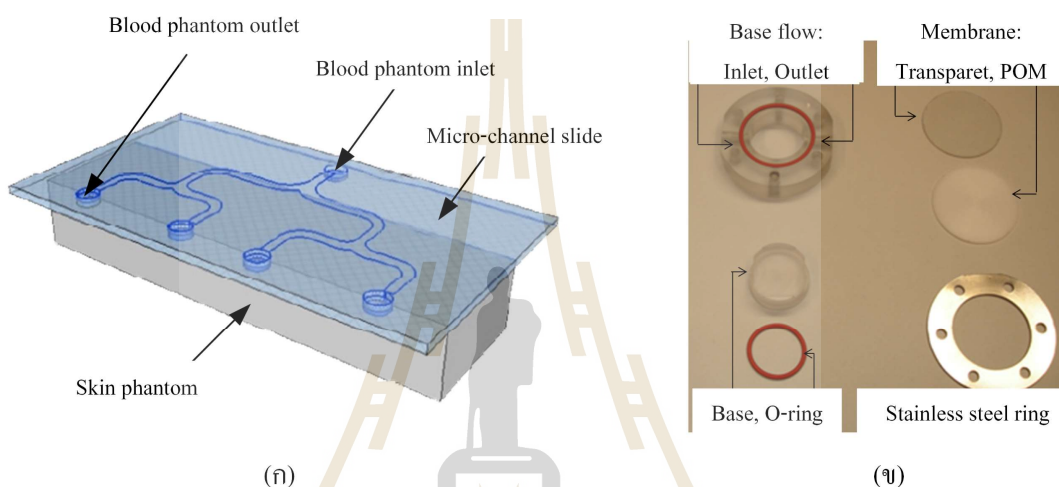
รูปที่ 2.25 การดูดกลืนแสงของ (ก) หมึกปากกาสีดำ (PARKER QUINK Ink) เข้มข้น 0.33% และ (ข) หมึกวาดภาพ (Speedball, Super Black India Ink) เข้มข้น 0.01% แสดงให้เห็นว่าการดูดกลืนแสงแตกต่างกัน ซึ่งหมึก (ก) ดูดกลืนแสงในช่วง Visible region มากกว่าหมึก (ข)

2.5.2 Phantom สำหรับ LSCI

Juan และคณะ [54] ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างขนาด Speckle กับการวัดการไหลของเลือดด้วยเทคนิค LSCI ซึ่งมีคุณสมบัติทางแสงที่สำคัญคือคุณสมบัติการกระเจิงพวกเขาใช้ Phantom ของผิวหนังประกอบไปด้วย TiO_2 ผสมกับเรซิน โดย TiO_2 เป็นตัวแทนของการกระเจิงแสงของผิวหนังเพียงอย่างเดียว ส่วน Phantom ของเลือดใช้ไขมันอิ่มตัว 1% เป็นตัวแทนการกระเจิงแสงของเลือด

ในการทดลองใช้ท่อระดับไมโครเมตรที่มีขายอยู่แล้ว เป็นอุปกรณ์กำหนดเส้นทางการไหล โดยมีช่องสำหรับรับ Phantom ของเลือดเข้าไป แล้วแยกออกเป็น 2 ทาง 2 ครั้งเพื่อจำลองการไหลที่เปลี่ยนไป ด้านล่างของอุปกรณ์ดังกล่าวเป็น Phantom ของผิวหนังตามรูปที่ 2.26 (ก)

Nemati และคณะ [55] เลือกใช้พอลิออกซีเมทิลีน (Polyoxymethylene, POM) เป็นตัวแทนการกระเจิงแสงของผิวหนัง และใช้น้ำมันแทนการกระเจิงแสงของเลือด ซึ่งอนุภาคของไขมันในน้ำมันมีการกระเจิงแสงคล้ายกับการกระเจิงแสงของเม็ดเลือดแดง Phantom (รูปที่ 2.26 (ข)) ประกอบไปด้วยฐานยึดจับอุปกรณ์ทำจากพลาสติกชนิดหนึ่ง ด้านบนสุดวางแผ่นจำลองของผิวหนัง และใช้แผ่นเหล็กยึดกับฐาน นอกจากนี้ยังมียางวงแหวน (O-ring) เป็นวัสดุป้องกัน Phantom ของเลือดซึมออกมาด้านนอกอุปกรณ์



รูปที่ 2.26 Phantom สำหรับเทคนิค LSCI (ก) งานวิจัยของ Juan [54] และคณะ และ (ข) งานวิจัยของ Nemati และคณะ [55]

2.6 รายการอ้างอิง

- [1] PDQ® Screening and Prevention Editorial Board. (2018). Skin Cancer Screening [Online]. Available: <http://www.uhhospitals.org>
- [2] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey, and V. V. Tuchin. (2005). Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. **Journal of Physics D: Applied Physics**. 38 (15): 2543-2555.
- [3] M. Denstedt, A. Bjorgan, M. Milanic, and L. L. Randeberg. (2014). Wavelet based feature extraction and visualization in hyperspectral tissue characterization. **Biomed Opt Express**. 5 (12): 4260-4280.
- [4] Natascha J. Cuper, John H.G. Klaessens, Joris E.N. Jaspers, Rowland de Roode, Herke Jan Noordmans, Jurgen C. de Graaff, Rudolf M. Verdaasdonk. (2013). The use of near-infrared light for safe and effective visualization of subsurface blood vessels to facilitate blood withdrawal in children. **Medical Engineering & Physics** 35 (4): 433-440.
- [5] R. R. Anderson. (1991). Polarized light examination and photography of the skin. **Arch Dermatol**. 127 (7): 1000-1005.
- [6] A. Kumar and K. V. Prathyusha. (2009). Personal Authentication Using Hand Vein Triangulation and Knuckle Shape. **IEEE Transactions on Image Processing**. 18 (9): 2127-2136.
- [7] Y. D. Wang, K. Zhang, and L. K. Shark. (2014). Personal identification based on multiple keypoint sets of dorsal hand vein images. **IET Biometrics**. 3 (4): 234-245.
- [8] Y.-J. Jung, J. Gonzalez, and A. Godavarty. (2015). Functional near-infrared imaging reconstruction based on spatiotemporal features: venous occlusion studies. **Applied Optics**. 54 (13): D82-D90.
- [9] S. Crisan, I. G. Tarnovan, and T. E. Crisan. (2010). Radiation optimization and image processing algorithms in the identification of hand vein patterns. **Computer Standards & Interfaces**. 32 (3): 130-140.
- [10] F. T. Wang, A. Behrooz, M. Morris, and A. Adibi. (2013). High-contrast subcutaneous vein detection and localization using multispectral imaging. **Journal of Biomedical Optic**. 18 (5): 050504.

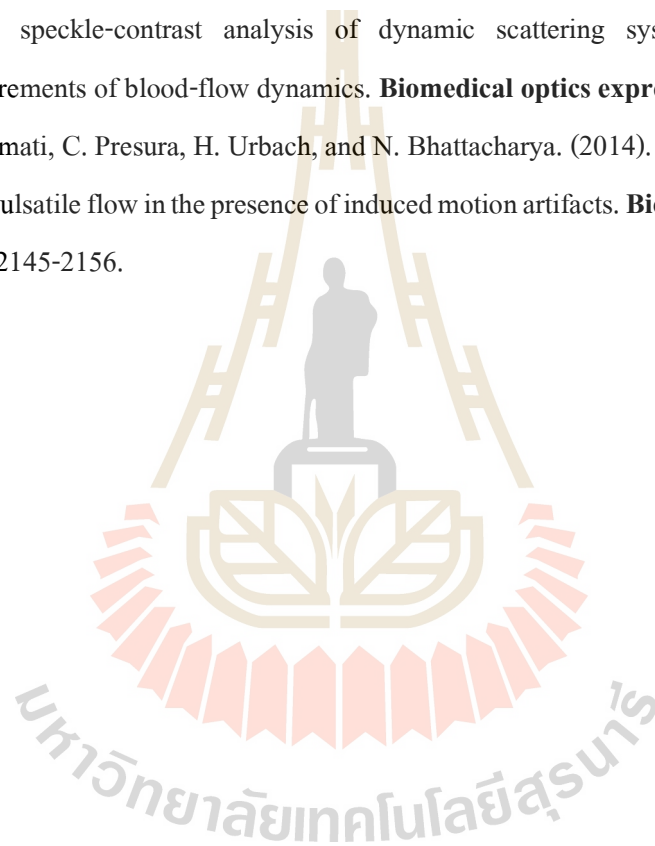
- [11] V. P. Zharov, S. Ferguson, J. F. Eidt, P. C. Howard, L. M. Fink, and M. Waner. (2004). Infrared imaging of subcutaneous veins. **Lasers in Surgery and Medicine**. 34 (1): 56-61.
- [12] H. Rao, P. Zhang, and C. Sun. (2017). Contrast enhancement for the infrared vein image of leg based on the optical angular spectrum theory. **Signal, Image and Video Processing**. 11 (3): 423-429.
- [13] Roland N. Kaddoum, Doralina L. Anghelescu, Mary E. Parish, Becky B. Wright, Luis Trujillo, Jianrong Wu, Yanan Wu & Laura L. Burgoyne. (2012). A randomized controlled trial comparing the AccuVein AV300 device to standard insertion technique for intravenous cannulation of anesthetized children. **Pediatric Anesthesia**. 22 (9): 884-889.
- [14] R. K. Miyake, H. D. Zeman, F. H. Duarte, R. Kikuchi, E. Ramacciotti, G. Lovhoiden. And C. Vrancken. (2006). Vein imaging: A new method of near infrared imaging, where a processed image is projected onto the skin for the enhancement of vein treatment. **Dermatologic Surgery**. 32:1031-1038
- [15] X. Meng, G. Yang, Y. Yin, and R. Xiao. (2012). Finger Vein Recognition Based on Local Directional Code. **Sensors**. 12 (11): 14937-14952.
- [16] E. C. Lee, H. Jung, and D. Kim. (2011). New Finger Biometric Method Using Near Infrared Imaging. **Sensors**. 11 (3): 2319-2333.
- [17] G. Yang, R. Xiao, Y. Yin, and L. Yang. (2013). Finger vein recognition based on personalized weight maps. **Sensors**. 13 (9): 12093-12112.
- [18] N. Miura, A. Nagasaka, and T. Miyatake. (2004). Feature extraction of finger vein patterns based on iterative line tracking and its application to personal identification. **Systems and Computers in Japan**. 35 (7): 61-71.
- [19] A. Kumar and Y. Zhou. (2012). Human Identification Using Finger Images. **IEEE Transactions on Image Processing**. 21 (4): 2228-2244.
- [20] H. Lin, W. Yifei, and A. Jain. (1998). Fingerprint image enhancement: algorithm and performance evaluation. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**. 20 (8): 777-789.

- [21] L. Chen, H. Zheng, L. Li, P. Xie, and S. Liu. (2007). Near-Infrared Dorsal Hand Vein Image Segmentation by Local Thresholding Using Grayscale Morphology. In **The 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering** (pp. 868-871). Wuhan: IEEE.
- [22] C.-L. Lin. (2011). An approach to improve the quality of infrared images of vein-patterns. **Sensors**. 11 (12): pp. 11447-11463.
- [23] M. Yakno, J. M. Saleh, and B. A. Rosdi. (2011). Low contrast hand vein image enhancement. In **IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications** (pp. 390-392). Kuala Lumpur: IEEE.
- [24] W. Kang, Y. Liu, Q. Wu, and X. Yue. (2014). Contact-free palm-vein recognition based on local invariant features. **PLoS One**. 9 (5): e97548.
- [25] S. Juric and B. Zalik. (2014). An innovative approach to near-infrared spectroscopy using a standard mobile device and its clinical application in the real-time visualization of peripheral veins. **BMC Medical Informatics and Decision Making**. 14 (1): 100.
- [26] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. (2010). Chapter 3 Intensity Transformation and Spatial Filtering. In **Digital image processing**. (3rd ed). Pearson: Prentice Hall. pp. 166-173.
- [27] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. (2010). Chapter 10 Image Segmentation," In **Digital image processing**. (3rd ed). Pearson: Prentice Hall. pp. 764-769.
- [28] N. Otsu. (1979). A threshold selection method from gray-level histograms. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**. 9 (1): 62-66.
- [29] M. Sezgin. (2004). Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. **Journal of Electronic imaging**. 13 (1): 146-168.
- [30] Y. Sun. (1989). Automated identification of vessel contours in coronary arteriograms by an adaptive tracking algorithm. **IEEE Trans Med Imaging**. 8 (1): 78-88.
- [31] B. Huang, Y. Dai, R. Li, D. Tang, and W. Li. (2010). Finger-Vein Authentication Based on Wide Line Detector and Pattern Normalization. In **20th International Conference on Pattern Recognition** (pp. 1269-1272). Istanbul: IEEE.
- [32] M. Draijer, E. Hondebrink, T. van Leeuwen, and W. Steenbergen. (2009). Review of laser speckle contrast techniques for visualizing tissue perfusion. **Lasers in Medical Science**. 24 (4): 639-651.

- [33] J. W. Goodman. (1984). Statistical properties of laser speckle patterns. **Topics in Applied Physics**. 9: 9-75.
- [34] D. A. Boas and A. K. Dunn. (2010). Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. **Journal of Biomedical Optics**. 15 (1): 011109.
- [35] Joseph W. Goodman. (1996). **Introduction to Fourier Optics**. 2nd ed. McGraw-Hill Series in Electrical Computer Engineering (n.p.).
- [36] J. Senarathna, A. Rege, N. Li, and N. V. Thakor. (2013). Laser Speckle Contrast Imaging: theory, instrumentation and applications. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**. 6: 99-110.
- [37] P. G. Vaz, A. Humeau-Heurtier, E. Figueiras, C. Correia, and J. Cardoso. (2016). Laser Speckle Imaging to Monitor Microvascular Blood Flow: A Review. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**. 9: 106-120.
- [38] A. Nadort, R. G. Woolthuis, T. G. van Leeuwen, and D. J. Faber. (2013). Quantitative laser speckle flowmetry of the in vivo microcirculation using sidestream dark field microscopy. **Biomedical optics express**. 4 (11): 2347-2361.
- [39] S. J. Kirkpatrick, D. D. Duncan, and E. M. Wells-Gray. (2008). Detrimental effects of speckle-pixel size matching in laser speckle contrast imaging. **Optics Letters**. 33 (24): 2886-2888.
- [40] M. A. Kirby, K. Khaksari, and S. J. Kirkpatrick. (2016). Assessment of incident intensity on laser speckle contrast imaging using a nematic liquid crystal spatial light modulator. **Journal of Biomedical Optics**. 21 (3): 036001.
- [41] S. Yuan, A. Devor, D. A. Boas, and A. K. Dunn. (2005). Determination of optimal exposure time for imaging of blood flow changes with laser speckle contrast imaging. **Applied Optics**. 44 (10): 1823-1830.
- [42] D. D. Duncan and S. J. Kirkpatrick. (2008). Spatio-temporal algorithms for processing laser speckle imaging data. In **Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering** (pp. 685802).
- [43] O. Yang, D. Cuccia, and B. Choi. (2011). Real-time blood flow visualization using the graphics processing unit. **Journal of biomedical optics**. 16 (1): 016009.

- [44] M. Nemati, R. W. C. G. R. Wijshoff, J. M. A. Stijnen, S. van Tuijl, J. W. M. Bergmans, N. Bhattacharya, and H. P. Urbach. (2013). Laser-speckle-based detection of fluid pulsation in the presence of motion artifacts: in vitro and in vivo study. **Optics Letters**. 38 (24): 5334-5337.
- [45] L. M. Richards, S. M. S. Kazmi, J. L. Davis, K. E. Olin, and A. K. Dunn. (2013). Low-cost laser speckle contrast imaging of blood flow using a webcam **Biomedical Optics Express**. 4 (10): 2269-2283.
- [46] M. Nemati, C. N. Presura, H. P. Urbach, and N. Bhattacharya. (2014). Dynamic light scattering from pulsatile flow in the presence of induced motion artifacts. **Biomedical Optics Express**. 5 (7): 2145-2156.
- [47] N. Konishi, Y. Tokimoto, K. Kohra, and H. Fujii. (2002). New laser speckle flowgraphy system using CCD camera. **Optical Review**. 9 (4): 163-169.
- [48] B. W. Pogue and M. S. Patterson. (2006). Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. **Journal of Biomedical Optics**. 11 (4): 041102.
- [49] M. L. Vernon, J. Fréchette, Y. Painchaud, S. Caron, and P. Beaudry. (1999). Fabrication and characterization of a solid polyurethane phantom for optical imaging through scattering media. **Applied optics** 38 (19): 4247-4251.
- [50] M. Lualdi, A. Colombo, B. Farina, S. Tomatis, and R. Marchesini. (2001). A phantom with tissue-like optical properties in the visible and near infrared for use in photomedicine. **Lasers in surgery and medicine**. 28 (3): 237-243.
- [51] H. G. Akarcay, S. Preisser, M. Frenz, and J. Ricka. (2012). Determining the optical properties of a gelatin-TiO₂ phantom at 780 nm. **Biomedical Optics Express**. 3 (3): 418-434.
- [52] H. Assadi, R. Karshafian, and A. Douplik. (2014). Optical scattering properties of intralipid phantom in presence of encapsulated microbubbles. **International Journal of Photoenergy**. 2014: 471764.

- [53] Gage J. Greening, Raef Istfan, Laura M. Higgins, Kartik Balachandran, Darren Roblyer, Mark C. Pierce, and Timothy J. Muldoona. (2014). Characterization of thin poly (dimethylsiloxane)-based tissue-simulating phantoms with tunable reduced scattering and absorption coefficients at visible and near-infrared wavelengths. **Journal of Biomedical Optics**. 19 (11): 115002.
- [54] J. Ramirez-San-Juan, E. Mendez-Aguilar, N. Salazar-Hermenegildo, A. Fuentes-Garcia, R. Ramos-Garcia, and B. Choi. (2013). Effects of speckle/pixel size ratio on temporal and spatial speckle-contrast analysis of dynamic scattering systems: Implications for measurements of blood-flow dynamics. **Biomedical optics express**. 4 (10): 1883-1889.
- [55] M. Nemat, C. Presura, H. Urbach, and N. Bhattacharya. (2014). Dynamic light scattering from pulsatile flow in the presence of induced motion artifacts. **Biomedical optics express**. 5 (7): 2145-2156.



บทที่ 3

เทคนิคการถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมใต้ผิวหนังโดยใช้ แสงความยาวคลื่นอินฟราเรดช่วงใกล้

3.1 บทนำ

ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัยที่ได้กล่าวในบทที่ 1 และการทบทวนวรรณกรรมที่ได้กล่าวในบทที่ 2 ทำให้ทราบว่าแสง NIR สามารถทะลุผ่านผิวหนังไปได้ลึกและให้ภาพเส้นเลือดที่ชัดเจนกว่าแสงที่ตาเปล่ามองเห็น อย่างไรก็ตามการจัดแสงแบบสะท้อน ให้ภาพเส้นเลือดที่ไม่ลึกมาก เนื่องจากแสงสะท้อนจากผิวหนังเข้ามาบดบังการมองเห็นภาพเส้นเลือด ทำให้ได้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังไม่เพียงพอต่อการวิเคราะห์การตีบหรือตันของเส้นเลือดที่อยู่ลึกมากขึ้น

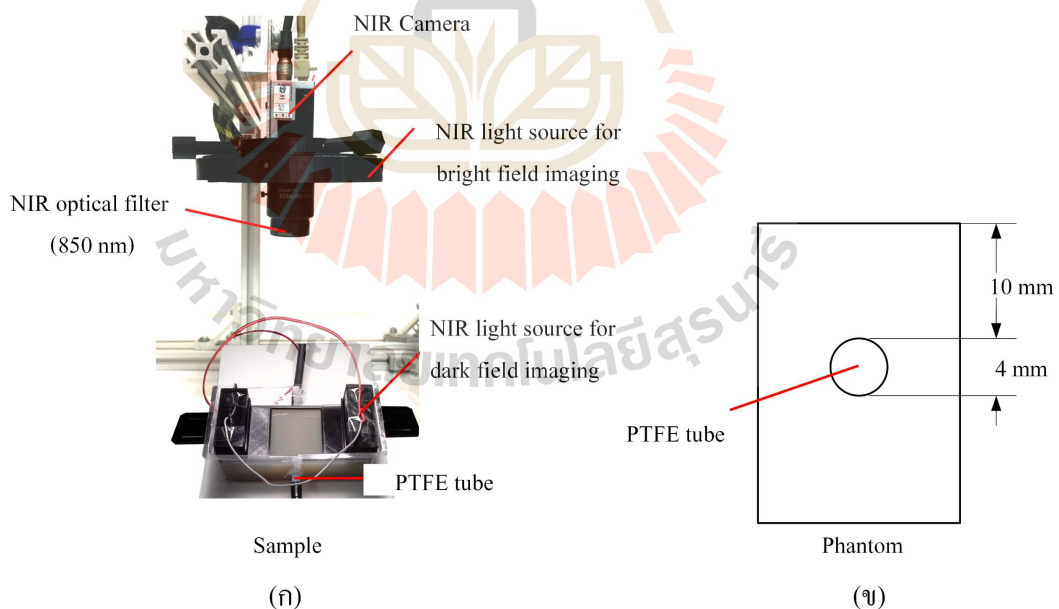
Anderson [1] ได้ศึกษาเทคนิคการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง โดยตัดแสงสะท้อนจากผิวหนังออกไป เหลือเพียงแสงที่สะท้อนออกมาจากใต้ผิวหนัง โดยใช้การจัดแสงแบบ Cross polarization พบว่าภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ได้จากเทคนิคการจัดแสงแบบนี้ให้รายละเอียดเส้นเลือดมากกว่าการจัดแสงสะท้อน อย่างไรก็ตามเทคนิคการจัดแสงแบบ Cross polarization สามารถมองเห็นเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ลึก 3-4 mm [2] กรณีตัวอย่างเป็นเส้นเลือดเทียมตำแหน่งของเส้นเลือดเทียมอาจจะอยู่ลึกมากกว่าระยะดังกล่าว ในบทนี้ผู้วิจัยได้ศึกษาเปรียบเทียบเทคนิคการจัดแสง 2 แบบ คือการจัดแสงแบบสะท้อนและการจัดแสงแบบ Dark field illumination เพื่อศึกษาระยะลึกที่สุดที่จะสามารถมองเห็นเส้นเลือดได้ ในเบื้องต้นจะทดสอบกับ Phantom ที่สร้างขึ้น จากนั้นทดสอบกับ Phantom ที่เป็นอกไก่ และทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมในผู้ป่วยจริงจะใช้เทคนิคการจัดแสงแบบสะท้อนเท่านั้น เนื่องจากการจัดแสงแบบ Dark field illumination จะต้องวางแหล่งกำเนิดแสงบนแขนผู้ป่วยอาจทำให้เส้นเลือดเสียหายได้จึงจะยังไม่ทำการทดลอง

3.2 การจัดอุปกรณ์ทดลอง

เครื่องมือสำหรับเฟิร์สริงการตีบของเส้นเลือดเทียมด้วยเทคนิค NIR imaging ประกอบไปด้วยแหล่งกำเนิดแสงแบบไดโอดเปล่งแสงความยาวคลื่น 850 nm จัดแสงให้อยู่ในรูปแบบวงแหวน (Ring light source) กล้องรับภาพที่ตอบสนองต่อความยาวคลื่นช่วง NIR สูง (Basler, acA1300-60gm) เลนส์รับภาพ (Edmund optics, #67-714) และฟิลเตอร์กรองแสงให้ความยาวคลื่นช่วง NIR ผ่านแบบ Interference filter (Edmund Optics, CWL850 nm)

แหล่งกำเนิดแสงที่งานวิจัยนี้เลือกใช้มีความยาวคลื่นประมาณ 850 nm เนื่องจากให้ภาพเส้นเลือดที่มีค่า Contrast สูงสุด [3] และเหมาะสมสำหรับตัวอย่างที่มีสีผิวต่างกัน [4]

แหล่งกำเนิดแสงมี 2 รูปแบบ (รูปที่ 3.1) แบบที่ 1 เป็นวงแหวนล้อมรอบตัวกล้อง มีแหล่งกำเนิดแสงแบบไดโอดเปล่งแสงรวม 48 ดวง 1 ดวงให้ความเข้มแสงประมาณ 28 mW ที่กระแส 50 mA สำหรับการถ่ายภาพด้วยการจัดแสงแบบสะท้อน และแบบที่ 2 เป็นแบบแถว มีแหล่งกำเนิดแสงแถวละ 4 ดวง 2 แถว วางประกบกับผิวหน้าด้านบนของตัวอย่าง โดย 1 ดวงให้ความเข้มแสง 900 mW ที่กระแส 500 mA สำหรับการถ่ายภาพโดยการจัดแสงแบบ Dark field illumination



รูปที่ 3.1 (ก) การจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยจัดแสงแบบสะท้อน และ Dark field illumination ตัวอย่างที่ใช้แทนเส้นเลือดเทียมคือท่อ PTFE (ข) ตำแหน่งในการวางท่อ PTFE ใน Phantom

3.3 วิธีการทดลอง

3.3.1 การสร้าง Phantom ของเส้นเลือดเทียม

เพื่อศึกษาการจัดแสงสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมแบบสะท้อนว่าจะสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมได้ชัดเจนที่ระยะลึกเท่าใด สำหรับท่อขนาดต่างๆ ในเบื้องต้นของการศึกษาจะใช้ Phantom ในการศึกษา

จากข้อมูลของบริษัท Core-Tex® Vascular Grafts [5] และ Atrium Medical Corporation [6] พบว่าเส้นเลือดเทียมทำจากวัสดุพอลิเตตระฟลูออโรเอทีลีน (Polytetrafluoroethylene, PTFE) ผู้วิจัยจึงเลือกใช้ท่อ PTFE หนา 1 mm ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในเท่ากับ 4 mm, 6 mm และ 8 mm ที่หาซื้อได้ง่ายและราคาไม่แพงมาเป็นตัวแทนของเส้นเลือดเทียม โดยจัดให้ท่อ PTFE วางอยู่ใต้ผิวหนังที่ความลึกประมาณ 1 mm, 4 mm, 7 mm และ 10 mm

Phantom ของเลือดในงานวิจัยนี้เลือกใช้เป็น Phantom ชนิดเหลว เพื่อง่ายต่อการฉีดเลือดเข้าไปในเส้นเลือดเทียม เลือดประกอบไปด้วยน้ำ น้ำนม และหมึกวาดภาพ (India ink) โดยน้ำนมทำหน้าที่กระเจิงแสง และหมึกวาดภาพทำหน้าที่ดูดกลืนแสงของเลือด ซึ่งหมึกความเข้มข้น 1 ml/L ให้ค่าการดูดกลืนแสงประมาณ (μ_a) 0.18 mm^{-1} และน้ำนม (ไขมันอิ่มตัว 25 g/L) ความเข้มข้น 10 ml/L ให้ค่าการกระเจิงแสงประมาณ (μ_s) 22.90 mm^{-1} ค่าคุณสมบัติทางแสงดังกล่าวใกล้เคียงกับคุณสมบัติทางแสงของเลือด [7]

Phantom ของเนื้อเยื่อประกอบไปด้วยชั้น Dermis หนาประมาณ 1.0-1.5 mm และ Subcutaneous tissue โดยมีส่วนผสมหลักคือเจลาติน น้ำ ไททานเนียมไดออกไซด์ TiO_2 และหมึกวาดภาพ TiO_2 ทำหน้าที่กระเจิงแสง และน้ำหมึกวาดภาพทำหน้าที่ดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อ

การผสมเจลาตินความเข้มข้น 143 g/L และหมึกความเข้มข้น 0.1 ml/L ให้ค่าการดูดกลืนแสง (μ_a) 0.02 mm^{-1} แล้วเติม TiO_2 ความเข้มข้น 0.14 g/L ให้ค่าการกระเจิงแสง (μ_s) 9.31 mm^{-1} มีคุณสมบัติทางแสงใกล้เคียงกับคุณสมบัติทางแสงของ Dermis [8-9]

ส่วนการผสมเจลาตินความเข้มข้นเดียวกันและน้ำหมึกความเข้มข้น 0.05 ml/L ให้ค่าการดูดกลืนแสง (μ_a) 0.01 mm^{-1} แล้วเติม TiO_2 ความเข้มข้น 0.09 g/L ให้ค่าการกระเจิงแสง (μ_s) 6.86 mm^{-1} มีคุณสมบัติทางแสงใกล้เคียงกับคุณสมบัติทางแสงของ Subcutaneous tissue [8-9]

ความสามารถในการระบุภาพของเส้นเลือดเทียมจะขึ้นกับค่า Contrast ระหว่างเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบที่ได้จากภาพที่บันทึกได้ โดยทดสอบกับ Phantom และจัดอุปกรณ์เชิงแสงตามรูปที่ 3.1 ใช้แหล่งกำเนิดแสงสำหรับการถ่ายภาพแบบแสงสะท้อน

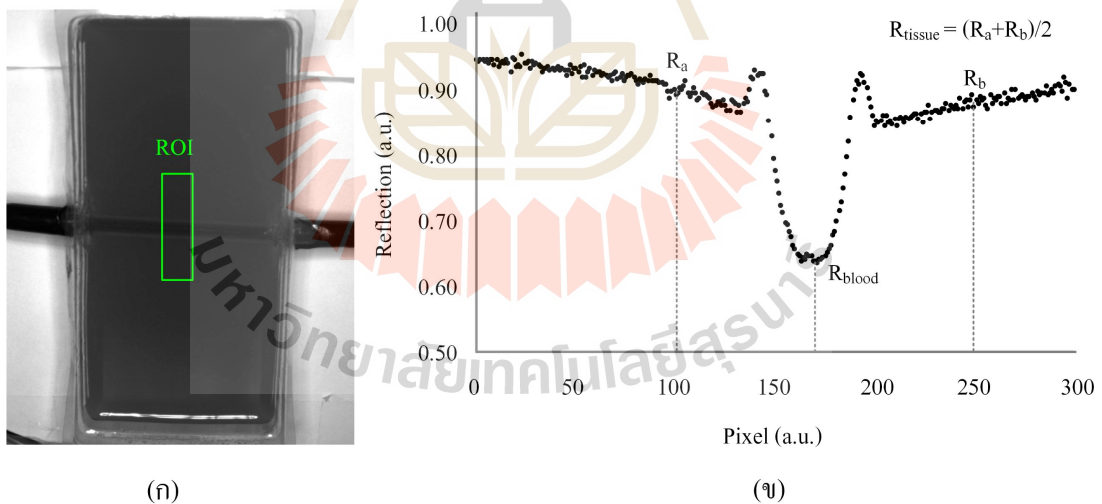
ค่า Contrast สำหรับงานวิจัยนี้คำนวณจากค่าการสะท้อนแสงที่ได้จาก Phantom โดยอ่านค่าความเข้มแสงของภาพภายในพื้นที่ที่สนใจ (ROI) (รูปที่ 3.2 (ก)) สามารถคำนวณหาค่าการสะท้อนแสงได้ด้วยสมการ

$$R = \frac{I_{NIR} - I_{dark}}{I_{ref} - I_{dark}} \quad (3-1)$$

เมื่อ I_{NIR} คือภาพ Phantom ที่มีเส้นเลือดตอนเปิดแหล่งกำเนิดแสง NIR, I_{dark} คือภาพตอนปิดแหล่งกำเนิดแสง และ I_{ref} คือภาพ Phantom ที่ไม่มีเส้นเลือดตอนเปิดแหล่งกำเนิดแสง NIR

ค่า Contrast คำนวณได้ตามสมการที่ (3-2) โดยค่าการสะท้อนแสงที่ต่ำที่สุดเกิดจากการดูดกลืนแสงของเลือดแทนด้วย R_{blood} และค่าการสะท้อนแสงที่ด้านข้างเป็นค่าการดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อโดยรอบแทนด้วย R_{tissue} โดยที่ $R_{tissue} = (R_a + R_b)/2$ เมื่อ R_a และ R_b แสดงในรูปที่ 3.2 (ข)

$$\%Contrast = \frac{|R_{blood} - R_{tissue}|}{R_{blood} + R_{tissue}} \times 100\% \quad (3-2)$$



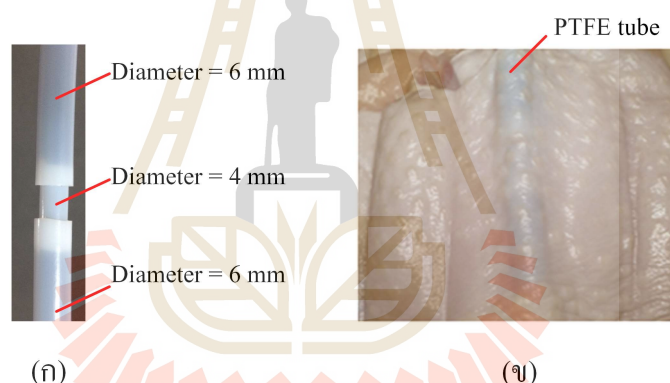
รูปที่ 3.2 (ก) ภาพถ่าย Phantom สำหรับการศึกษาค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบที่ใช้ท่อ PTFE ขนาด 4 mm แทนเส้นเลือด และ (ข) ค่าการสะท้อนแสงของ Phantom จากตำแหน่ง ROI

3.3.2 การเปรียบเทียบผลการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยใช้ Phantom

การเปรียบเทียบการมองเห็นเส้นเลือดเทียม เมื่อใช้การจัดแสงแบบแสงสะท้อน และ Dark field illumination ใช้วิธีการและ Phantom ที่ได้อธิบายในหัวข้อ 3.3.1 โดยทดสอบกับ Phantom ที่ใช้เส้นเลือดเทียมเส้นผ่าศูนย์กลางภายในเท่ากับ 4 mm วางอยู่ในเนื้อเยื่อลึกประมาณ 1 mm, 4 mm, 7 mm และ 10 mm จากนั้นวัดค่า Contrast ของเส้นเลือดเทียมทั้ง 2 กรณี

3.3.3 การทดสอบกับเนื้อเยื่อจริง

การทดลองในหัวข้อนี้ใช้ท่อ PTFE ดังรูปที่ 3.3 (ก) เพื่อจำลองการตีบของเส้นเลือดเทียม ภายในท่อ PTFE มี Phantom เลือดที่ได้กล่าวในหัวข้อ 3.3.1 บรรจุอยู่ โดยท่อ PTFE สอดเข้าไปใต้ผิวหนังของเนื้ออกไก่ดังรูปที่ 3.3 (ข)

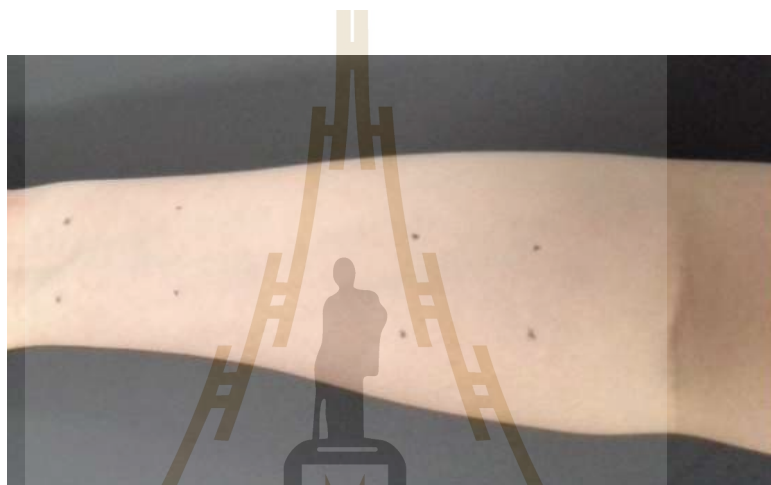


รูปที่ 3.3 (ก) ท่อ PTFE ที่ใช้ในการทดลองสำหรับจำลองการตีบตันของเส้นเลือดเทียม และ (ข) ภาพถ่ายเนื้อไก่ที่สอดท่อ PTFE ไว้ใต้ผิวหนัง

การศึกษารายละเอียดของเส้นเลือดเทียมในเนื้อไก่ใช้การจัดแสงแบบแสงสะท้อน และ Dark field illumination เนื่องจากภาพถ่ายที่ได้พบว่าภาพไม่ชัดเจนนัก จึงนำภาพมาประมวลผลภาพให้ภาพชัดขึ้นด้วยฟังก์ชัน Histogram equalization ตามด้วย Unsharp mask และแปลงเป็นภาพสีเทียม (Pseudo color) โดยใช้โปรแกรม ImageJ

3.3.4 การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณแขนโดยใช้การจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination

การทดลองถ่ายภาพใ้อาสาสมัคร 3 คน ประกอบไปด้วย BMI เท่ากับ 25.1 26.3 และ 29.4 ในการทดลองถ่ายภาพตำแหน่งที่แขนท่อนปลาย ก่อนถ่ายภาพได้ทำสัญลักษณ์เป็นจุด 4 จุดดังรูปที่ 3.4 เพื่อระบุตำแหน่งการถ่ายภาพจากการจัดแสงทั้ง 2 แบบ ให้ได้ตำแหน่งใกล้เคียงกัน เพื่อให้มองเห็นเส้นเลือดได้ชัดเจนขึ้นจะนำภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังมาประมวลผลภาพด้วยฟังก์ชัน Enhance local contrast (CLAHE) โดยใช้โปรแกรม ImageJ

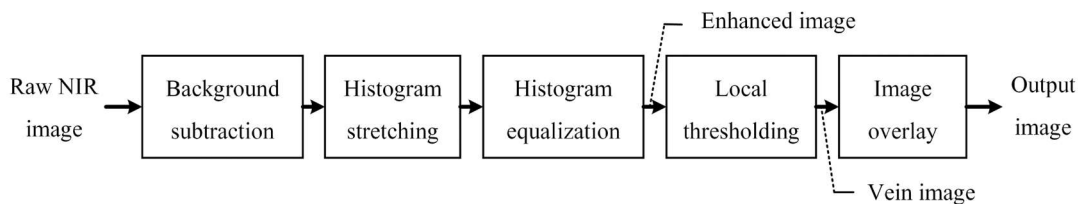


รูปที่ 3.4 การทำสัญลักษณ์เพื่อระบุตำแหน่งการถ่ายภาพ

3.3.5 การทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไต

การทดสอบถ่ายภาพผู้ป่วยโรคไตในครั้งนี้ได้รับความร่วมมือจากอาจารย์พยาบาล ผู้ดูแลผู้ป่วยโรคไต จึงมีผู้ป่วยโรคไตเป็นอาสาสมัคร 2 คน ผู้ป่วยคนที่ 1 ได้รับการผ่าตัดต่อเส้นเลือดดำเข้ากับเส้นเลือดแดง แต่เส้นเลือดดังกล่าวไม่สามารถใช้งานได้ และผู้ป่วยอีกคนหนึ่งได้รับการผ่าตัดเส้นเลือดจริงเข้ากับเส้นเลือดเทียมที่แขนท่อนต้น การทดสอบในครั้งนี้ใช้การถ่ายภาพแบบแสงสะท้อน เพียงอย่างเดียว

การประเมินความสามารถในการแสดงภาพเส้นเลือด ใช้วิธีการประเมินภาพเส้นเลือดด้วยตาจากภาพที่ได้จากเทคนิค NIR imaging (Raw NIR image) และภาพที่ผ่านการประมวลผลภาพให้เห็นเส้นเลือดชัดเจน (Enhanced image หรือ Vein image) ประกอบด้วยขั้นตอน 5 ขั้นตอน คือ Background subtraction, Histogram stretching, Histogram equalization, Local thresholding และ Image overlay ดังรูปที่ 3.5

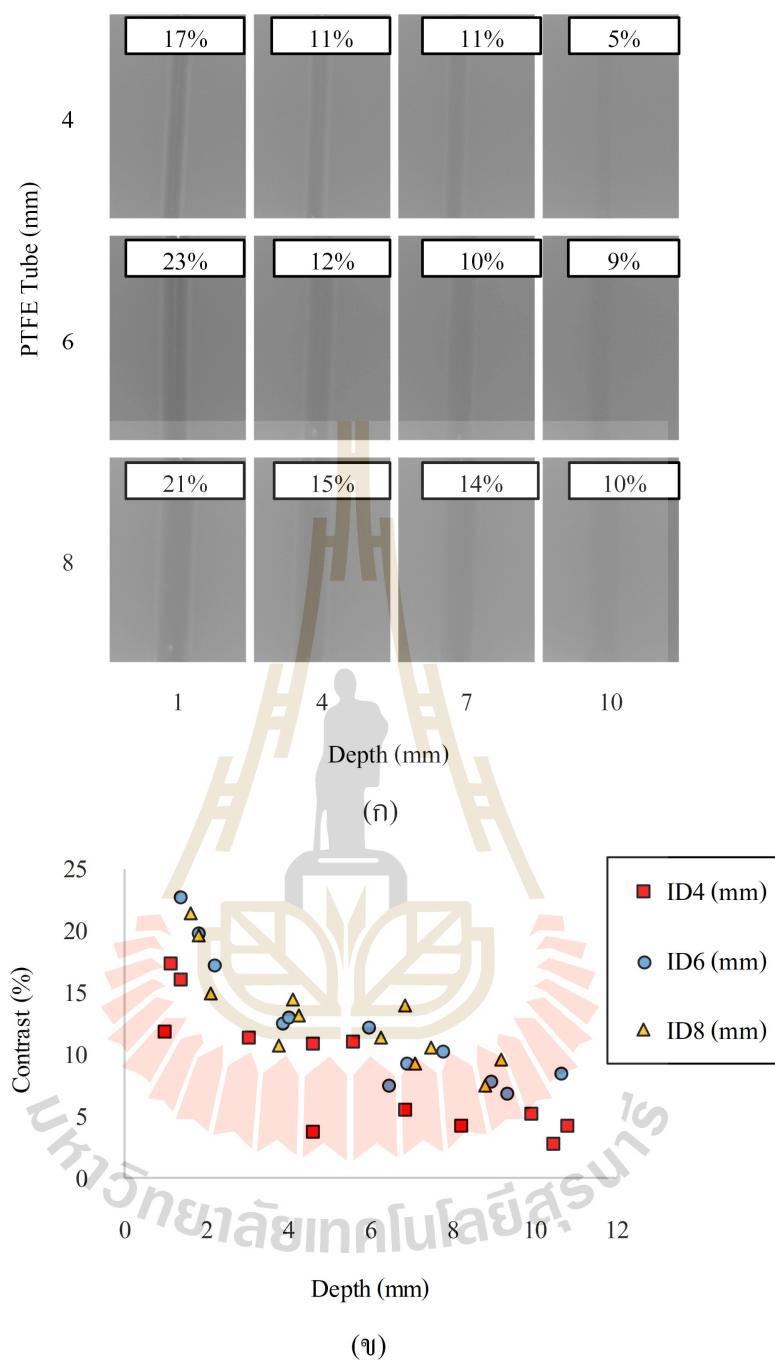


รูปที่ 3.5 ขั้นตอนการประมวลผลภาพให้เห็นเส้นเลือดใต้ผิวหนังชัดเจน

3.4 ผลการทดลอง

3.4.1 การสร้าง Phantom ของเส้นเลือดเทียม

ผลการทดลองถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging ของ Phantom ที่สร้างขึ้นด้วยการจัดแสงแบบแสงสะท้อนสำหรับท่อขนาด 4-8 mm ฝังลึกจากผิวหนังบน 1-10 mm แสดงในรูปที่ 3.6 (ก) Contrast ของเส้นเลือดเทียมแสดงในรูปที่ 3.6 (ข) จากการทดสอบพบว่าค่า Contrast ของเส้นเลือดเทียมทุกขนาดมีค่าลดลงเมื่อวางท่อในตำแหน่งที่ความลึกเพิ่มขึ้น เส้นเลือดเทียมขนาดใหญ่ให้ค่า Contrast ที่สูงกว่าเส้นเลือดเทียมที่มีขนาดเล็กกว่าที่ความลึกใกล้เคียงกัน ที่ความลึก 8-10 mm พบว่าค่า Contrast ของเส้นเลือดแต่ละขนาดมีค่ามากกว่า 5% รวมทั้งยังสามารถแยกแยะขนาดของเส้นเลือดเทียมได้ชัดเจน เช่น ที่ความลึกใกล้เคียงกัน ภาพ NIR imaging ของเส้นเลือดขนาด 4 mm มีขนาดเล็กกว่าภาพท่อขนาด 6 mm และ 8 mm เป็นต้น



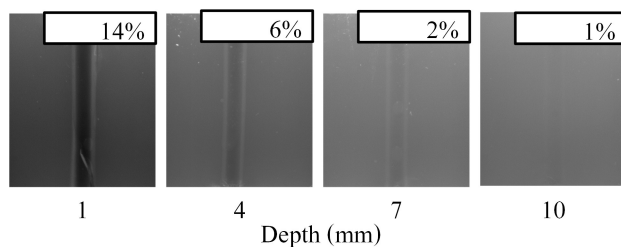
รูปที่ 3.6 (ก) ภาพถ่ายของ Phantom ของเส้นเลือดเทียมที่มีความลึก 1-10 mm โดยใช้ท่อ PTFE ผนัง
 ท่อหนา 1 mm ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในท่อเท่ากับ 4 mm, 6 mm และ 8 mm แทนเส้น
 เลือดเทียม และ (ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Contrast กับขนาดและความลึกของท่อ
 PTFE

3.4.2 การเปรียบเทียบผลการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยใช้ Phantom

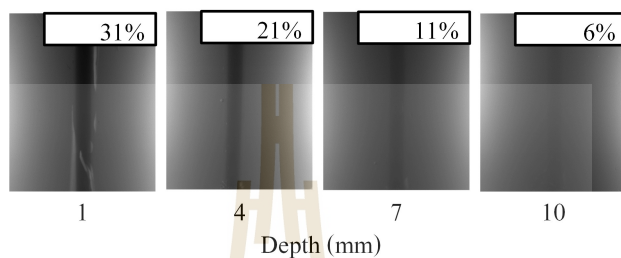
ผลการถ่ายภาพ NIR imaging ของ Phantom ที่สร้างขึ้น เมื่อใช้การจัดแสงแบบแสงสะท้อนแสดงในรูปที่ 3.7 (ก) และการจัดแสงแบบ Dark field illumination แสดงในรูปที่ 3.7 (ข) การทดสอบพบว่าค่า Contrast ของเส้นเลือดเทียมที่ตำแหน่งความลึกต่างๆ การจัดแสงแบบ Dark field illumination ให้ค่า Contrast ที่สูงกว่าการจัดแสงแบบแสงสะท้อนประมาณ 2 เท่า ทั้งนี้เส้นเลือดเทียมที่วางในตำแหน่งที่มีความลึกสูงขึ้น ค่า Contrast ของการจัดแสงทั้ง 2 แบบมีค่าลดลงเหมือนการทดลองในหัวข้อที่ผ่านมาดังรูปที่ 3.7 (ค)

จากการอ่านค่าการสะท้อนแสงภายในพื้นที่ที่สนใจจากภาพที่จัดแสงแบบแสงสะท้อน และการจัดแสงแบบ Dark field illumination แสดงได้ดังรูปที่ 3.8 พบว่าขอบของท่อ PTFE ที่อยู่ลึก 10 mm ปรากฏในการถ่ายภาพแบบแสงสะท้อน ทำให้ระบุตำแหน่งของท่อได้ง่าย ถึงแม้ว่าค่าการสะท้อนแสงของเลือดกับเนื้อเยื่อแตกต่างกันไม่มาก

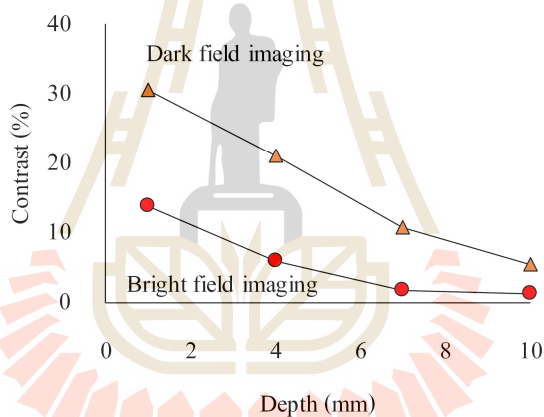




(ก)

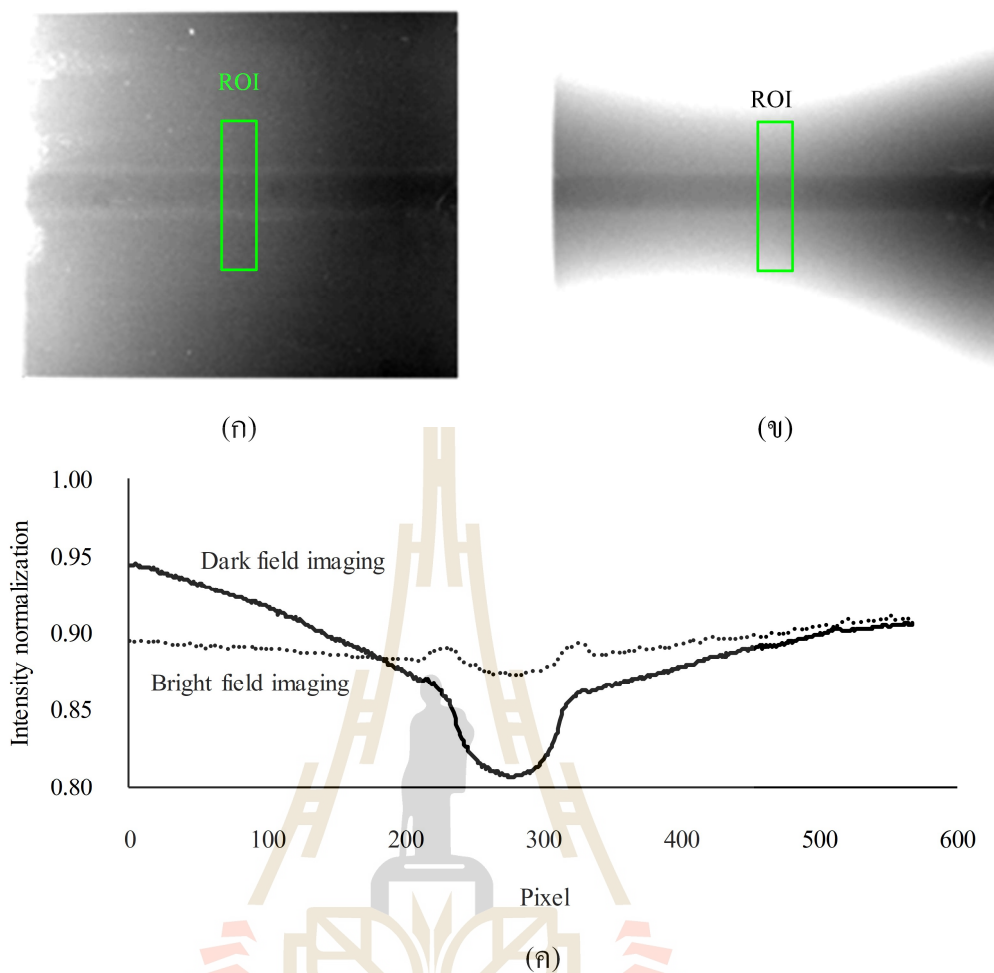


(ข)



(ค)

รูปที่ 3.7 ภาพถ่ายของ Phantom ของเส้นเลือดเทียมที่มีความลึก 1-10 mm โดยใช้ท่อ PTFE ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในท่อเท่ากับ 4 mm (ก) จัดแสงแบบแสงสะท้อน (ข) จัดแสงแบบ Dark field illumination และ (ค) กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Contrast กับความลึกของ Phantom



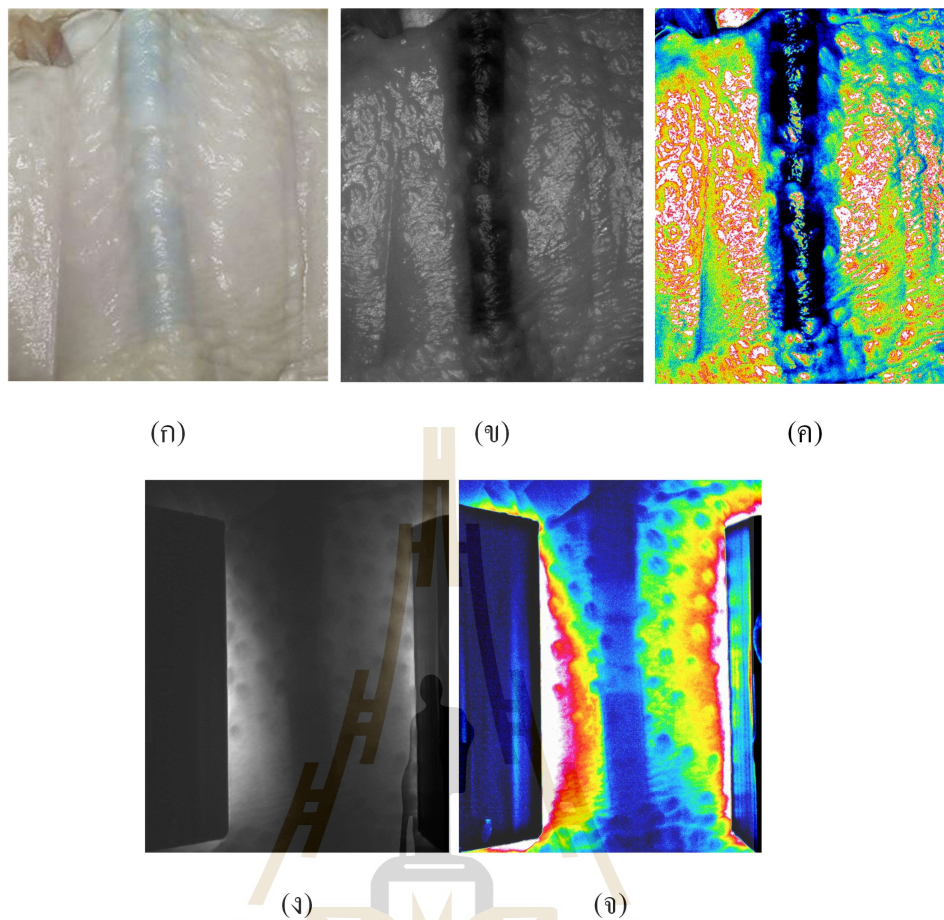
รูปที่ 3.8 ภาพถ่ายของ Phantom ที่สร้างขึ้น โดยวางท่อ PTFE อยู่ลึกลงไปประมาณ 10 mm (ก) ภาพที่ได้จากการจัดแสงแบบ Bright field imaging และ (ข) ภาพที่ได้จากการจัดแสงแบบ Dark field imaging ที่ และ (ค) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการสะท้อนแสงเฉลี่ยในแนวแกน x ของตัวอย่างที่จัดแสงแบบ Bright field imaging และการจัดแสงแบบ Dark field imaging หมายถึงภาพ (ก) และ (ข) ผ่านการปรับค่าความสว่างและค่า Contrast ให้เห็นชัดเจนด้วยโปรแกรม Visio

3.4.3 การทดสอบกับเนื้อเยื่อจริง

ผลการถ่ายภาพ NIR imaging ของการจำลองการตีบของเส้นเลือดเทียม โดยใช้เนื้ออกไก่เป็นตัวแทนของเนื้อเยื่อในทางชีวภาพ แสดงได้ดังรูปที่ 3.9 จากภาพที่ได้จากการจัดแสงแบบแสงสะท้อน และการจัดแสงแบบ Dark field illumination พบว่าภาพ NIR imaging ที่จัดแสงทั้ง 2 รูปแบบไม่สามารถมองเห็นการตีบของเส้นเลือดได้อย่างชัดเจน ภาพที่ได้จากการจัดแสงแบบแสงสะท้อนมีรูขุมขนของไก่และผิวหนังบดบังการมองเห็นเส้นเลือดเทียม ส่วนภาพที่จัดแสงแบบ Dark field illumination ให้ภาพที่สว่างบริเวณขอบแหล่งกำเนิดแสงและมีดในบริเวณตรงกลาง ทำให้ยากต่อการมองเห็นเส้นเลือดเทียม

เมื่อนำภาพทั้งสองมาผ่านการประมวลผลภาพให้เห็นเส้นเลือดชัดเจน ได้ภาพจากการจัดแสงแบบแสงสะท้อนและการจัดแสงแบบ Dark field illumination แสดงดังรูปที่ 3.9 (ค) และ (จ) ตามลำดับ พบว่าภาพที่จัดแสงแบบแสงสะท้อนมีการสะท้อนแสงที่ผิวหนังไก่มากขึ้น แต่การจัดแสงแบบ Dark field illumination ไม่มีการสะท้อนของแสงที่ผิวหนัง นอกจากนี้ภาพการจัดแสงแบบ Dark field illumination ที่ผ่านการปรับปรุงภาพแล้ว สามารถสังเกตได้ชัดเจนว่าขนาดของท่อตรงกลาง (4 mm) มีขนาดเล็กกว่าท่อตรงขอบ (6 mm) ข้อมูลนี้ชี้ให้เห็นว่าการใช้เทคนิคการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination ทำให้สามารถมองเห็นเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ดีกว่าการจัดแสงแบบสะท้อน





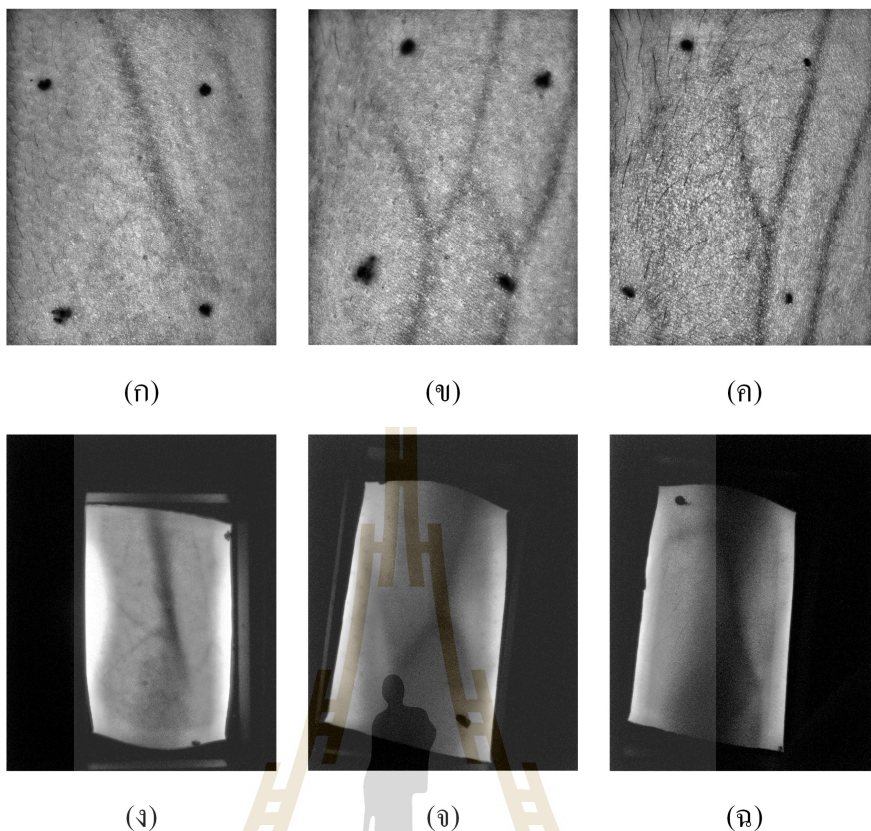
รูปที่ 3.9 เนื้อไก่อที่ฝังท่อ PTFE ไว้ได้ผิวหนึ่ง (ก) ถ่ายด้วยกล้องสีทั่วไป (ข) ถ่ายด้วยเทคนิค NIR imaging จัดแสงแบบแสงสะท้อน (ค) คือภาพ (ข) ที่ผ่านการประมวลผลภาพแล้ว (ง) ถ่ายด้วยเทคนิค NIR imaging จัดแสงแบบ Dark field illumination และ (จ) คือภาพ (ง) ที่ผ่านการประมวลผลภาพแล้ว

3.4.4 การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณแขนโดยใช้การจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination

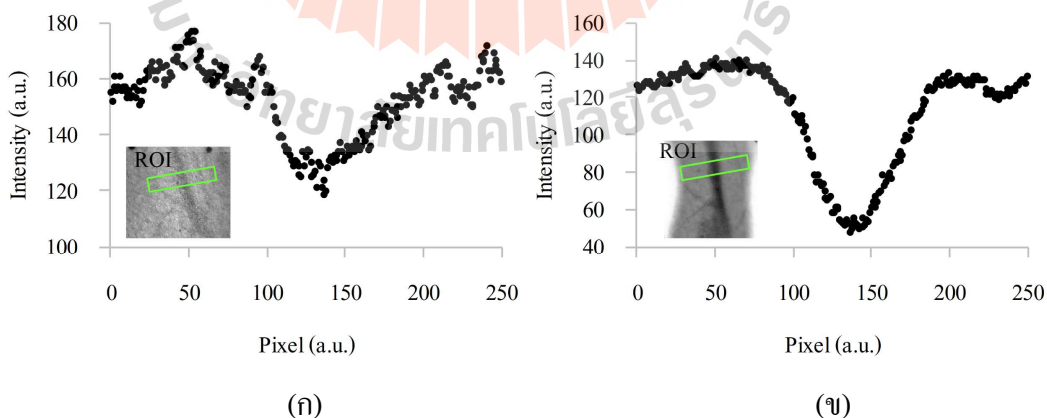
รูปที่ 3.10 แสดงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณแขนก่อนปลายของอาสาสมัคร 3 คน ที่มี BMI เท่ากับ 25.1, 26.3 และ 29.4 มีระดับไขมันสำหรับคนไทยอยู่ในกลุ่มอ้วนระดับ 2 [10] พบว่าการถ่ายภาพโดยจัดแสงแบบ Dark field illumination มีค่า Contrast สูงกว่าการจัดแสงสะท้อน รวมทั้งมีการลดภาพจนที่รบกวนการมองเห็นภาพเส้นเลือดของอาสาสมัครได้ ในกรณีของอาสาสมัครผู้หญิง BMI เท่ากับ 26.3 ได้ภาพที่จัดแสงแบบ Dark field illumination ให้รายละเอียดของเส้นเลือดมากกว่าการจัดแสงแบบแสงสะท้อน (รูปที่ 3.10 (ก) และ (ง))

ในกรณีของอาสาสมัครที่เป็นผู้ชายที่มี BMI เท่ากับ 29.4 ((รูปที่ 3.10 (ข) และ (จ))) และ BMI เท่ากับ 25.1 ((รูปที่ 3.10 (ค) และ (ฉ))) พบว่าการจัดแสงแบบ Dark field illumination แสง NIR สามารถทะลุผ่านผิวหนังได้น้อยกว่ากรณีผู้หญิง ทำให้เห็นรายละเอียดของเส้นเลือดได้น้อยกว่าการจัดแสงแบบแสงสะท้อน ในกรณีนี้อาจจะต้องปรับปรุงให้แหล่งกำเนิดแสงมีความเข้มแสงสูงขึ้น

จากการทดสอบอ่านค่าความเข้มแสงบนภาพที่ได้จากการจัดแสงทั้ง 2 แบบพบว่า รูปที่ 3.10 (ก) และ (ง) สามารถคำนวณหาค่า Contrast จากค่าความเข้มแสงต่ำสุดและสูงสุดของกราฟรูปที่ 3.11 (ก) มีค่า Contrast เท่ากับ 19% และรูปที่ 3.11 (ข) มีค่า Contrast เท่ากับ 48% การจัดแสงแบบ Dark field illumination ให้ค่า Contrast สูงกว่าการจัดแสงแบบสะท้อนประมาณ 3 เท่า ซึ่งสอดคล้องกับการทดลองใน Phantom



รูปที่ 3.10 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ตำแหน่งแขนท่อนปลายของอาสาสมัคร 3 คน ที่มี BMI เท่ากับ 26.3, 25.1 และ 29.4 ที่ผ่านการปรับปรุงภาพด้วยวิธี CLAHE (ก)-(ค) การจัดแสงใช้แบบแสงสะท้อน และ (ง)-(จ) การจัดแสงใช้แบบ Dark field illumination

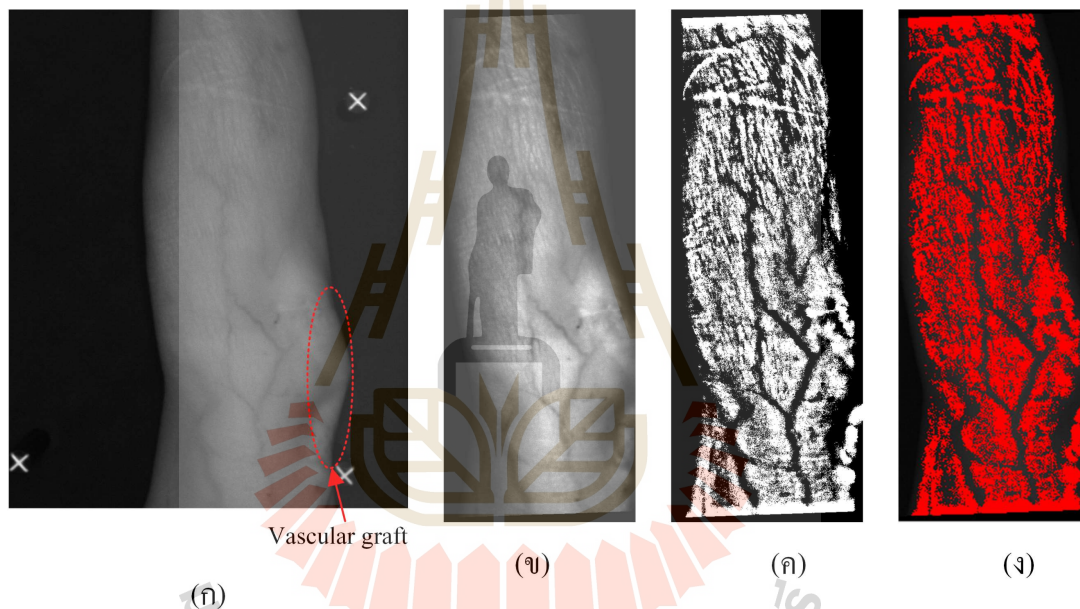


รูปที่ 3.11 ค่าความเข้มแสงภายใน ROI (ก) การจัดแสงแบบแสงสะท้อน และ (ข) การจัดแสงแบบ Dark field illumination

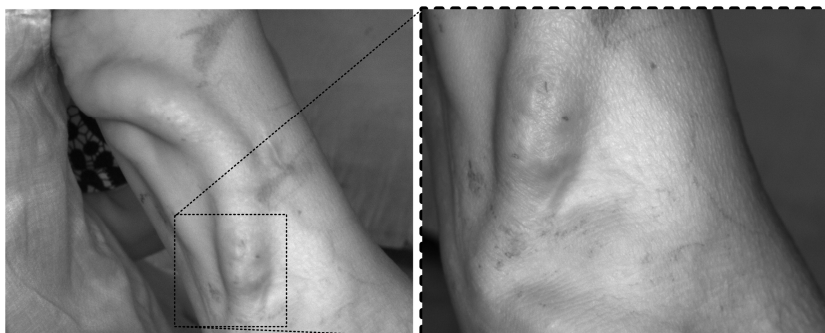
3.4.5 การทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไต

ในการทดสอบกับผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนเส้นเลือดจะทดสอบเฉพาะการจัดแสงแบบสะท้อนเท่านั้น เนื่องจากข้อจำกัดเรื่องสถานที่และสุขภาพของอาสาสมัคร

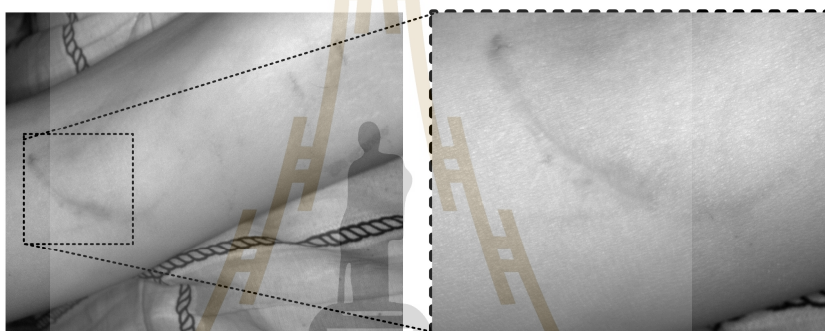
จากการทดสอบถ่ายภาพผู้ป่วยโรคไตแสดงได้ดังรูปที่ 3.12-14 พบว่าไม่เห็นเส้นเลือดเทียม และไม่เห็นเส้นเลือดแดงที่ใช้ในการฟอกเลือดด้วยเครื่องไตเทียม ทั้งนี้อาจเกิดจากเส้นเลือดเทียมอยู่ลึกจากผิวหนังมากเกินไปหรือผิวหนังของผู้ป่วยมีลักษณะแข็งและแห้งทำให้เกิดการทะลุผ่านของแสงลงไปชั้นใต้ผิวหนังได้น้อย เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นสามารถมองเห็นเฉพาะเส้นเลือดใต้ผิวหนังของผู้ป่วยโรคไต



รูปที่ 3.12 ภาพถ่ายแขนผู้ป่วยโรคไตคนที่ 1 (ก) ภาพถ่ายแบบ NIR imaging วงกลมสีแดงเป็นตำแหน่งของเส้นเลือดเทียม (ข) คือภาพ (ก) ที่ผ่านการปรับปรุงภาพเส้นเลือดแล้ว (ค) คือภาพสองระดับสีของภาพ (ก) และ (ง) คือภาพ (ค) ที่นำมาซ้อนทับบนภาพ (ก)



รูปที่ 3.13 ภาพถ่ายบริเวณเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วยโรคไตคนที่ 1 เมื่อถอดกล้องออกจากฐานยึดจับอุปกรณ์



(ก)



(ข)

(ค)

รูปที่ 3.14 ภาพถ่ายแขนผู้ป่วยโรคไตคนที่ 2 แสดงตำแหน่งเส้นเลือดเดิมมีปัญหาตีตันจนไม่สามารถใช้ฟอกเลือดได้ (ก) ภาพแบบ NIR imaging (ข) คือภาพ (ก) ที่ผ่านการปรับปรุงภาพแล้ว และ (ง) คือภาพสองระดับสีของภาพ (ค) พบว่าการถ่ายภาพ NIR imaging โดยการใช้การจัดแสงสะท้อนยังไม่สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมได้

3.5 วิเคราะห์ผลการทดลอง

3.5.1 การสร้าง Phantom ของเส้นเลือดเทียม

การถ่ายภาพ Phantom แสดงให้เห็นว่าแสง NIR สามารถทะลุผิวหนัง และเส้นเลือดเทียม ไปยังเลือดที่อยู่ภายในเส้นเลือดเทียมได้ เมื่อเลือดมีการดูดกลืนแสงมากกว่าเนื้อเยื่อโดยรอบ ทำให้สามารถสังเกตเห็นเลือดดำในเส้นเลือดเทียมได้

เครื่องมือที่สร้างขึ้น สามารถถ่ายภาพต่อเส้นเลือดเทียมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายใน 4 mm ผันงหนา 1 mm ที่อยู่ลึกไม่เกิน 10 mm ได้ โดยที่ความลึก 10 mm มีค่า Contrast = 4% อย่างไรก็ตามความคมชัดของเลือดในเส้นเลือดเทียมขึ้นกับขนาดและความลึกของเส้นเลือดเทียม ถ้าเส้นเลือดเทียมมีขนาดใหญ่ และอยู่ไม่ลึกจากผิวหนัง สามารถเห็นเส้นเลือดได้ชัดเจนกว่า

กรณีเส้นเลือดสำหรับฟอกเลือดในผู้ป่วยโรคไตมีขนาดใหญ่ และอยู่ไม่ลึกจากผิวหนัง เนื่องจากเส้นเลือดสำหรับฟอกเลือดจำเป็นต้องแข็งแรงเพียงพอที่จะใช้เครื่องฟอกเลือด และเส้นเลือดอยู่ในตำแหน่งที่เข้าถึงได้ง่าย เครื่องมือที่สร้างขึ้นก็น่าจะสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วยโรคไตได้เช่นกัน

3.5.2 การเปรียบเทียบผลการจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยใช้ Phantom

การถ่ายภาพ Phantom ด้วยการจัดแสงแบบสะท้อน เมื่อเปรียบเทียบกับการจัดแสงแบบ Dark field illumination แสดงให้เห็นว่า การจัดแสงแบบ Dark field illumination ให้ภาพเส้นเลือดเทียมชัดเจนกว่าการจัดแสงแบบสะท้อน นอกจากนี้การจัดแสงแบบสะท้อนสามารถสังเกตเห็นการสะท้อนจากขอบเส้นเลือดเทียมที่ความลึก 10 mm ได้ถึงแม้ว่าค่า Contrast = 1% อาจเป็นเพราะผิวท่อที่โค้งทำให้มีมุมๆ หนึ่งที่มีการสะท้อนแสงสูงกว่าเลือดและเนื้อเยื่อโดยรอบ ทำให้ขอบท่อปรากฏให้เห็นในภาพ อย่างไรก็ตามปรากฏการณ์ดังกล่าวอาจไม่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อจริง เนื่องจากผิวของตัวอย่างอาจมีรูปร่างแตกต่างจาก Phantom

3.5.3 การทดสอบกับเนื้อเยื่อจริง

ภาพของการถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมในเนื้อไก่ด้วยการจัดแสงแบบสะท้อน พบว่าแสงสะท้อนจากผิวหนังเข้ามารบกวนการมองเห็นเนื้อเยื่อและเลือดใต้ผิวหนังอยู่หลายตำแหน่ง อาจเป็นเพราะผิวหนังไก่มีลักษณะมัน ส่วนการจัดแสงแบบ Dark field illumination สามารถสังเกตเห็นเส้นเลือดเทียมที่มีขนาดเปลี่ยนไปได้ และแสงสะท้อนที่ผิวหนังไก่ไม่ปรากฏ แต่เห็นรูขุมขนของไก่เข้ามารบกวนการมองเห็นเลือดในเส้นเลือดเทียมแทน

3.5.4 การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณแขนโดยใช้การจัดแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination

การถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยการจัดแสงแบบสะท้อนทำให้การถ่ายภาพสะดวกกว่าการจัดแสงแบบ Dark field illumination การถ่ายภาพแบบ Dark field illumination ให้รายละเอียดเส้นเลือดที่มากกว่าการจัดแสงสะท้อน ถ้าแสงจากแหล่งกำเนิดแสงมีความเข้มแสงสูงพอ เนื่องจากแสง NIR สามารถทะลุผ่านผิวหนังและสะท้อนเข้ากล้องได้ทั้งบริเวณถ่ายภาพ ส่วนกรณีนี้มีความหนาแน่นมาก แสง NIR ทะลุเนื้อเยื่อได้น้อย ทำให้เห็นเส้นเลือดบริเวณใกล้แหล่งกำเนิดแสงเท่านั้น

การจัดแสงแบบ Dark field illumination ในมนุษย์ทำให้การถ่ายภาพไม่ค่อยสะดวก เพราะจำเป็นต้องวางแหล่งกำเนิดแสงใกล้กับผิวหนัง รวมทั้งต้องออกแรงกดให้แหล่งกำเนิดแสงชิดกับผิวหนัง เพื่อป้องกันแสงจากแหล่งกำเนิดแสงไม่ให้เข้ากล้องโดยตรง วิธีการดังกล่าวจำเป็นต้องสัมผัสผิวหนังของอาสาสมัคร อาจก่อความเสียหายต่อเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วยได้ การจัดแสงแบบสะท้อนน่าจะเหมาะสมสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดผู้ป่วยโรคไต ส่วนการจัดแสง Dark field illumination น่าจะเหมาะกับตัวอย่าง ที่ไม่จำเป็นต้องดูแลเส้นเลือดเป็นพิเศษ เช่น ผู้ป่วยหาเส้นเลือดยาก หรือใช้ศึกษาตำแหน่งของเส้นเลือดที่อยู่ลึก เป็นต้น

อย่างไรก็ตามบางเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่วางจำหน่าย ใช้การจัดแสงแบบ Dark field illumination สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดได้ลึกหลายมิลลิเมตร เพียงนำอุปกรณ์วางบนแขนเท่านั้น แต่อุปกรณ์ที่ผู้วิจัยออกแบบยังป้องกันแสงจากแหล่งกำเนิดแสงได้ไม่ดี จำเป็นต้องกดให้แผ่นยางป้องกันแสงแนบสนิทกับผิวหนังทำให้ไม่สะดวกในการถ่ายภาพ

3.5.5 การทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไต

ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในผู้ป่วยโรคไตเป็นข้อมูลที่สำคัญสำหรับการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้เหมาะกับผู้ป่วย เครื่องมือที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นพบข้อจำกัดอยู่ 3 ประการ ประการแรก ผู้วิจัยออกแบบเครื่องมือถ่ายภาพบริเวณแขนท่อนปลาย แต่ตำแหน่งเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วยอยู่บริเวณแขนท่อนบน ทำให้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นถ่ายภาพได้ยาก ประการที่สอง แสง NIR ไม่สามารถทะลุเส้นเลือดสำหรับฟอกเลือดได้ ทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของเส้นเลือดเทียมที่เส้นเลือดเทียมได้โดยตรง แต่สามารถใช้วิเคราะห์เส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ และประการที่สามขนาดของเครื่องมือใหญ่เกินไป เคลื่อนย้ายอุปกรณ์ลำบาก ไม่เหมาะกับการใช้งานที่บ้านของผู้ป่วย

3.6 สรุปผลการทดลอง

แสง NIR สามารถทะลุผ่านผิวหนังไปได้ลึก และให้ภาพเส้นเลือดที่ชัดเจนกว่าแสงที่ตาเปล่ามองเห็น อย่างไรก็ตามการปรับแสงแบบสะท้อนให้ภาพเส้นเลือดที่ไม่ลึกมาก เนื่องจากมีการสะท้อนแสงที่ผิวหนังเข้าระบบรับภาพด้วย งานวิจัยนี้จึงศึกษาความเป็นไปได้ที่จะใช้เทคนิค NIR imaging สำหรับเฝ้าระวังการตีบของเส้นเลือด โดยมีการศึกษาการปรับแสง 2 แบบ ได้แก่ การปรับแสงแบบสะท้อนและแบบ Dark field illumination โดยทดสอบกับ Phantom พบว่าเทคนิค NIR imaging สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 4-8 mm ที่ความลึกไม่เกิน 10 mm ได้แล้ว เมื่อทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมใน Phantom เนื้อเยื่อสัตว์ที่ตายแล้ว และแขนของอาสาสมัคร พบว่าภาพเส้นเลือดที่ได้จากการปรับแสงแบบ Dark field illumination ให้ภาพที่ชัดเจนกว่าการปรับแสงแบบสะท้อน นอกจากนี้การปรับแสงแบบ Dark field illumination สามารถลดลักษณะของผิวหนังที่ปรากฏบนภาพได้ อย่างไรก็ตามการปรับแสงแบบ Dark field illumination จำเป็นต้องสัมผัสกับตัวอย่าง การใช้กับผู้ป่วยจึงต้องใช้อย่างระมัดระวัง

เมื่อนำเครื่องมือไปทดสอบกับผู้ป่วยโรคไตที่ได้รับการผ่าตัดเส้นเลือดสำหรับฟอกเลือด พบว่าเทคนิค NIR imaging ไม่สามารถประเมินรูปร่างหรือขนาดของเส้นเลือดเทียมได้ เนื่องจากแสง NIR ไม่สามารถทะลุผ่านท่อของเส้นเลือดเทียมจริงได้ ทำให้ค่าการดูดกลืนแสงบริเวณเส้นเลือดเทียมไม่แตกต่างจากเนื้อเยื่อโดยรอบ อย่างไรก็ตามการถ่ายภาพ NIR สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของผู้ป่วยได้

ในอนาคตผู้วิจัยคาดว่าจะพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยใช้เทคนิค Dark field illumination ที่ต้องออกแบบแหล่งกำเนิดแสงให้สามารถใช้กับแขนผู้ป่วยได้ง่ายและไม่ส่งผลกระทบต่อผู้ป่วย เช่น การนำเทคนิค Cross polarization มาใช้เพื่อลดการรบกวนของแสงสะท้อนจากผิวหนัง และลดแรงกด ถ้าสามารถพัฒนาให้มีขนาดเล็ก สามารถพกพาได้สะดวกและราคาไม่แพง สำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่บ้านของผู้ป่วย เพื่อเฝ้าระวังการตีบของเส้นเลือด

3.7 รายการอ้างอิง

- [1] R. R. Anderson. (1991). Polarized light examination and photography of the skin. **Arch Dermatol.** 127 (7): 1000-1005.
- [2] S. Sridhar and A. Da Silva. (2016). Enhanced contrast and depth resolution in polarization imaging using elliptically polarized light. **Journal of Biomedical Optics.** 21 (7): 071107.
- [3] Natascha J. Cuper, John H.G. Klaessens, Joris E.N. Jaspers, Rowland de Roode, Herke Jan Noordmans, Jurgen C. de Graaff, Rudolf M. Verdaasdonk. (2013). The use of near-infrared light for safe and effective visualization of subsurface blood vessels to facilitate blood withdrawal in children. **Medical Engineering & Physics** 35 (4): 433-440.
- [4] A. Shahzad, M. N. Saad, N. Walter, A. S. Malik, and F. Meriaudeau. (2014). Hyperspectral venous image quality assessment for optimum illumination range selection based on skin tone characteristics. **Biomedical engineering online.** 13 (1): 109.
- [5] GORE-TEX (2018). **Stretch Vascular Graft For Vascular Access** [On-line]. Available: <https://www.goremedical.com>
- [6] Atrium Medical Corporation. (2011). **International distributor PTFE product cattalog** [On-line]. Available: www.atriummed.com
- [7] A. Roggan, M. Friebel, K. Do Rschel, A. Hahn, and G. Mu Ller. (1999). Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400-2500 nm. **Journal of Biomedical Optics.** 4 (1): 36-46.
- [8] C. R. Simpson, M. Kohl, M. Essenpreis, and M. Cope. (1998). Near-infrared optical properties of ex vivo human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique. **Physics in Medicine and Biology.** 43 (9): 2465-2478.
- [9] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey, and V. V. Tuchin. (2005). Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. **Journal of Physics D: Applied Physics.** 38 (15): 2543-2555.
- [10] World Health Organization. (2000). **The Asia-Pacific perspective: redefining obesity and ints treatment.** Geneva: World Health Organization Western Pacific Regional Office.

บทที่ 4

การเพิ่มความชัดของภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพ

4.1 บทนำ

การปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังเป็นการเพิ่มความชัดของภาพเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ การได้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ชัดเพิ่มขึ้นอาจจะช่วยให้แยกเส้นเลือดออกจากภาพได้ง่ายเพื่อนำไประบุตัวบุคคลหรือใช้วิเคราะห์ความผิดปกติของเส้นเลือดได้ง่ายขึ้น ภาพที่ได้จากกล้องรับภาพด้วยเทคนิค NIR imaging บางครั้งไม่ชัดจนเพียงพอต่อการแยกลักษณะเส้นเลือดหรือการวิเคราะห์ความผิดปกติของเส้นเลือด

วิธีการปรับปรุงภาพให้ได้ภาพเส้นเลือดชัดขึ้นมีหลายวิธี [1-7] เช่น Normalization [8-9], การ Histogram equalization [3, 10-11], Histogram stretching [11], Laplacian of Gaussian [12], Local Histogram stretching [11] หรือ Local histogram equalization [6] เป็นต้น

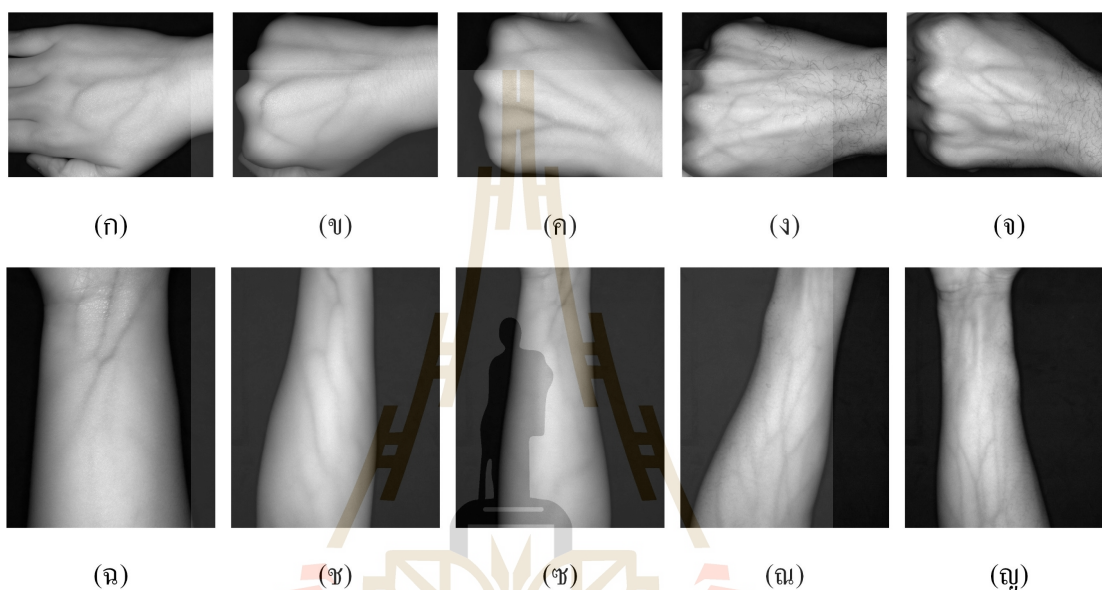
เพื่อเรียนรู้เทคนิคการประมวลผลภาพที่มีการศึกษาก่อนหน้านี้ ผู้วิจัยจะใช้โปรแกรม LabVIEW ในการพัฒนาโปรแกรมประมวลผลภาพดังกล่าว พร้อมประเมินความชัดที่เพิ่มขึ้นจากภาพที่ได้จากกล้อง (Contrast improvement index, CII) รวมถึงเวลาในการประมวลผลข้อมูลกรณีภาพชนิด 8 บิตและ 16 บิต

การเปรียบเทียบคุณภาพของภาพเส้นเลือดที่ได้และเวลาในการประมวลผลภาพ จะเป็นข้อมูลในการเลือกวิธีการปรับปรุงภาพสำหรับผู้พัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง การพัฒนาโปรแกรมขึ้นใช้งานเองจะทำให้การพัฒนาเครื่องมือในอนาคตทำได้ง่ายและสามารถปรับปรุงการใช้งานให้เหมาะสมกับแต่ละเรื่องได้

4.2 วิธีการประมวลผลภาพ

4.2.1 ลักษณะของภาพ

การวิจัยในบทนี้ใช้การจัดแสงแบบแสงสะท้อนที่ได้อธิบายในบทที่ 3 บันทึกภาพตัวอย่าง 10 ภาพแสดงดังรูปที่ 4.1 ภาพที่ใช้ในบทนี้แบ่งเป็น 2 ชนิด ชนิดแรกคือภาพ 16 บิตและชนิดที่สองคือภาพชนิด 8 บิต ได้จากการแปลงภาพ 16 บิตเป็น 8 บิตด้วยโปรแกรม ImageJ

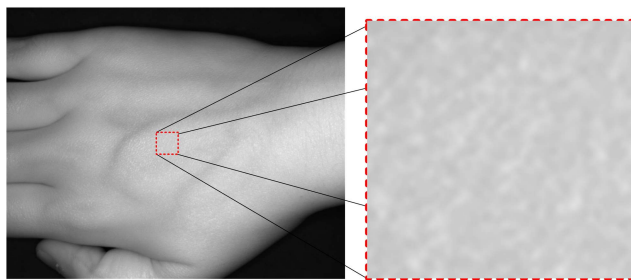


รูปที่ 4.1 ภาพที่ได้จากกล้องรับภาพด้วยเทคนิค NIR imaging (ก)-(จ) ภาพหลังมือ และ (ฉ)-(ญ) ภาพแขนท่อนปลาย

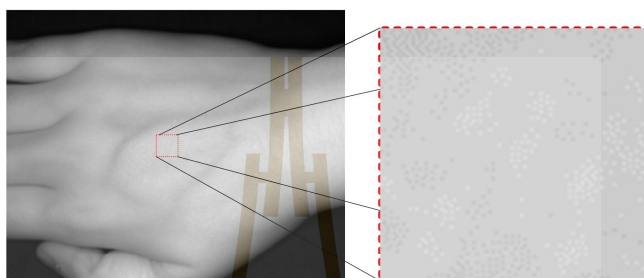
4.2.2 การประมวลผลภาพเบื้องต้น

ภาพที่ได้จากกล้องรับภาพยังคงมีสัญญาณรบกวนอยู่ดังรูปที่ 4.2 (ก) ภายในกรอบสี่เหลี่ยมแสดงสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการสะท้อนแสงที่ผิวหนังมีลักษณะเป็นจุดเล็กๆ ขนาดประมาณ 6 พิกเซล ลดทอนสัญญาณรบกวนดังกล่าวได้ด้วยการใช้ Gaussian low pass filter โดยกำหนดขนาดหน้าต่างเท่ากับ 9×9 พิกเซล ได้ผลดังรูปที่ 4.2 (ข)

ก่อนปรับปรุงภาพในขั้นถัดไปตัดภาพพื้นหลังของรูปที่ 4.2 (ข) ด้วยวิธีการของ Otsu ได้รูปที่ 4.2 (ค) เพื่อป้องกันไม่ให้โปรแกรมปรับปรุงภาพที่พัฒนาขึ้นนำข้อมูลภาพพื้นหลังไปพิจารณาเพิ่มความชัดของเส้นเลือดในภาพ



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.2 (ก) ภาพที่ได้จากกล้อง (ข) ภาพที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวน และ (ค) ภาพที่ผ่านการตัดภาพพื้นหลัง

4.2.3 การปรับปรุง Contrast ของภาพ

การปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้ชัดเจนขึ้นมีหลายวิธี ผู้วิจัยเลือกศึกษาวิธีการปรับปรุงภาพ 5 วิธี ได้แก่ Histogram stretching, Histogram equalization, Normalization, Laplacian of Gaussian และ Local Histogram stretching วิธีการดังกล่าวเป็นวิธีการพื้นฐานของการปรับปรุงภาพทั่วไปและมีการนำไปประยุกต์ใช้ปรับปรุงภาพเส้นเลือดจากเทคนิค NIR imaging

วิธีการ Histogram stretching, Histogram equalization และ Normalization เป็นการพิจารณาค่าสีทั้งภาพ โดยพิจารณาค่าสีต่ำสุดที่ไม่เท่ากับ 0 เป็นค่าระดับสีต่ำสุดในภาพ ถึงค่าสีสูงสุดในภาพก่อนปรับปรุงภาพ ปรับปรุงภาพให้มีค่าระดับสีอยู่ในช่วง $0-(2^n-1)$ เมื่อ n เป็นชนิดภาพ

ผลลัพธ์ โปรแกรม LabVIEW มีฟังก์ชันในการทำ Histogram stretching และ Histogram equalization อยู่แล้วเรียกว่า “IQA MathLookup” และ “IQA Equalizer” ตามลำดับ ส่วน Normalization ไม่มีฟังก์ชันใน LabVIEW ผู้วิจัยจึงพัฒนาโปรแกรมขึ้นตามวิธีการของ Hong และคณะที่ได้อธิบายในบทที่ 2

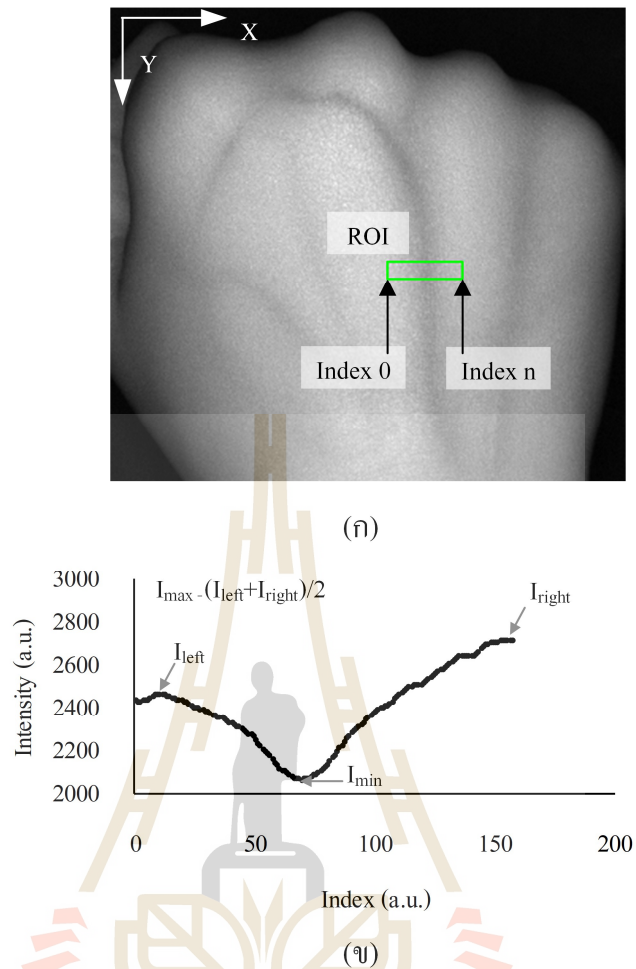
วิธีการปรับปรุงภาพด้วย Laplacian of Gaussian ได้อธิบายในบทที่ 2 โดยบทนี้ กำหนดให้ Kernel เท่ากับ 31×31 พิกเซล และ σ เท่ากับ 5 ส่วน Local Histogram stretching มีวิธีการปรับปรุงภาพเหมือน Histogram stretching แตกต่างกันที่วิธีนี้พิจารณาภายในพื้นที่เล็กๆ

4.2.4 วิธีการวัดค่า Contrast

ความชัดของเส้นเลือดที่เพิ่มขึ้นหลังการปรับปรุงภาพที่ได้จากเทคนิค NIR imaging ประเมินด้วยค่า CII ค่าดังกล่าวเป็นอัตราส่วนระหว่างค่า Contrast ของเลือดกับเนื้อเยื่อระหว่างภาพหลังการปรับปรุงภาพกับการปรับปรุงภาพ [13]

การทดลองในบทนี้ผู้วิจัยเลือกตำแหน่งคำนวณหาค่า Contrast บนภาพ มีเงื่อนไขว่าค่าความเข้มแสงเฉลี่ยของเนื้อเยื่อไม่ต่ำกว่าค่าความเข้มแสงเฉลี่ยของเลือดดังรูปที่ 4.3 (ก) การคำนวณหาค่า Contrast แต่ละครั้ง ผู้วิจัยเลือกค่าระดับสีต่ำสุดเป็นค่าการสะท้อนแสงของเลือด (I_{min}) และเลือกค่าสูงสุดทางฝั่งซ้าย (I_{left}) และขวา (I_{right}) ของค่าความเข้มแสงหารด้วย 2 เป็นค่าการสะท้อนแสงของเนื้อเยื่อโดยรอบ (I_{max}) ดังรูปที่ 4.3 (ข) ค่า Contrast แต่ละภาพคำนวณได้จากสมการ

$$\%Contrast = \left(\frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \right) \times 100\% \quad (4-1)$$



รูปที่ 4.3 (ก) การคำนวณหาค่า Contrast จากภาพ และ (ข) ค่าความเข้มแสงภายใน ROI ที่อ่านได้จากตัวอย่าง (ก) ตั้งแต่ตำแหน่งที่ 0 ถึง n จุดสีดําเป็นค่าความเข้มแสงเฉลี่ยในแนวแกน Y

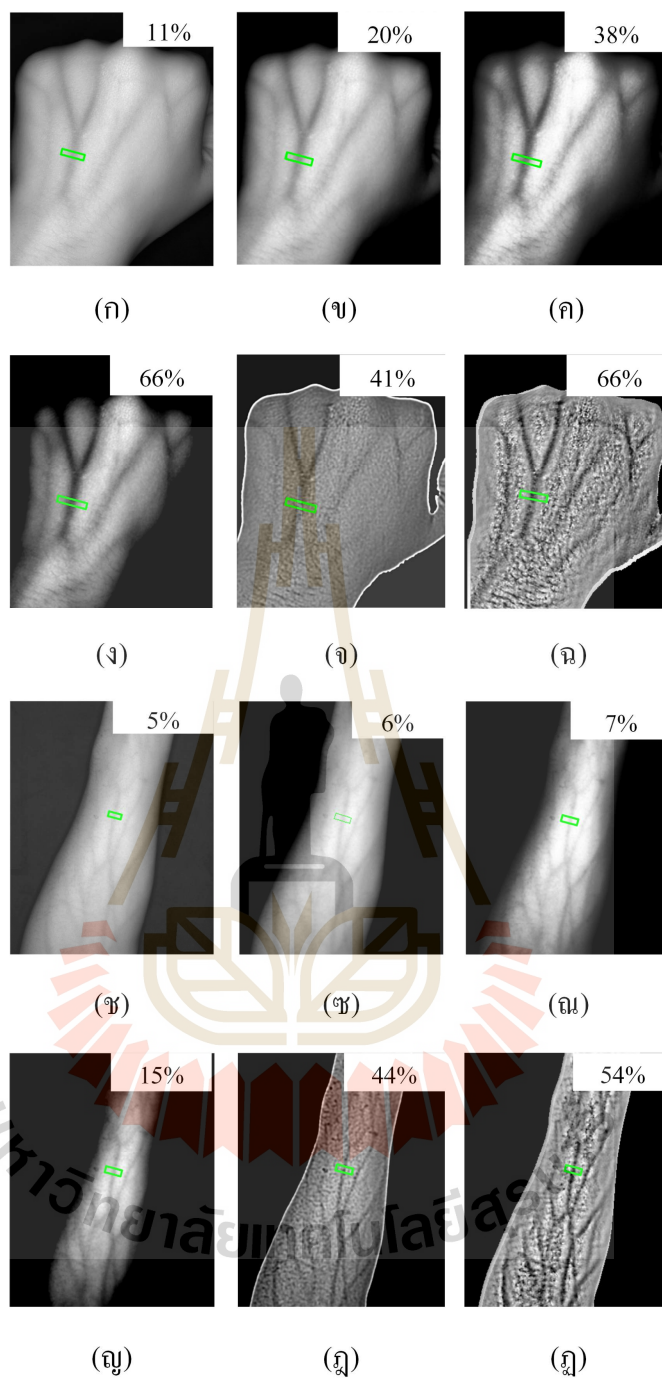
4.3 ผลการประมวลผลภาพ

รูปที่ 4.4 แสดงผลการปรับปรุงภาพบริเวณมือและแขน ด้วยวิธีการ Histogram stretching, Histogram equalization, Normalization Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ตามลำดับ พบว่าทั้ง 5 วิธีให้ค่า Contrast สูงกว่าภาพตั้งต้น และ Local Histogram stretching ให้ค่า Contrast ของเส้นเลือดสูงสุดทั้ง 2 สองกรณี แต่ภาพที่ได้มีลักษณะของเนื้อเยื่อโดยรอบเป็นจุดเล็กๆ จุดดังกล่าวมีค่าระดับสีใกล้เคียงกับเส้นเลือด

ค่า CII ในตารางที่ 4.1 ได้จากการเฉลี่ยค่า CII ของภาพตัวอย่าง 10 ภาพ พบว่าวิธีการ Local histogram stretching เพิ่มความชัดเจนของเส้นเลือดสูงสุด ใช้เวลาประมวลผลภาพประมาณ 4 s กรณีภาพ 8 บิตและ 16 บิต รองลงมาคือวิธีการ Normalization ใช้เวลาประมวลผลภาพประมาณ 74 ms กรณีภาพ 8 บิต และ 162 ms กรณีภาพ 16 บิต การปรับปรุงภาพด้วยการ Histogram equalization ใช้เวลาประมวลผลภาพน้อยที่สุด มีค่า CII เฉลี่ยเท่ากับ 2.5 กรณีภาพ 8 บิต ใช้เวลา 5 ms และภาพ 16 บิตใช้เวลา 8 ms การปรับปรุงภาพด้วย Histogram stretching, Histogram equalization และ Normalization ใช้เวลาค่อนข้างเร็ว เมื่อเทียบกับการปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching นอกจากนี้การปรับปรุงภาพ 16 บิต ส่วนใหญ่ใช้เวลาประมวลผลภาพมากกว่า 8 บิต

ตารางที่ 4.1 ค่า CII และเวลาในการประมวลผลข้อมูล

| Enhancement algorithms | CII (a.u.) | Processing time (ms) | |
|----------------------------|------------|----------------------|--------|
| | | 8 bit | 16 bit |
| Histogram stretching | 1.6 | 176 | 214 |
| Histogram equalization | 2.7 | 5 | 8 |
| Normalization | 5.0 | 74 | 162 |
| Laplacian of Gaussian | 6.2 | 5821 | 7366 |
| Local histogram stretching | 14.6 | 4147 | 4138 |



รูปที่ 4.4 (ก) และ (ข) ภาพหลังมือและแขนจาก NIR imaging (ข)-(ค) ผลการปรับปรุงภาพบริเวณมือ และ (ช)-(ฉ) บริเวณแขน ด้วยวิธีการการ Histogram stretching, Histogram equalization, Normalization, Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ตามลำดับ มุมบนขวาแสดงค่า Contrast ที่คำนวณได้จากข้อมูลภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมเล็กๆ บนแต่ละภาพ

4.4 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าการปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Local histogram stretching เพิ่มความชัดเจนของเส้นเลือดสูงที่สุด รองลงมาคือวิธีการ Normalization, Laplacian of Gaussian, Histogram equalization และ Histogram stretching

เมื่อประเมินด้วยตาเปล่าพบว่าการดำเนินการปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Histogram stretching, Histogram equalization และ Normalization ให้ค่า Contrast สูงขึ้นที่บริเวณกลางภาพ แต่ค่าระดับสีบริเวณขอบของตัวอย่างลดลงจากภาพตั้งต้น โดยเฉพาะการ Normalization ค่า Contrast ของเส้นเลือดสูงขึ้นมากแต่บริเวณขอบภาพตัวอย่างมีค่าน้อยจนบดบังรายละเอียดของเส้นเลือดบริเวณรอบๆ มือหรือแขน นอกจากนี้การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Normalization ขึ้นกับการตั้งค่าตัวแปรถึง 2 ตัวแปร จึงจะได้ภาพที่เหมาะสม

การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Histogram equalization ใช้เวลาน้อยกว่า Histogram stretching ถึงแม้ว่าสมการที่ใช้ในการประมวลผลภาพแตกต่างกันไม่มาก สาเหตุอาจเป็นเพราะคำสั่งที่ National Instruments พัฒนาขึ้นสำหรับ Histogram stretching มีความซับซ้อนมากกว่าวิธีการ Histogram equalization เช่น มีการตรวจสอบเงื่อนไขถึงวิธีการปรับปรุงภาพว่าจะปรับปรุงแบบเชิงเส้น ยกกำลัง หรือลอการิทึม เป็นต้น

การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Histogram equalization น่าจะเป็นทางเลือกที่ดีสำหรับการพัฒนาบนโปรแกรม LabVIEW เพราะวิธีการดังกล่าวไม่จำเป็นต้องตั้งค่าเริ่มต้นเฉพาะให้เหมาะสมกับแต่ละภาพ และโปรแกรม LabVIEW มีกล่องคำสั่งดังกล่าวอยู่แล้ว

การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Local histogram stretching และ Laplacian of Gaussian ช่วยปรับปรุงภาพเส้นเลือดชัดขึ้นได้ทั้งบริเวณ แต่วิธีการดังกล่าวพัฒนาอยู่บนโปรแกรม LabVIEW ใช้เวลาประมวลผลหลายวินาที นอกจากนี้วิธีการ Laplacian of Gaussian จำเป็นต้องเลือกหน้าต่างให้เหมาะสมกับภาพตัวอย่าง ในบทนี้กำหนดค่าให้เหมาะสมกับภาพเส้นเลือดบริเวณแขน ทำให้ภาพบริเวณมือได้ภาพไม่ชัดเจน ปัญหาเรื่องเวลาสามารถแก้ไขได้โดยพัฒนาโปรแกรมด้วยภาษาอื่น เช่น วิธีการ Laplacian of Gaussian พัฒนาโปรแกรมบนภาษา C++ ใช้เวลาประมวลผลภาพประมาณ 83 ms [12] เป็นต้น

การปรับปรุงภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังในบทนี้เป็นการเพิ่มความชัดของทั้งภาพ ทำให้ภาพขนมีความชัดขึ้นด้วย Rao และคณะ [14] เสนอวิธีการลบภาพเส้นขนบนภาพเส้นเลือดได้ผิวหนัง

4.5 รายการอ้างอิง

- [1] Danni Ai,¹ Jian Yang, Jingfan Fan, Yitian Zhao, Xianzheng Song, Jianbing Shen, Ling Shao, and YongtianWang. (2016). Augmented reality based real-time subcutaneous vein imaging system. **Biomedical Optics Express**. 7 (7): 2565-2585.
- [2] K. Kashihara and M. Iwase. (2015). Automatic design of an effective image filter based on an evolutionary algorithm for venous analysis. **Network Modeling Analysis in Health Informatics and Bioinformatics**. 5 (1): 1-14.
- [3] Y. D. Wang, K. Zhang, and L. K. Shark. (2014). Personal identification based on multiple keypoint sets of dorsal hand vein images. **IET Biometrics**. 3 (4): 234-245.
- [4] Y. H. Park and K. R. Park. (2012). Image Quality Enhancement Using the Direction and Thickness of Vein Lines for Finger-Vein Recognition. **International Journal of Advanced Robotic Systems**. 9: 1-10.
- [5] X. Meng, G. Yang, Y. Yin, and R. Xiao. (2012). Finger Vein Recognition Based on Local Directional Code. **Sensors**. 12 (11): 14937-14952.
- [6] A. Kumar and Y. Zhou. (2012). Human Identification Using Finger Images. **IEEE Transactions on Image Processing**. 21 (4): 2228-2244.
- [7] F. T. Wang, A. Behrooz, M. Morris, and A. Adibi. (2013). High-contrast subcutaneous vein detection and localization using multispectral imaging. **Journal of Biomedical Optics**. 18 (5): 050504.
- [8] L. Chen, H. Zheng, L. Li, P. Xie, and S. Liu. (2007). Near-Infrared Dorsal Hand Vein Image Segmentation by Local Thresholding Using Grayscale Morphology. In **1 st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering** (pp 868-871). Wuhan: IEEE.
- [9] H. Lin, W. Yifei, and A. Jain. (1998). Fingerprint image enhancement: algorithm and performance evaluation. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**. 20 (8): 777-789.
- [10] A. Kumar and K. V. Prathyusha. (2009). Personal Authentication Using Hand Vein Triangulation and Knuckle Shape. **IEEE Transactions on Image Processing**. 18 (9): 2127-2136.
- [11] M. Yakno, J. M. Saleh, and B. A. Rosdi. (2011). Low contrast hand vein image enhancement. In **2011 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications** (pp. 390-392). Kuala Lumpur: IEEE.

- [12] S. Juric and B. Zalik. (2014). An innovative approach to near-infrared spectroscopy using a standard mobile device and its clinical application in the real-time visualization of peripheral veins. **BMC Medical Informatics and Decision Making**. 14 (1): 100.
- [13] J. Oh and H. Hwang. (2010). Feature enhancement of medical images using morphology-based homomorphic filter and differential evolution algorithm. **International Journal of Control, Automation and Systems**. 8 (4): 857-861.
- [14] H. Rao, P. Zhang, and C. Sun. (2017). Contrast enhancement for the infrared vein image of leg based on the optical angular spectrum theory. **Signal, Image and Video Processing**. 11(3): 423-429.



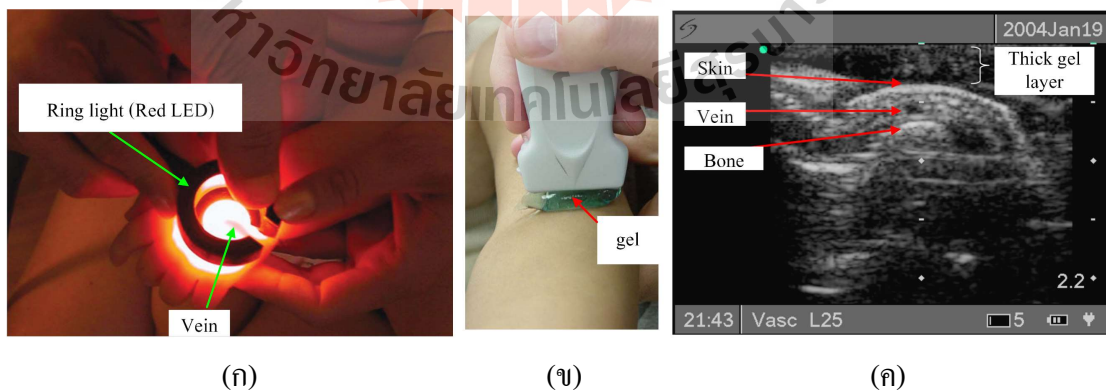
บทที่ 5

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังแบบไม่สัมผัส โดยใช้กล้องเว็บแคม

5.1 บทนำ

การให้สารละลายทางเส้นเลือดดำจำเป็นต้องแทงเข็มที่เส้นเลือดดำ สำหรับปฏิบัติการฝึกทักษะทางพยาบาลของนักศึกษาพยาบาลชั้นปีที่ 2 ซึ่งเป็นปฏิบัติการฝึกแทงเข็มให้สารละลายครั้งแรกของนักศึกษา ทำให้นักศึกษาส่วนใหญ่แทงเข็มบริเวณเส้นเลือดของอาสาสมัครไม่สำเร็จในครั้งแรก บางครั้งอาสาสมัครถูกแทงเข็ม 2-4 ครั้งถึงจะแทงเข็มสำเร็จ สาเหตุหลักของการแทงเข็มล้มเหลวอาจมาจากความตื่นเต้น ทักษะทางพยาบาลยังไม่เพียงพอ เส้นเลือดของอาสาสมัครอยู่ในกลุ่มหาเส้นเลือดยาก เป็นต้น

วิธีการที่นิยมใช้เพื่อทำให้มองเห็นเส้นเลือดชัดเจน ได้แก่ ทำให้เส้นเลือดขยายโดยการรัดสายพลาสติกที่ข้อมือหรือแขนท่อนบน การให้ความร้อนกับบริเวณที่จะแทงเข็มหรือการใช้แหล่งกำเนิดแสงสีแดงจัดแสงแบบ Dark field illumination บางครั้งเรียกการจัดแสงแบบนี้ว่า “Transillumination” [1] (รูปที่ 5.1 (ก)) นอกจากนี้ยังใช้เทคนิคอัลตราซาวด์ (รูปที่ 5.1 (ข)) หรือการถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging [1-2] ซึ่งได้อธิบายรายละเอียดในบทที่ 2 และ 3



รูปที่ 5.1 เครื่องมือสำหรับดูเส้นเลือดใต้ผิวหนัง (ก) การใช้แหล่งกำเนิดแสงสีแดงจัดแสงแบบ Transillumination [1] (ข) เทคนิคอัลตราซาวด์ และ (ค) ภาพอัลตราซาวด์ [3]

ภาพที่ได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ สามารถแสดงภาพเส้นเลือดที่อยู่ลึกลงไปได้หลาย เซนติเมตร แต่เครื่องมือมีราคาแพงและต้องมีความรู้ในการวิเคราะห์ภาพเป็นพิเศษ ส่วน NIR imaging สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดได้ลึกประมาณ 3-5 mm และอุปกรณ์ที่ใช้สร้างเครื่องมือมีราคา ไม่แพง ถึงแม้ว่าจะไม่สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดได้ลึกเท่ากับอัลตราซาวด์ แต่น่าจะเพียงพอสำหรับการถ่ายภาพเส้นเลือดที่จะใช้เจาะเลือดหรือให้น้ำเกลือ ส่วนเครื่องมือสำหรับถ่ายภาพด้วยเทคนิค NIR imaging มีการผลิตออกมาจำหน่ายในเชิงพาณิชย์แล้วตามที่กล่าวในบทที่ 2 อย่างไรก็ตาม เครื่องมือดังกล่าวมีราคาค่อนข้างแพง ทำให้เกิดข้อจำกัดในการเข้าถึงเครื่องมือ เครื่องมือมีราคาสูง อาจเป็นเพราะ เครื่องมือต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศและใช้กล้องที่ตอบสนองต่อความยาวคลื่น ช่วง NIR ที่มีคุณภาพสูง งานวิจัยนี้จึงเสนอที่จะสร้างเครื่องมือถ่ายภาพขึ้นมาใช้เอง โดยเครื่องมือ ดังกล่าวใช้กล้องเว็บแคมแทนกล้อง NIR ที่มีราคาแพง

ปัจจุบันกล้องเว็บแคมได้พัฒนาจนมีประสิทธิภาพสูงขึ้นในราคาไม่แพง จึงมีการวิจัยศึกษา ความเป็นไปได้ว่าสามารถใช้กล้องเว็บแคม (Consumer-grade) แทนกล้องที่ใช้ระดับวิจัย (Scientific-grade) ได้หรือไม่ เช่น การวัดการไหลของเลือดในเส้นเลือด [3] การระบุตัวตนจากการ วิเคราะห์รูปร่างของเส้นเลือดที่ฝ่ามือ [4] เป็นต้น ดังนั้นการใช้กล้องเว็บแคมก็น่าจะได้ภาพเส้น เลือดเพียงพอสำหรับการเลือกเส้นเลือดของนักศึกษาพยาบาล สำหรับปฏิบัติการให้สารละลายทาง เส้นเลือดดำ

ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้เทคนิค NIR imaging โดยใช้กล้องเว็บแคมเป็นอุปกรณ์รับภาพ สำหรับใช้ในการเรียนการสอนปฏิบัติการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ นอกจากนี้เทคนิค NIR imaging ใช้อุปกรณ์ที่หาได้ง่ายและราคาไม่แพง

5.2 การออกแบบเครื่องมือ

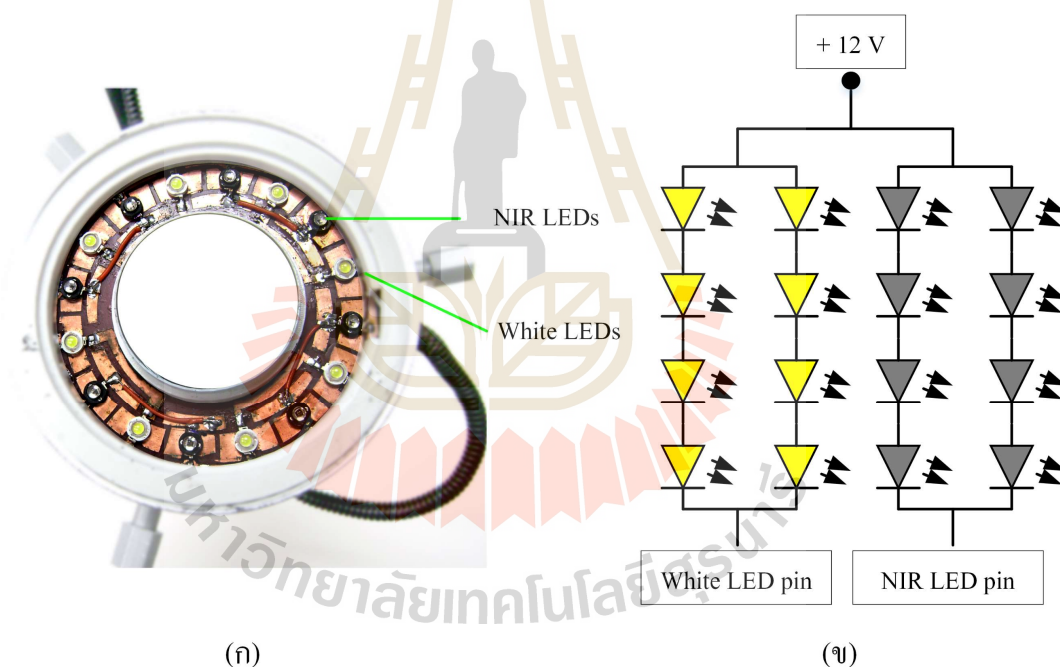
รูปที่ 5.2 แสดงเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่พัฒนาขึ้น เครื่องมือนี้ใช้กล้องเว็บแคม (Logitech webcam, C525) สำหรับรับภาพ ใช้แหล่งกำเนิดแสง 2 ชนิดคือไดโอดเปล่งแสง 850 nm สำหรับถ่ายภาพเส้นเลือด และไดโอดเปล่งแสงสีขาวสำหรับช่วยส่องไฟขณะปฏิบัติการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ กรณีเครื่องมือที่สร้างขึ้นบังแสงไฟอาคาร หน้ากล้องรับภาพมีฟิลเตอร์กรองแสงชนิด Band pass filter (850 nm) การออกแบบเครื่องมือแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก ส่วนแรกเป็นการออกแบบฮาร์ดแวร์ ส่วนที่สองเป็นการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับประมวลผลภาพเส้นเลือดที่ได้จากกล้องเว็บแคมให้เห็นชัดเจนขึ้น



รูปที่ 5.2 เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังแบบไม่สัมผัสโดยใช้กล้องเว็บแคม

5.2.1 แหล่งกำเนิดแสง (LEDs ring light)

แหล่งกำเนิดแสงที่ใช้ในเครื่องมือนี้เป็นไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode, LED) ประกอบไปด้วยแสงความยาวคลื่นประมาณ 850 nm (NIR LEDs) จำนวน 8 ดวง และแสงสีขาว (White LEDs) 8 ดวงวางสลับกัน เป็นวงกลม (รูปที่ 5.3 (ก)) โดยที่ NIR LED นำกระแสเมื่อจ่ายแรงดันแบบไบอัสตรงเท่ากับ 2 V และกระแสสูงสุดเท่ากับ 1 A ส่วน White LED นำกระแสเมื่อจ่ายแรงดันแบบไบอัสตรงเท่ากับ 3 V และกระแสสูงสุดเท่ากับ 1 A แหล่งกำเนิดแสงแต่ละชนิดจะต่อขนานกัน 2 ชุดแต่ละชุดต่ออนุกรมกัน 4 ดวง (รูปที่ 5.3 (ข)) กระแสสูงสุดที่ผ่าน LED ได้เป็น 2 A โดยวงจรควบคุมแหล่งกำเนิดแสงออกแบบให้คงค่ากระแสสูงสุดที่ 1 A ดังนั้นแหล่งกำเนิดแสงในกรณีนี้ไม่จำเป็นต้องใส่ความต้านทานอนุกรมเพื่อป้องกันการไหลกระแสเกินของ NIR LEDs และ White LEDs



รูปที่ 5.3 (ก) LED ring light และ (ข) แผนผังการเชื่อมต่อวงจรของ LEDs

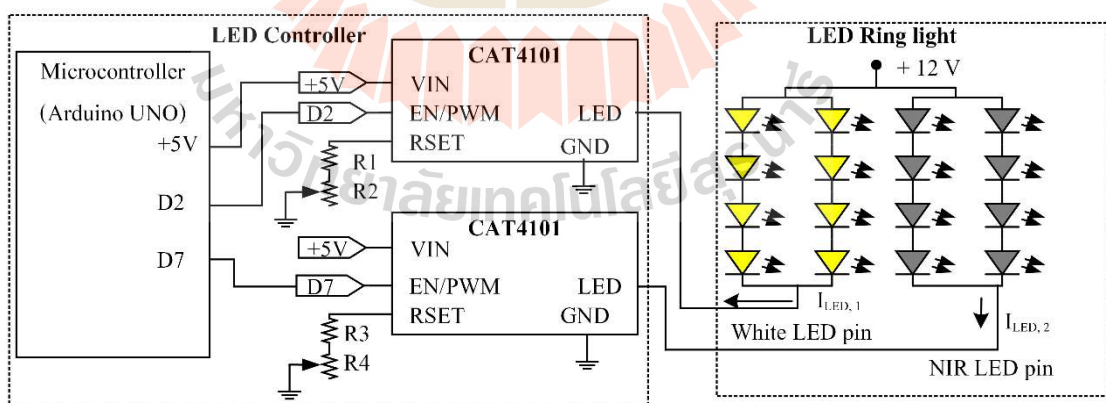
5.2.2 อุปกรณ์ควบคุมแหล่งกำเนิดแสง (LED controller)

แหล่งกำเนิดแสงในงานวิจัยนี้ใช้ 2 ชนิด ผู้วิจัยจึงออกแบบวงจรขับเคลื่อน 2 ชุด แต่ละชุดมีการควบคุมแยกออกจากกัน (รูปที่ 5.4) สามารถปรับความสว่างของแหล่งกำเนิดแสงและควบคุมการเปิด-ปิดแหล่งกำเนิดแสงได้ ความสว่างสามารถควบคุมได้ที่กล่องควบคุมเท่านั้น ส่วนการเปิด-ปิดแหล่งกำเนิดแสงสามารถควบคุมได้ที่อุปกรณ์ควบคุมหรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่พัฒนาขึ้น

การขับเคลื่อนให้กับแหล่งกำเนิดแสง ผู้วิจัยเลือกใช้ไอซีเบอร์ CAT4101 สามารถควบคุมกระแสโดยขับเคลื่อนแบบต่อเนื่อง (Constant current) หรือขับเคลื่อนแบบพัลส์ (PWM) ได้ที่กระแสสูงสุด 1 A ในงานวิจัยนี้เลือกการขับเคลื่อนแบบต่อเนื่อง จึงจ่ายแรงดัน 5 V แบบต่อเนื่องที่ขา EN/PWM ปรับความสว่างของแหล่งกำเนิดแสงจากการปรับระดับกระแส ผ่านการปรับค่าความต้านทาน (R2 และ R4) โดยกระแสที่ไหลผ่านแหล่งกำเนิดแสง (I_{LED}) ประมาณด้วยสมการ (5-1) ตามเอกสารของผู้ผลิตไอซี (Semiconductor Components Industries, <https://www.onsemi.com>)

$$I_{LED} \approx 400 \left(\frac{V_{RSET}}{R_{RSET}} \right) \quad (5-1)$$

เมื่อ R_{RSET} เป็นค่าความต้านทานที่ขา RSET ของไอซีกับกราวด์ V_{RSET} เป็นค่าแรงดันตกคร่อม R_{RSET} มีค่าในช่วง 1.17-1.23 V

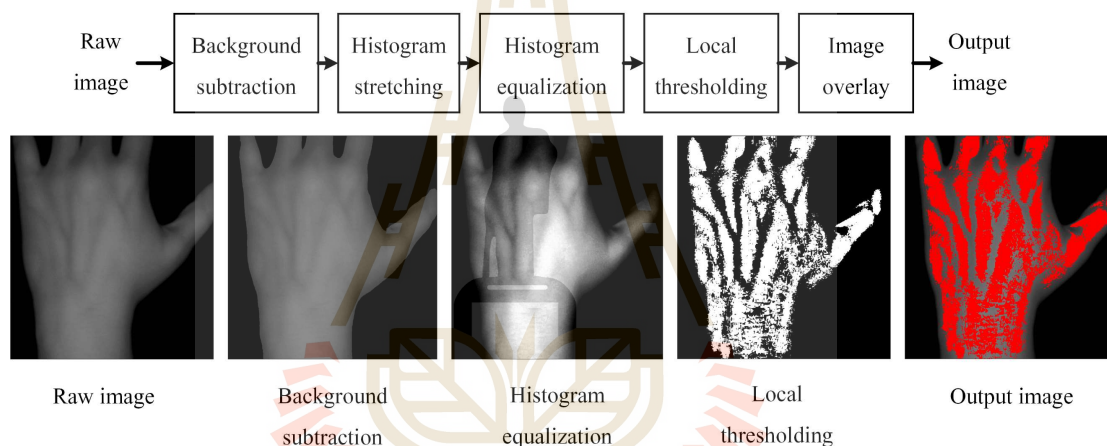


รูปที่ 5.4 วงจรขับเคลื่อนสำหรับควบคุมแหล่งกำเนิดแสง LED ring light

5.2.3 โปรแกรมประมวลผลภาพ

โปรแกรมประมวลผลภาพทำหน้าที่ปรับภาพที่รับได้จากกล้องเว็บแคม (Raw image) ให้เห็นภาพเส้นเลือดชัดเจน มีขั้นตอนการประมวลผลภาพดังรูปที่ 5.5 เริ่มจากนำภาพ Raw image มาตัดภาพพื้นหลังออก (Background subtraction) เพื่อนำข้อมูลเฉพาะบริเวณที่สนใจไปพิจารณาต่อในกระบวนการปรับปรุงภาพ เครื่องมือนี้ใช้ Histogram stretching และ Histogram equalization เพื่อปรับปรุงภาพเส้นเลือดให้มีความชัดเจนขึ้น

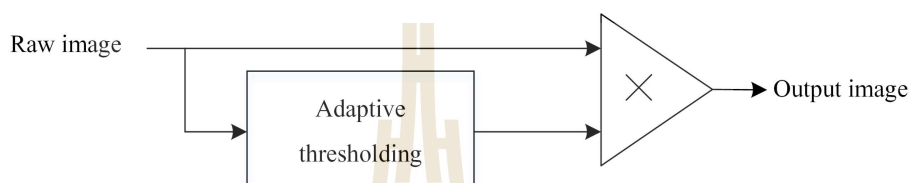
เมื่อได้ภาพที่มีความชัดเจนเพียงพอแล้วนำภาพที่ได้แปลงเป็นภาพ 2 ระดับ (Binary image) ด้วย Local thresholding แล้วนำภาพที่เป็น Binary image ซ้อนทับกับภาพ Raw image เพื่อตรวจสอบความสอดคล้องของภาพเส้นเลือด (Image overlay)



รูปที่ 5.5 ขั้นตอนการประมวลผลภาพสำหรับเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังแบบไม่สัมผัส โดยใช้กล้องเว็บแคม

(1) Background subtraction

ก่อนเริ่มปรับปรุงภาพ จะต้องแยกภาพพื้นหลังออกจากภาพเส้นเลือดและเนื้อเยื่อก่อน ทำให้ง่ายต่อการปรับปรุงภาพ ขั้นตอนการกำหนดค่าพื้นหลังมีขั้นตอนตามรูปที่ 5.6 (ก) เป็นการนำภาพตั้งต้นแปลงเป็น Binary image (รูปที่ 5.6 (ค)) แล้วนำภาพสีสองระดับคูณกับภาพตั้งต้น ภาพผลลัพธ์จะได้บริเวณที่เป็นพื้นหลังมีค่าเป็น 0 และบริเวณที่สนใจมีค่าระดับสีตามภาพตั้งต้นดังรูปที่ 5.6 (ง)



(ก)



(ข)

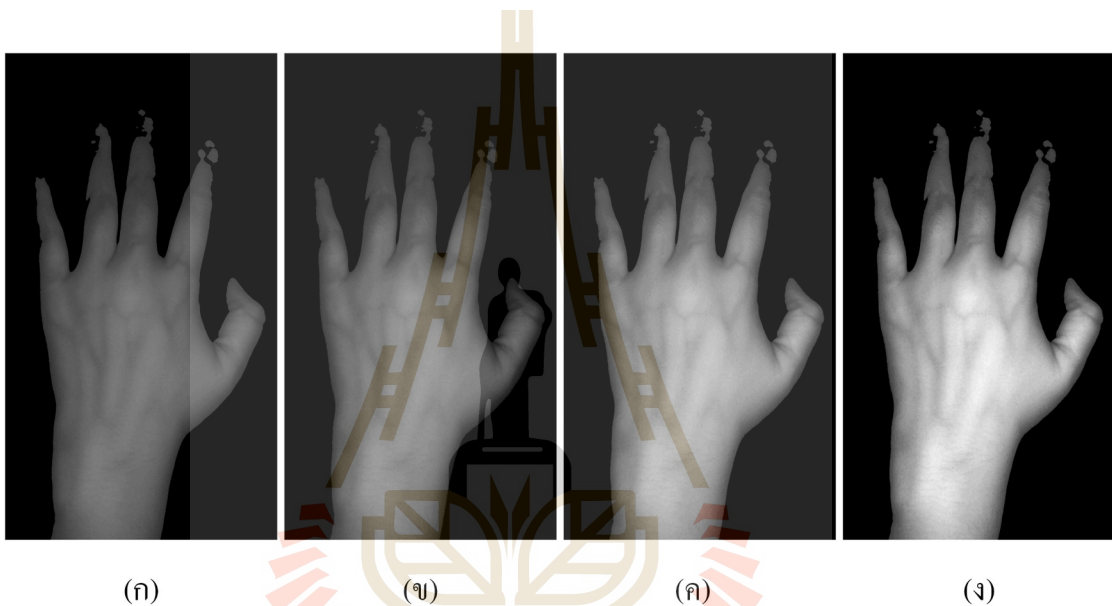
(ค)

(ง)

รูปที่ 5.6 (ก) ขั้นตอนการตัดภาพพื้นหลัง (ข) ภาพที่รับได้จากกล้อง (ค) ภาพที่ได้หลังจากผ่านขั้นตอน Adaptive thresholding และ (ง) เป็นภาพที่ผ่านการตัดภาพพื้นหลังออกแล้ว

(2) Histogram stretching

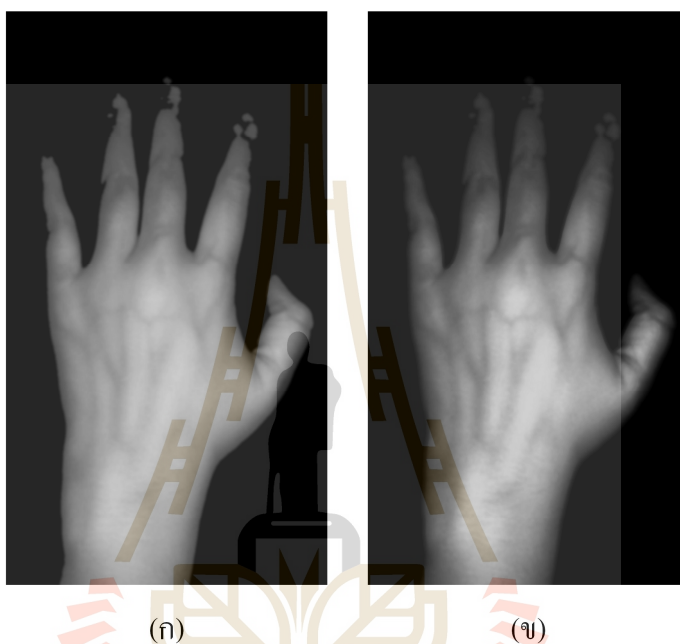
การปรับปรุงภาพขั้นต้นใช้ Histogram stretching เป็นการทำให้ค่าสีแตกต่างกันมากขึ้น ดังที่ได้อธิบายในบทที่ 2 เมื่อทำ Histogram stretching ของรูปที่ 5.7(ก) ไปจนมีค่าระดับสีสูงสุด (S_{max}) เท่ากับ 255 เมื่อมองด้วยตาเปล่าผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ พบว่ามีบริเวณที่สว่างเกินไป ผู้วิจัยจึงลดช่วงการขีดกราฟฮิสโทแกรมให้มีค่า $S_{max} = 150, 200$ และ 250 แสดงดังรูปที่ 5.7(ข)-(ง) ภาพที่มี $S_{max} = 250$ ยังคงมีตำแหน่งที่สว่างเกินไปอยู่ เมื่อลดลงมาเหลือ 200 ไม่เห็นบริเวณที่สว่างเกินไป ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเลือกขีดกราฟฮิสโทแกรม เป็นค่าระดับสีจาก 0 ถึง 200



รูปที่ 5.7 การเพิ่มความชัดของเส้นเลือดด้วยการทำ Histogram stretching (ก) ภาพตั้งต้น (ข) $S_{max} = 150$ (ค) $S_{max} = 200$ และ (ง) $S_{max} = 250$ เป็นภาพผลลัพธ์

(3) Histogram equalization

ภาพที่ได้ในรูปที่ 5.7 (ค) ยังได้ภาพเส้นเลือดที่มีความชัดเจนไม่เพียงพอ สำหรับขั้นตอนการตัดภาพเส้นเลือด จึงต้องปรับปรุงภาพด้วยวิธีการ Histogram equalization จะได้ภาพดังรูปที่ 5.8 (ข) วิธีการดังกล่าวเป็นเทคนิคพื้นฐานสำหรับการเพิ่มความชัดของภาพ [5-6] และมีการนำไปใช้เพิ่ม Contrast ของภาพที่ได้จาก NIR imaging [7-9]



รูปที่ 5.8 (ก) ภาพก่อนปรับปรุงภาพด้วย Histogram equalization และ (ข) ภาพหลังทำ Histogram equalization

(4) Local thresholding

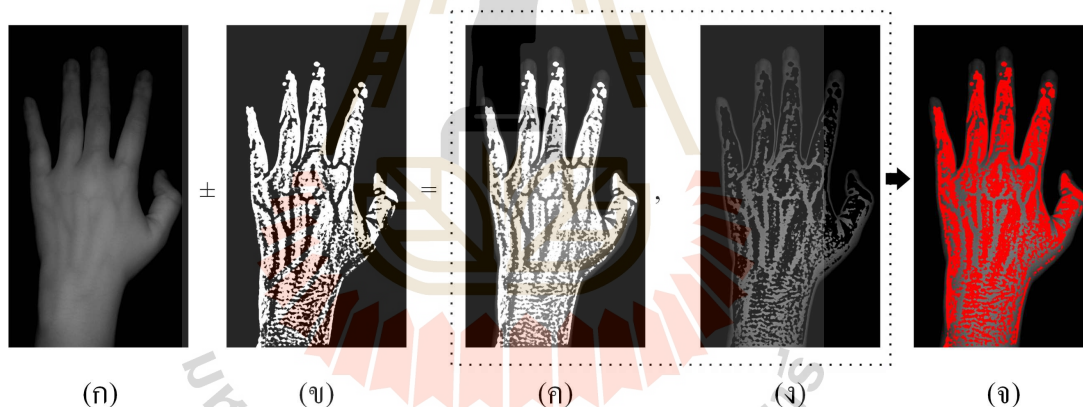
การแยกภาพเส้นเลือดออกจากภาพ NIR imaging สามารถทำได้หลายวิธี เช่น วิธีการตัดภาพระดับสี จากการพิจารณาค่าสีภายในพื้นที่เล็กๆ (Local thresholding) [4, 9-10] วิธีการ Laplacian of Gaussian [11] และใช้วิธีการตัดค่าสีจากการพิจารณาโครงสร้างของเส้นเลือด [12-13] เป็นต้น งานวิจัยนี้เลือกใช้วิธี Local thresholding เพื่อแยกองค์ประกอบของเส้นเลือดออกจากภาพ NIR imaging และใช้วิธีการเลือกค่าตัดค่าสี ตามวิธีการของ Niblack เนื่องจากโปรแกรม LabVIEW มีคำสั่งสำหรับทำวิธีการดังกล่าวอยู่แล้ว ทำให้ง่ายต่อการพัฒนา เช่น ภาพตั้งต้นเป็นรูปที่ 5.9 (ก) เมื่อผ่านวิธีการ Local thresholding จะได้ภาพเส้นเลือดดังรูปที่ 5.9 (ข)

(5) Image overlay

ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนเสริมสำหรับตรวจสอบตำแหน่งของเส้นเลือดที่ผ่านการประมวลผลมาแล้วว่าตรงกับเส้นเลือดจากการถ่ายภาพด้วย NIR imaging หรือไม่

โปรแกรม LabVIEW มีคำสั่งสำหรับดำเนินการซ้อนทับภาพอยู่แล้ว มีชื่อเรียกว่า “IMAQ Overlay point” แต่งานวิจัยนี้ไม่ได้เลือกใช้คำสั่งดังกล่าว เนื่องจากโปรแกรมใช้เวลานาน (1-2 นาที) ถ้าจำนวนจุดเยาะจะใช้เวลาซ้อนทับจุดมากขึ้นตามไปด้วย

งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้วิธีการตัดแปลงระนาบสีของภาพแทน โดยกำหนดให้บริเวณสีแดงเป็นภาพเนื้อเยื่อ โดยรอบและช่องว่างระหว่างสีแดงเป็นเส้นเลือด สามารถทำได้โดยนำภาพจากกล้องมาบวกและลบกับภาพที่ได้จาก Local thresholding จะได้รูปที่ 5.9 (ค) และ (ง) ตามลำดับ เมื่อนำภาพทั้งสองมารวมกันเป็นภาพสี เมื่อกำหนดให้ระนาบสีแดงเป็นรูปที่ 5.9 (ค) และระนาบสีเขียวและน้ำเงินเป็นรูปที่ 5.9 (ง) จะได้ภาพจากกล้องและภาพเส้นเลือดมาซ้อนทับกันดังรูปที่ 5.9 (จ)



รูปที่ 5.9 การซ้อนทับภาพด้วยวิธีการตัดแปลงระนาบสีของภาพ (ก) ภาพขาวดำที่ได้จากกล้อง (ข) ภาพเส้นเลือดที่ได้จากการทำ Local thresholding เมื่อ (ค) เป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการบวกกันของภาพ (ก) และ (ข) ส่วนภาพ (ง) เป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการลบกันของภาพ (ก) และ (ข) และภาพ (จ) เป็นภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการซ้อนทับของภาพ (ก) และ (ข) เมื่อกำหนดให้ระนาบสีแดงเป็นภาพ (ค) และระนาบสีเขียว และน้ำเงินเป็นภาพ (ง)

5.3 ผลการใช้งานเครื่องมือสำหรับการเรียนการสอนของนักศึกษาพยาบาล

งานวิจัยนี้ได้นำเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่สร้างขึ้น ให้นักศึกษาสาขาวิชาพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ชั้นปีที่ 2 ใช้เครื่องมือสำหรับเลือกเส้นเลือด ในการเรียนการสอนปฏิบัติการฝึกทักษะทางพยาบาลเกี่ยวกับการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ

การทดลองนี้มีนักศึกษาพยาบาลเข้าร่วมจำนวน 27 คน แบ่งเป็น 2 กลุ่มคือกลุ่มที่ใช้เครื่องมือที่ผู้วิจัยสร้างขึ้นช่วยเลือกเส้นเลือดและกลุ่มที่ใช้ตาเปล่าเลือกเส้นเลือด ระหว่างการใช้งานเครื่องมือได้บันทึกเวลาและจำนวนครั้งในการแทงเข็มทางเส้นเลือดดำ นอกจากนี้ผู้วิจัยสอบถามนักศึกษาทั้ง 2 กลุ่มถึงความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือด โดยกำหนดระดับความมั่นใจไว้ 10 ระดับ ระดับ 1 ถือว่ามีความมั่นใจน้อยสุดและระดับ 10 ถือว่ามีความมั่นใจสูงสุด

จากตารางที่ 5.1 เวลาและจำนวนครั้งในการดำเนินการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำของนักศึกษาพยาบาลชั้นปีที่ 2 จนดำเนินการสำเร็จ กลุ่มตัวอย่างที่ใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังใช้เวลาดำเนินการและจำนวนครั้งในการแทงเข็มโดยเฉลี่ยน้อยกว่ากลุ่มไม่ได้ใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังช่วยเลือกเส้นเลือดเล็กน้อย นอกจากนี้ นักศึกษากลุ่มที่ใช้งานเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังช่วยเลือกเส้นเลือด พบว่านักศึกษาพยายามแทงเข็มสูงสุด 3 ครั้งถึงสำเร็จ ส่วนกรณีไม่ได้ใช้งานเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง พบว่านักศึกษาพยายามแทงเข็มสูงสุด 4 ครั้งถึงสำเร็จ

ส่วนระดับความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือดพบว่านักศึกษากลุ่มที่ใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดมีความมั่นใจสูงกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ใช้เครื่องมือเล็กน้อย เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยของระดับความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือด ซึ่งการสอบถามระดับความมั่นใจของแต่ละคนแตกต่างกันขึ้นกับความมั่นใจของแต่ละคน เช่น นักศึกษาคนหนึ่งแทงเข็มเพียงครั้งเดียวมีความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือดเท่ากับ 5 แต่นักศึกษาที่ดำเนินการแทงเข็ม 4 ครั้งมีความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือดเท่ากับ 7 เป็นต้น

ตารางที่ 5.1 ผลการปฏิบัติการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ

| ใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือด | | | | ไม่ใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือด | | | |
|-------------------------------|----------------|--------------------------------|-------------------------|----------------------------------|----------------|----------------------------|-------------------------|
| คนที่ | เวลา (นาที) | ความ พยายาม (จำนวนครั้ง) | ระดับ ความ มั่นใจ | คนที่ | เวลา (นาที) | ความพยายาม (จำนวนครั้ง) | ระดับ ความ มั่นใจ |
| 1 | 17 | 1 | 7 | 1 | 13 | 1 | 8 |
| 2 | 12 | 2 | 7 | 2 | 13 | 1 | 6 |
| 3 | 13 | 1 | 5 | 3 | 11 | 1 | 8 |
| 4 | 10 | 2 | 7 | 4 | 13 | 3 | 7 |
| 5 | 10 | 2 | 8 | 5 | NA | 4 | 7 |
| 6 | 9 | 3 | 8 | 6 | 14 | 1 | 9 |
| 7 | 12 | 1 | 8 | 7 | 10 | 2 | 2 |
| 8 | 10 | 2 | 6 | 8 | 14 | 2 | 5 |
| 9 | 13 | 2 | 7 | 9 | 14 | 1 | 5 |
| 10 | 15 | 1 | 6 | 10 | NA | 3 | 6 |
| 11 | 12 | 3 | 7 | 11 | 7 | 4 | 5 |
| 12 | 11 | 1 | 7 | 12 | 13 | 2 | 3 |
| 13 | 9 | 1 | 7 | 13 | 12 | 1 | 8 |
| 14 | 13 | 3 | 6 | NA | NA | NA | NA |
| Average | 11.86 | 1.79 | 6.86 | Average | 12.18 | 2.00 | 6.08 |
| SD | 2.28 | 0.80 | 0.86 | SD | 2.14 | 1.15 | 2.06 |

5.4 การอภิปรายผลการทดลอง

การใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังกับการเลือกเส้นเลือดก่อนการแทงเข็มสำหรับนักศึกษาพยาบาลชั้นปีที่ 2 โดยมีสมมติฐานว่าการที่นักศึกษาพยาบาลเห็นเส้นเลือดชัดเจนหรือเห็นรายละเอียดของเส้นเลือดมากขึ้นน่าจะช่วยลดเวลาในการแทงเข็มและจำนวนครั้งในการแทงเข็ม รวมถึงเพิ่มความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือด จากผลการทดลองที่ได้กล่าวในข้างต้นพบว่ากลุ่มที่ใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง โดยเฉลี่ยแล้วใช้เวลาในการแทงเข็มและจำนวนครั้งในการแทงเข็มน้อยกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ใช้เครื่องมือ นอกจากนี้กลุ่มที่ใช้เครื่องมือโดยเฉลี่ยแล้วมีความมั่นใจสูงกว่ากลุ่มไม่ได้ใช้เครื่องมือ

อย่างไรก็ตามข้อมูลแต่ละชุดมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงจนแยกความแตกต่างของข้อมูลได้ยาก งานวิจัยนี้จึงใช้วิธีการทางสถิติช่วยทดสอบสมมติฐานของข้อมูลเวลาในการแทงเข็มและจำนวนครั้งในการแทงเข็มของกลุ่มที่ใช้เครื่องมือกับกลุ่มไม่ได้ใช้เครื่องมือว่าแตกต่างกันหรือไม่ ด้วยวิธีการ Summary Independent-Sample T-Test บนโปรแกรม IBM SPSS Statistics ได้ค่า $t = -0.358$ (-2.073, 1.433) และ P-Value = 0.724 สำหรับข้อมูลเวลาในการแทงเข็มของทั้งสองกลุ่ม และค่า $t = -0.554$ (-0.953, 0.533) และ P-Value = 0.584 สำหรับข้อมูลจำนวนครั้งในการแทงเข็มของทั้งสองกลุ่ม แสดงให้เห็นว่าเวลาในการแทงเข็มและจำนวนครั้งในการแทงเข็มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ในส่วนของความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือดใช้วิธี Mann-Whitney U test บนโปรแกรม Minitab ได้ค่า P-Value = 0.382 แสดงว่าความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือดของทั้งสองกลุ่มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สาเหตุอาจเป็นเพราะเวลาในการแทงเข็ม จำนวนครั้งในการแทงเข็ม และความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือดมีตัวแปรอื่นเข้ามาเกี่ยวข้อง เช่น ความตื่นเต้น ความเครียด และความมั่นใจแต่ละคนแตกต่างกัน เป็นต้น รวมถึงอาสาสมัครที่รับบทเป็นผู้ป่วยอาจมีลักษณะของเส้นเลือดอยู่ในกลุ่มหาเส้นเลือดง่ายหรือยากต่างกัน ซึ่งงานวิจัยนี้ยังไม่มีการคัดแยกกลุ่มอาสาสมัครตามลักษณะเส้นเลือด

งานวิจัยของ Fukuroku และคณะ [14] ได้ประเมินเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยนำไปประยุกต์ใช้กับนักศึกษาพยาบาลชั้นปีที่ 2 เช่นกัน พบว่าเวลาในการเลือกเส้นเลือดและคะแนนการเลือกเส้นเลือดที่เหมาะสมไม่มีนัยสำคัญทางสถิติกับการใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง อย่างไรก็ตามผู้วิจัยเชื่อว่าการเห็นเส้นเลือดที่ชัดเจนหรือเห็นรายละเอียดของเส้นเลือดมากกว่าที่ตาเปล่ามองเห็น น่าจะมีประโยชน์ต่อการเรียนการสอนของนักศึกษา แม้ว่าผลการทดลองเบื้องต้นจะชี้ว่าเวลาและจำนวนครั้งที่แทงเข็มสำเร็จไม่ต่างกันระหว่างการใช้เครื่องมือและการไม่ใช้เครื่องมือ การใช้งานเครื่องมืออาจจะใช้เป็นเครื่องมือระหว่างการบรรยายในห้องเรียนหรือผู้สอนใช้เครื่องมือในการระบุตำแหน่งเส้นเลือดที่เหมาะสมระหว่างการทำปฏิบัติการ เป็นต้น นอกจากนี้การ

จัดเครื่องมือให้นักศึกษาตรวจสอบเส้นเลือดด้วยตนเอง อาจจะช่วยให้ นักศึกษามีความสนใจมากขึ้น ก่อนทำปฏิบัติการ ในอนาคตอาจจะได้มีการศึกษาวิจัยเรื่องดังกล่าวต่อไป

5.5 สรุปผลการทดลอง

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังสำหรับช่วยระบุตำแหน่งในการแทงเข็มที่มีการผลิตออกมาจำหน่ายในเชิงพาณิชย์มีราคาแพง งานวิจัยนี้จึงเสนอที่จะพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังขึ้นมาเอง โดยใช้กล้องเว็บแคมเป็นอุปกรณ์รับภาพ และนำไปใช้ในการเรียนการสอนในปฏิบัติการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ เนื่องจากเส้นเลือดที่ใช้ในการกระบวนการดังกล่าวอยู่ไม่ลึกมาก เทคนิค NIR imaging สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดได้

การทดสอบใช้เครื่องใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในงานวิจัยนี้แบ่งนักศึกษาพยาบาลเป็น 2 กลุ่มคือกลุ่มที่ใช้เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นช่วยระบุตำแหน่งเส้นเลือดกับกลุ่มที่ใช้ตาเปล่าระบุเส้นเลือดในการแทงเข็ม โดยบันทึกเวลาในการแทงเข็ม จำนวนครั้งในการแทงเข็ม และสอบถามความมั่นใจในการเลือกเส้นเลือด พบว่าเวลาในการแทงเข็ม จำนวนครั้งในการแทงเข็ม และความมั่นใจของทั้ง 2 กลุ่มไม่แตกต่างกัน อย่างไรก็ตามเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นอาจจะช่วยนักศึกษาพยาบาลเลือกตำแหน่งแทงเข็มที่เหมาะสมได้

ในอนาคตคาดว่าจะทดสอบการใช้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังว่าสามารถช่วยนักศึกษาพยาบาลเลือกเส้นเลือดที่เหมาะสมได้ถูกต้องมากขึ้นหรือไม่ โดยการให้คะแนนด้วย Needle Rubric ตามการพิจารณาของอาจารย์พยาบาลผู้สอน

5.6 รายการอ้างอิง

- [1] K. Phipps, A. Modic, M. O'riordan, and M. Walsh. (2012). A randomized trial of the Vein Viewer versus standard technique for placement of peripherally inserted central catheters (PICCs) in neonates. **Journal of Perinatology**. 32 (7): 498-501.
- [2] Natascha J. Cuper, John H.G. Klaessens, Joris E.N. Jaspers, Rowland de Roode, Herke Jan Noordmans, Jurgen C. de Graaff, Rudolf M. Verdaasdonk. (2013). The use of near-infrared light for safe and effective visualization of subsurface blood vessels to facilitate blood withdrawal in children. **Medical Engineering & Physics** 35 (4): 433-440.
- [3] L. M. Richards, S. M. S. Kazmi, J. L. Davis, K. E. Olin, and A. K. Dunn. (2013) Low-cost laser speckle contrast imaging of blood flow using a webcam. **Biomedical Optics Express**. 4 (10): 2269-2283.
- [4] S. Crisan, I. G. Tamovan, and T. E. Crisan. (2010). Radiation optimization and image processing algorithms in the identification of hand vein patterns. **Computer Standards & Interfaces**. 32 (3): 130-140.
- [5] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. (2010). Chapter 3 Intensity Transformations and Spatial Filtering. In **Digital image processing**. (3rd ed). Pearson: Prentice Hall. pp. 144-150.
- [6] M. S. Nixon and A. S. Aguado. (2012). Chapter 3 - Basic image processing operations. **Feature Extraction & Image Processing for Computer Vision** (3rd ed). Oxford: Academic. pp. 83-136.
- [7] W. Kang, Y. Liu, Q. Wu, and X. Yue. (2014). Contact-free palm-vein recognition based on local invariant features. **PLoS One**. 9 (5): e97548.
- [8] M. Mansoor, S. Sravani, S. Z. Naqvi, I. Badshah, and M. Saleem. (2013). Real-time low cost infrared vein imaging system. In **Signal Processing Image Processing & Pattern Recognition (ICSIPR)** (pp. 117-121). Coimbatore: IEEE.
- [9] Y. D. Wang, K. Zhang, and L. K. Shark. (2014). Personal identification based on multiple keypoint sets of dorsal hand vein images. **IET Biometrics**. 3 (4): 234-245.
- [10] L. Chen, H. Zheng, L. Li, P. Xie, and S. Liu. (2007). Near-Infrared Dorsal Hand Vein Image Segmentation by Local Thresholding Using Grayscale Morphology. In **The 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering** (pp. 868-871). Wuhan: IEEE.
- [11] A. Kumar and K. V. Prathyusha. (2009). Personal Authentication Using Hand Vein Triangulation and Knuckle Shape. **IEEE Transactions on Image Processing**. 18 (9): 2127-2136.

- [12] Y. Sun (1989). Automated identification of vessel contours in coronary arteriograms by an adaptive tracking algorithm. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, 8 (1): 78-88.
- [13] B. Huang, Y. Dai, R. Li, D. Tang, and W. Li. (2010). Finger-Vein Authentication Based on Wide Line Detector and Pattern Normalization. In **20th International Conference on Pattern Recognition** (pp. 1269-1272). Istanbul: IEEE.
- [14] K. Fukuroku, Y. Narita, Y. Taneda, S. Kobayashi, and A. A. Gayle. (2016). Does infrared visualization improve selection of venipuncture sites for indwelling needle at the forearm in second-year nursing students?. **Nurse Education in Practice**. 18: 1-9.



บทที่ 6

การพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังโดยใช้ IP Camera

6.1 บทนำ

ปัจจุบันมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการประยุกต์ใช้โทรศัพท์มือถือเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์จำนวนมาก [1-3] เช่น การใช้กล้องรับภาพและแสงจาก Flash บันทึกวิดีโอจากนิ้วมือ และนำข้อมูลมาประมวลผลเป็นการตรวจวัดสัญญาณชีพ ปริมาณออกซิเจนอิ่มตัว และอัตราการเต้นของหัวใจ [4] การวินิจฉัยโรคผิวหนังจากภาพหลายความยาวคลื่น [5] การถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังสำหรับช่วยระบุตำแหน่งเส้นเลือดในการแทงเข็มฉีดยาหรือให้น้ำเกลือ [6] เป็นต้น

นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยให้ความสนใจเกี่ยวกับการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังโดยใช้กล้องรับภาพที่มีราคาไม่แพง [7] สำหรับใช้งานด้านการแพทย์ การศึกษา และไบโอเมตริกซ์ (Biometrics)

สำหรับการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังบนโทรศัพท์มือถือ Juric และ Zalik [6] ได้ใช้กล้องเว็บแคมที่ถอดเอาฟิลเตอร์แบบ Hot mirror ออก และแทนที่ด้วย NIR bandpass filter แหล่งกำเนิดแสงสร้างจาก NIR LEDs จำนวน 4 ดวง วางไว้ล้อมรอบกล้อง การแสดงผลเชื่อมต่อกับแท็บเล็ตผ่านสาย USB (USB On the Go, OTG) เมื่อทดลองให้นักศึกษาพยาบาลและบุคลากรทางการแพทย์ใช้เครื่องมือ พบว่าต้นแบบที่พัฒนาขึ้นทำให้ผู้ใช้สามารถเห็นเส้นเลือดใต้ชัดเจนมากกว่าการมองด้วยตาเปล่าและนักศึกษาพยาบาลอาสาสมัครส่วนใหญ่คิดว่าต้นแบบที่สร้างขึ้นมีประโยชน์ในการศึกษา ใช้งานง่ายสำหรับถ่ายภาพบริเวณมือหรือแขน อย่างไรก็ตามการเชื่อมต่อกล้องเว็บแคมผ่านสายมีข้อจำกัดของระยะการส่งข้อมูลภาพเท่ากับระยะสายไฟหรือการวางกล้องรับภาพติดกับอุปกรณ์แสดงผล อาจจะไม่สะดวกในการถ่ายภาพบางบริเวณ เช่น บริเวณคอหรือขาของผู้ใช้ เป็นต้น

Song และคณะ [8] ได้พัฒนาโปรแกรมบนโทรศัพท์มือถือ Samsung สำหรับแสดงภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนัง มีอุปกรณ์รับภาพเป็นกล้องภายในโทรศัพท์มือถือ แหล่งกำเนิดแสงเป็นแสงไฟแฟลช ทำให้ไม่จำเป็นต้องต่ออุปกรณ์เพิ่มเติม แต่กล้องรับภาพของโทรศัพท์มือถือออกแบบสำหรับถ่ายภาพในแสงที่ตามองเห็น ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังจึงไม่ชัดเจน คณะผู้วิจัยดังกล่าวจึงพัฒนาเทคนิคประมวลผลภาพโดยใช้การประมาณค่าการสะท้อนแสงเชิงสเปกตรัมแบบ Wiener estimation เมื่อทดสอบกับอาสาสมัคร 10 คน ที่มีค่า BMI เฉลี่ย 23.67 ± 3.59 จัดอยู่ในกลุ่มปกติ

พบว่าภาพที่ผ่านการประมวลผลภาพแล้วเห็นภาพเส้นเลือดได้ชัดกว่าภาพก่อนประมวลผลภาพ อย่างไรก็ตามการประมวลผลภาพดังกล่าวจำเป็นต้องทดสอบค่าสีของอุปกรณ์รับภาพและแหล่งกำเนิดแสงของแต่ละอุปกรณ์ เพื่อสร้างเมทริกซ์ประมาณค่าการสะท้อนแสงเชิงสเปกตรัม เมื่อใช้โทรศัพท์รุ่นหรือยี่ห้ออื่น ก็ต้องมีการสร้างเมทริกซ์ใหม่ซึ่งไม่สะดวกเพราะโทรศัพท์ที่มีการเปลี่ยนรุ่นอยู่เสมอ

Joardar และคณะ [9] พัฒนาเครื่องมือระบุตัวบุคคลจากลักษณะเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยใช้กล้องสำหรับราสเบอร์รี่พาย (Raspberry Pi) ที่ไม่มีแผ่นกรองแสง NIR (Raspberry Pi NoIR camera) เป็นอุปกรณ์รับภาพ แหล่งกำเนิดแสงสร้างจาก NIR LEDs หลายตัวเรียงกันเป็นแถว การแสดงผลเชื่อมต่อจอ LCD กับ Raspberry Pi ผ่านช่อง Display serial interface (DSI) ของ Raspberry Pi ส่วนการเชื่อมต่อกล้องกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านสายไฟที่ช่อง Camera interface (CSI) ของ Raspberry Pi เมื่อทดสอบระบุตัวบุคคลกับอาสาสมัครอายุ 21-41 ปี พบว่าอัตราการรู้จำในการระบุตัวบุคคลโดยเฉลี่ยเท่ากับ $97.34 \pm 0.56\%$ คณะผู้วิจัยกลุ่มเดียวกัน [10] ได้พัฒนาเครื่องมือดังกล่าวให้ส่งข้อมูลภาพได้สะดวกขึ้น จึงเลือกใช้กล้องเครือข่าย (Internet protocol camera, IP camera) เป็นอุปกรณ์รับภาพ แหล่งกำเนิดแสงเป็น NIR LEDs ภายใน IP camera โดยกล้องส่งข้อมูลภาพผ่าน Wi-Fi ไปยัง Raspberry Pi เพื่อประมวลผลภาพสำหรับระบุตัวบุคคล เมื่อทดสอบกับบุคคลอายุ 20-59 ปี พบว่าอัตราการรู้จำในการระบุตัวบุคคลโดยเฉลี่ยเท่ากับ $98.42 \pm 0.42\%$ ซึ่งอัตราการรู้จำของการระบุตัวบุคคลแตกต่างจากการใช้กล้องสำหรับราสเบอร์รี่พายไม่มาก

ปัจจุบันกล้อง IP camera ได้รับการพัฒนาจนมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น ในราคาไม่แพงสามารถส่งข้อมูลภาพและเสียงแบบไร้สาย และหมุนกล้องได้ 2 แกน นอกจากนี้ยังมีมอเตอร์ควบคุมการเปิด-ปิดแผ่นกรองแสงสำหรับถ่ายภาพกลางวันหรือกลางคืน ภายใน IP camera มีส่วนประกอบหลัก ได้แก่ แผงวงจรส่งข้อมูลภาพผ่านไวไฟ ลำโพง อุปกรณ์บันทึกเสียง มอเตอร์สำหรับหมุนกล้อง กล้องรับภาพ และแหล่งกำเนิดแสง NIR

การใช้กล้อง IP camera น่าจะเป็นตัวเลือกที่ดีในการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้มีราคาถูก เนื่องจากภายในกล้อง IP camera มีกล้องรับภาพ แหล่งกำเนิดแสง และฟิลเตอร์กรองแสงแบบ NIR พร้อมอยู่แล้ว อุปกรณ์เชิงแสงเหล่านี้สามารถนำมาสร้างเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ โดยไม่ต้องสร้างอุปกรณ์ขึ้นมาใหม่ นอกจากนี้กล้อง IP camera ยังมีอุปกรณ์ส่งข้อมูลแบบไร้สายอยู่แล้ว ทำให้สามารถแสดงผลผ่านหน้าจอโทรศัพท์หรือแท็บเล็ตของผู้ใช้งานได้โดยไม่ต้องใช้คอมพิวเตอร์ กล้อง IP camera โดยทั่วไปถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังไม่ชัดเจนเนื่องจาก IP camera ไม่ได้ออกแบบให้ถ่ายภาพวัตถุในระยะใกล้ และแหล่งกำเนิดแสงวางในตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมกับการถ่ายภาพระยะใกล้ งานวิจัยนี้ได้ออกแบบการจัดอุปกรณ์เชิงแสงของ

กล้อง IP camera ใหม่ให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพเส้นเลือดบริเวณมือ นอกจากนี้ยังออกแบบที่จับอุปกรณ์เพิ่มเติมเพื่อให้ง่ายต่อการถ่ายภาพ

การประเมินคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังที่พัฒนาขึ้นจากกล้อง IP camera จะเปรียบเทียบค่า Image contrast ของเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบบริเวณหลังมือ กับภาพที่ถ่ายด้วยเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นก่อนหน้านี้ (บทที่ 3 และบทที่ 6)

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำได้ผิวหนังโดยใช้ IP camera ที่พัฒนาขึ้นได้ภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังที่ชัดขึ้นกว่าการดูด้วยตาเปล่า ภาพที่ชัดขึ้นช่วยให้การวิเคราะห์ความผิดปกติของเส้นเลือดทำได้ง่ายขึ้นนำไปใช้ในการเรียนการสอนหรือการศึกษาลักษณะของเส้นเลือดสำหรับนักศึกษาสาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพ นอกจากนี้เครื่องมือที่ออกแบบนี้มีขนาดเล็กและพกพาได้ เจ้าหน้าที่หรือบุคลากรทางด้านการแพทย์สามารถนำเครื่องมือไปใช้ถ่ายภาพเส้นเลือดสำหรับเฝ้าระวังความผิดปกติของเส้นเลือดที่บ้านผู้ป่วยได้

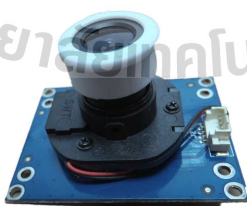
6.2 การออกแบบ

(1) กล้องรับภาพและแหล่งกำเนิดแสง

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังนี้สร้างจากกล้อง IP camera (Lumira, #L120A) แสดงดังรูปที่ 6.1 (ก) เมื่อถอดแยกชิ้นส่วนพบว่าภายในประกอบไปด้วย อุปกรณ์รับภาพ (รูปที่ 6.1 (ข)) แหล่งกำเนิดแสง NIR LEDs (รูปที่ 6.1 (ค)) และแผงวงจรส่งข้อมูลภาพผ่านไวไฟ (รูปที่ 6.1 (ง))



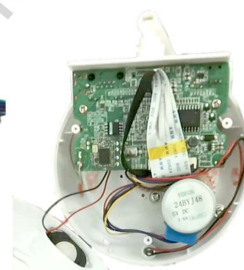
(ก)



(ข)



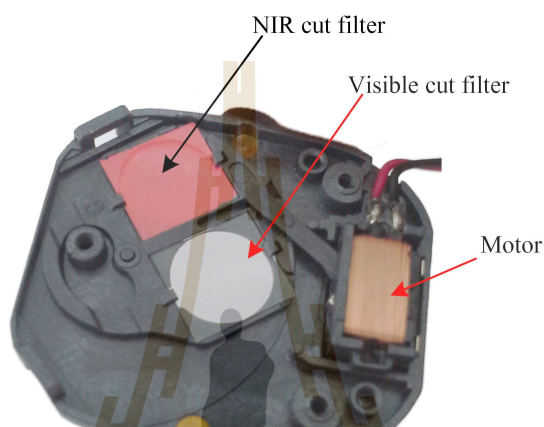
(ค)



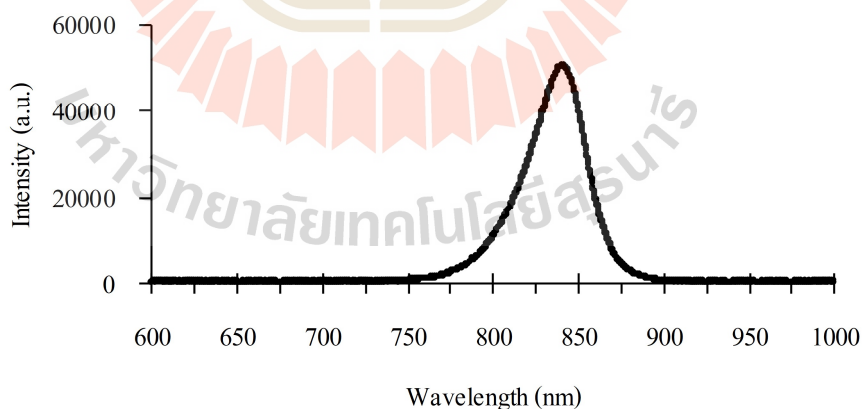
(ง)

รูปที่ 6.1 (ก) กล้อง IP camera และ (ข)-(ง) อุปกรณ์ภายในกล้อง IP camera ประกอบไปด้วยกล้องรับภาพ แหล่งกำเนิดแสง NIR LEDs และแผงวงจรส่งข้อมูลภาพผ่านไวไฟ

เซนเซอร์รับภาพของกล้อง IP camera มีขนาดภาพเท่ากับ 640×480 พิกเซล ภายในอุปกรณ์รับภาพมีแผ่นกรองแสง 2 แผ่นสามารถควบคุมการเปลี่ยนแผ่นกรองแสงด้วยมอเตอร์สำหรับถ่ายภาพกลางวันหรือกลางคืนได้ (รูปที่ 6.2) ส่วนแหล่งกำเนิดแสง NIR LEDs มีการจัดเรียงเป็นวงแหวนจำนวน 10 ดวง เมื่อวัดด้วยสเปกโตรมิเตอร์พบว่า NIR LEDs เปล่งแสงความยาวคลื่นในช่วง $820\text{-}860\text{ nm}$ และมีค่าความเข้มแสงสูงสุดที่ 840 nm (รูปที่ 6.3)



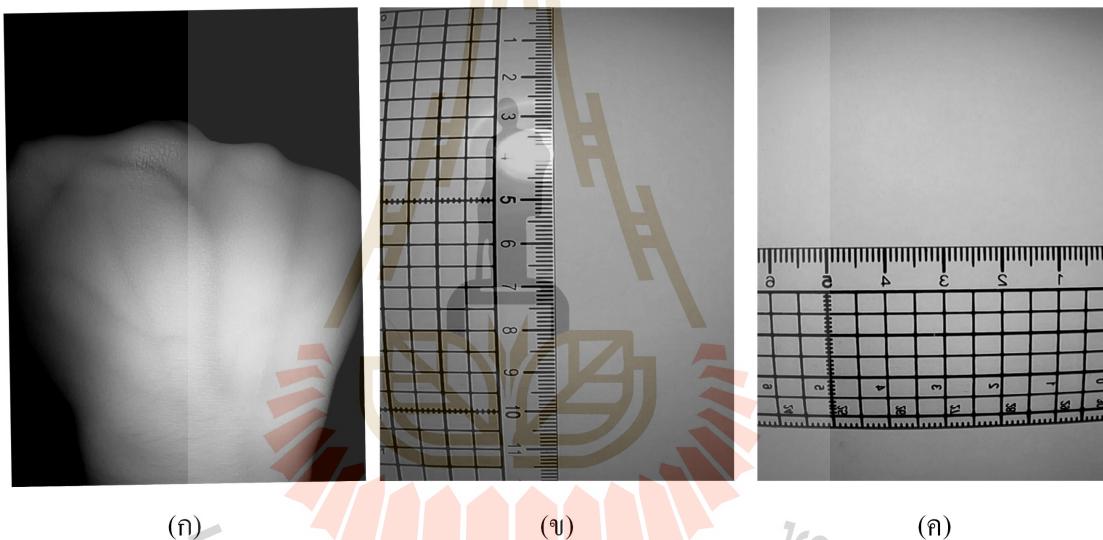
รูปที่ 6.2 ฟิลเตอร์กรองแสง 2 ชนิด สำหรับถ่ายภาพปกติและสำหรับถ่ายภาพโดยใช้แสง NIR และมอเตอร์ควบคุมการเปลี่ยนฟิลเตอร์กรองแสงที่อยู่ภายในกล่องบรรจุของ IP camera



รูปที่ 6.3 ความเข้มแสงแต่ละความยาวคลื่นของ NIR LEDs ภายใน IP camera เมื่อวัดด้วยเครื่องสเปกโตรมิเตอร์

(2) การตั้งค่าระยะวัตถุ

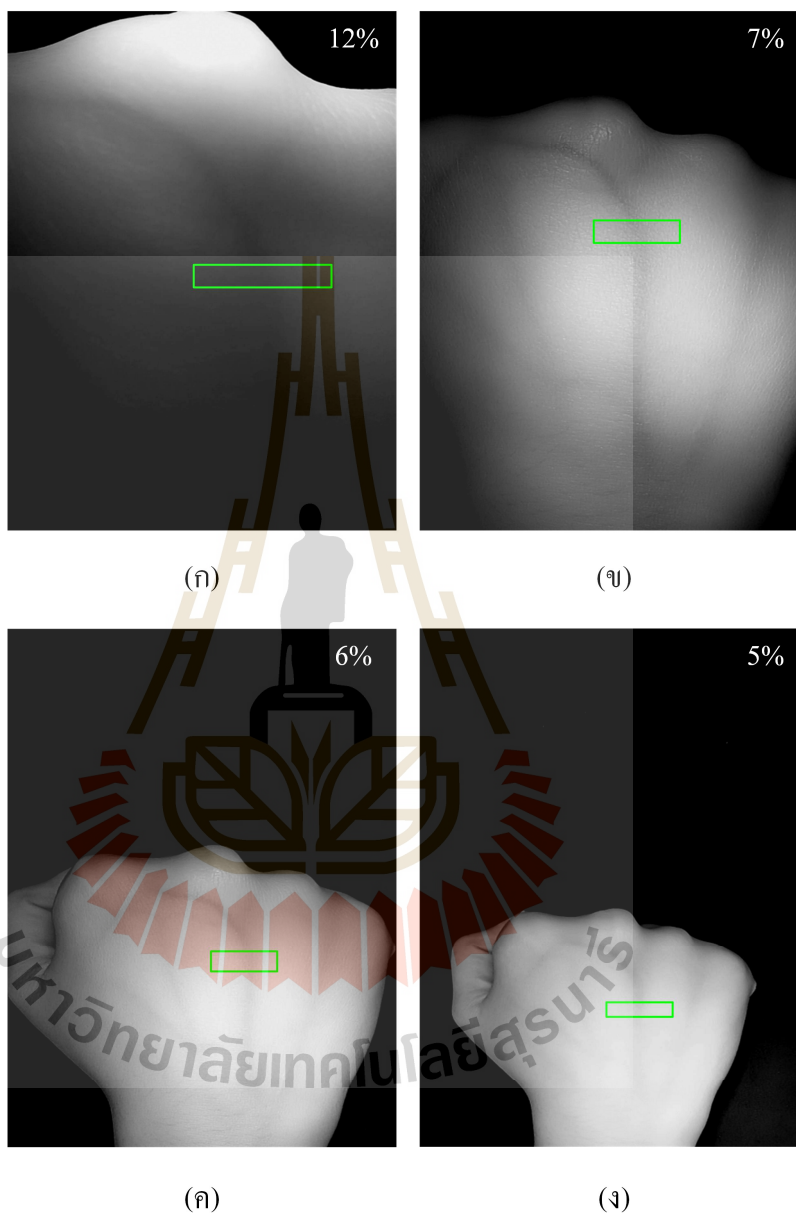
ระยะวัตถุเป็นระยะทางระหว่างวัตถุที่ต้องการถ่ายภาพกับเลนส์ของกล้องถ่ายภาพ ระยะวัตถุจะมีผลต่อพื้นที่ถ่ายภาพ (Field of view) และอัตราขยายของภาพ (Magnification) การปรับเปลี่ยนระยะวัตถุของกล้องทำได้โดยกำหนดระยะห่างระหว่างเลนส์และวัตถุ จากนั้นหมุนเลนส์จนกระทั่งได้ภาพวัตถุที่ชัดเจน การหมุนเลนส์จะทำให้ระยะภาพเปลี่ยนไปเล็กน้อย ผู้วิจัยปรับเลนส์ของกล้องรับภาพให้มีระยะวัตถุเท่ากับ 12 cm ทำให้ภาพมีอัตราขยายสูงขึ้น และมีมุมมองภาพครอบคลุมบริเวณมือทั้งหมด (รูปที่ 6.4 (ก)) เมื่อวัดขนาดพื้นที่ถ่ายภาพด้วยไม้บรรทัดในแนวตั้ง (รูปที่ 6.4 (ข)) และแนวนอน (รูปที่ 6.4 (ค)) ที่บริเวณกึ่งกลางภาพ พบว่ามีพื้นที่ถ่ายภาพเท่ากับ 12×6 cm



รูปที่ 6.4 (ก) ภาพถ่ายบริเวณมือ (ข) การวัดขนาดวัตถุในแนวตั้ง และ (ค) การวัดขนาดวัตถุในแนวนอน

กรณีที่ตำแหน่งของกล้องอยู่ใกล้วัตถุตัวอย่างมากขึ้นหรือระยะวัตถุมีค่าน้อยลง พื้นที่รับภาพจะมีขนาดเล็กลง อัตราขยายภาพจะสูงขึ้น ความเข้มแสงที่ตกกระทบตัวอย่างจะมีความเข้มแสงสูงขึ้น เช่น ระยะวัตถุเท่ากับ 5 cm มีพื้นที่ถ่ายภาพเท่ากับ 6×3 cm แสงที่ตกกระทบตัวอย่างไม่สม่ำเสมอทั่วทั้งภาพดังรูปที่ 6.5 (ก) ในกรณีที่ตำแหน่งของกล้องอยู่ห่างจากตัวอย่างมากขึ้นพื้นที่รับภาพจะใหญ่ขึ้น แต่ความเข้มแสงที่ตกกระทบตัวอย่างมีค่าลดลง ทำให้ความชัดของเส้นเลือดลดน้อยลง เช่น ถ้าวางกล้องห่างจากตัวอย่าง 15 และ 20 cm พบว่ามีพื้นที่ถ่ายภาพเท่ากับ 16×9 cm และ 22×12 cm ตามลำดับ และค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบลดลงดังรูปที่ 6.5

(ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสงกับค่า Contrast ของเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบแสดงในภาคผนวก ฉ)



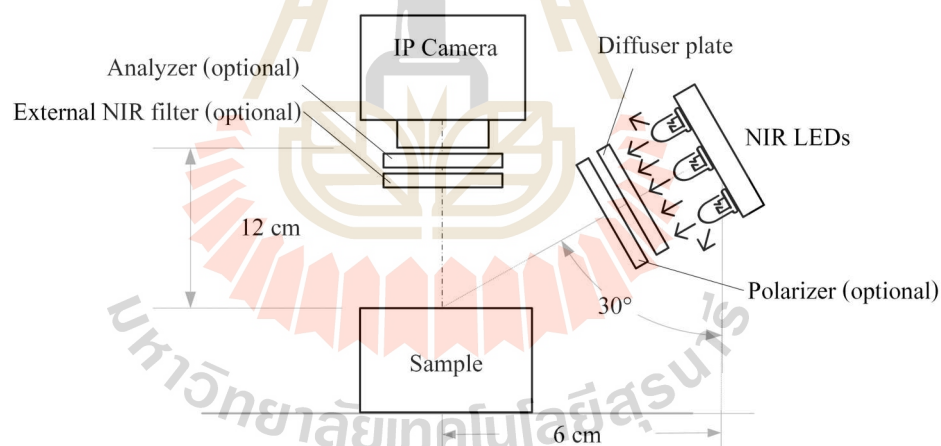
รูปที่ 6.5 ตัวอย่างภาพถ่ายมือที่ระยะวัตถุต่างๆ (ก) 5 cm (ข) 10 cm (ค) 15 cm และ (ง) 20 cm มุมบนขวาแต่ละภาพแสดงค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบที่ได้จากพื้นที่สี่เหลี่ยมในแต่ละรูป มุมมองของภาพมีขนาดใหญ่ขึ้นตามระยะวัตถุ แต่ความเข้มแสงและค่า Contrast ของเส้นเลือดลดลงตามไปด้วย

(3) ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสง

ตำแหน่งเดิมของแหล่งกำเนิดแสงแบบ NIR LEDs อยู่รอบเลนส์ของกล้อง IP camera เมื่อใส่อุปกรณ์เชิงแสงเพิ่มเติมให้กับกล้อง IP camera เช่น โพลาริซเซอร์หรือฟิลเตอร์เชิงแสง เป็นต้น ชิ้นงานยึดจับของอุปกรณ์เชิงแสงเหล่านี้จะขวางลำแสง จึงต้องปรับตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงใหม่

ขั้นแรกผู้วิจัยกำหนดแหล่งกำเนิดแสงเอียง 45° เลื่อนหาตำแหน่งที่เหมาะสมพบว่าแหล่งกำเนิดแสงอยู่ห่างจากกล้องรับภาพ 6 cm ชิ้นงานยึดจับอุปกรณ์ทางแสงไม่ปรากฏบนภาพ แต่ลำแสงจากแหล่งกำเนิดแสงไม่อยู่ตรงกลางภาพ ผู้วิจัยจึงปรับแหล่งกำเนิดแสงจนลำแสงอยู่ตรงกลาง เมื่อวัดมุมการเอียงของ NIR LEDs พบว่าเอียงเป็นมุม 30° ผู้วิจัยจึงเลือกใช้มุมดังกล่าวในการวาง NIR LEDs

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่สร้างจากกล้อง IP camera จัดอุปกรณ์ทางแสงได้ดังรูปที่ 6.6 สามารถใส่ฟิลเตอร์กรองแสงและแผ่น โพลาริซเซอร์ที่หน้ากล้องรับภาพ และใส่แผ่นกระจายแสงและแผ่น โพลาริซเซอร์อีกแผ่นหนึ่งที่หน้าแหล่งกำเนิดแสงเพิ่มเติมได้

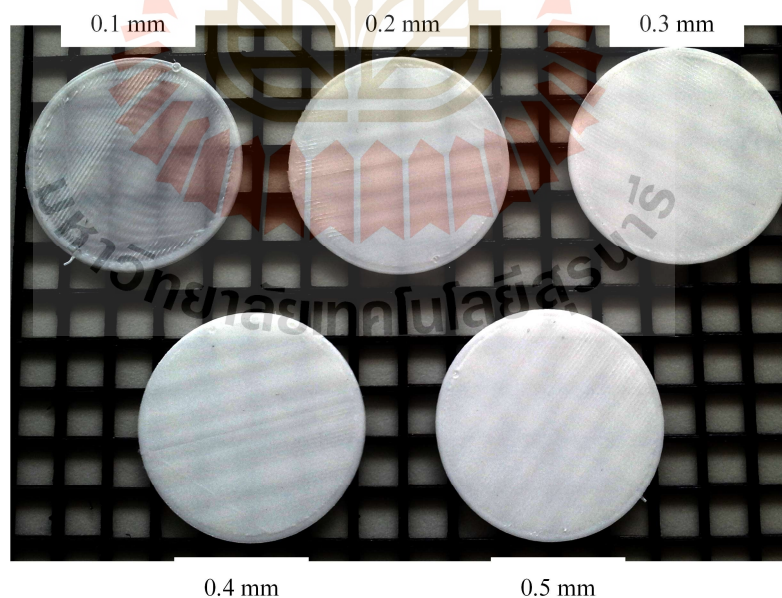


รูปที่ 6.6 ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงและการจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยกล้อง IP camera

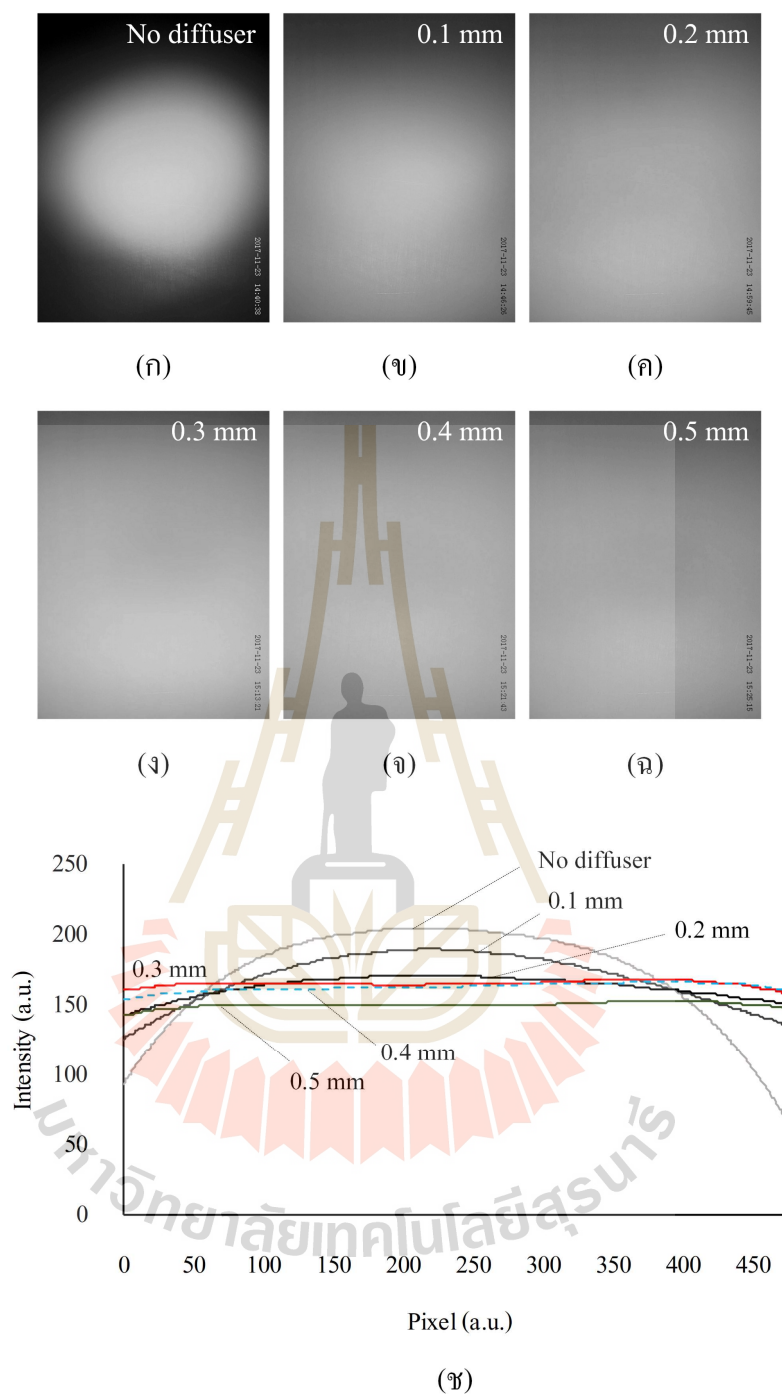
(4) แผ่นกระจายแสง

แผ่นกระจายแสง (Diffuser plate) ที่ผู้วิจัยใช้เป็นแผ่นพลาสติกสีขาวทำด้วยเครื่องพิมพ์ชิ้นงาน 3 มิติ (รูปที่ 6.7) เนื่องจากสามารถกำหนดความหนาของแผ่นกระจายแสงได้ง่าย ผู้วิจัยดำเนินการออกแบบแผ่นกระจายแสงความหนา 0.1-0.5 mm เพิ่มขึ้นแผ่นละ 0.1 mm ได้ผลภาพถ่ายภาพดังรูปที่ 6.8 และรูปที่ 6.9

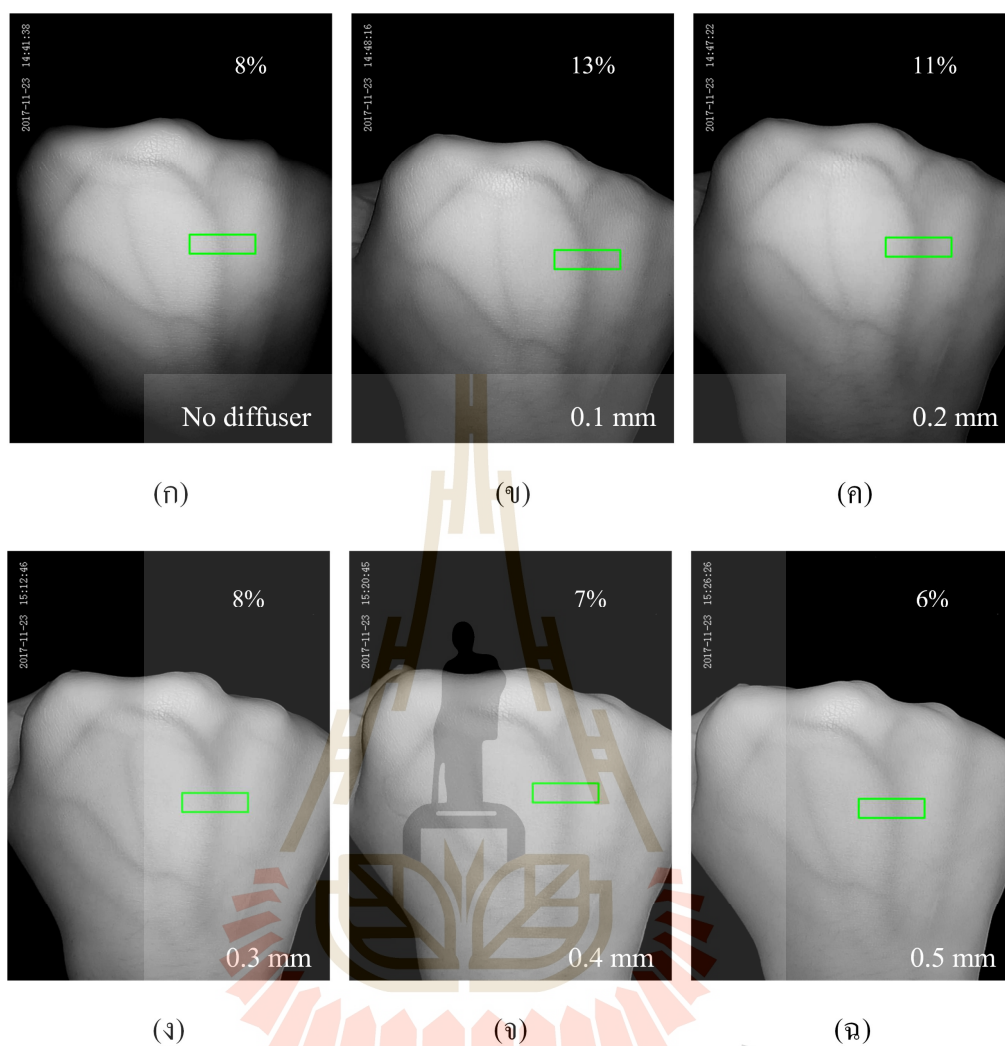
การวางแหล่งกำเนิดแสงในตำแหน่งที่ได้กล่าวในหัวข้อก่อนหน้ามีขนาดลำแสงไม่ครอบคลุมบริเวณมือทั้งหมด (รูปที่ 6.9 (ก)) ผู้วิจัยจึงเพิ่มแผ่นกระจายแสงไว้ที่หน้าแหล่งกำเนิดแสง และห่างจากแหล่งกำเนิดแสงประมาณ 10 mm กรณีใช้แผ่นกระจายแสงหนาขึ้นภาพที่บันทึกได้มีขนาดลำแสงกว้างขึ้นทำให้เห็นภาพแสงสะท้อนสม่ำเสมอขึ้น อย่างไรก็ตามแผ่นกระจายแสงหนา 0.3-0.5 mm ความเข้มแสงในแนวนอนไม่แตกต่างกันมากและแผ่นกระจายแสงที่หนาขึ้นทำให้ความเข้มแสงที่ตกกระทบตัวอย่างมีค่าลดลง (รูปที่ 6.8 (ข)) กรณีถ่ายภาพมือ และใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.3-0.5 mm สามารถถ่ายภาพครอบคลุมบริเวณมือทั้งหมด แต่ภาพที่ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.4 และ 0.5 mm มีค่า Contrast ระหว่างเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรวมลดลง ผู้วิจัยจึงเลือกใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm ในการออกแบบอุปกรณ์ในหัวข้อนี้ (รายละเอียดการทดลองอธิบายในภาคผนวก ก)



รูปที่ 6.7 แผ่นกระจายแสงที่สร้างจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่ความหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm



รูปที่ 6.8 ลักษณะของลำแสงตกกระทบบ เมื่อใช้วัตถุตัวอย่างเป็นแผ่นพลาสติกสีขาว (ก) ไม่ใช้แผ่นกระจายแสง (ข)-(ฉ) ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ และ (ข) กราฟแสดงค่าความเข้มแสงในแนวนอนบริเวณกลางภาพ (ก)-(ฉ) หมายถึง ในการทดลองนี้ใช้วัตถุตัวอย่างเป็นแผ่นพลาสติกสีขาวเพื่อใช้วัดค่าความเข้มแสงที่ตกกระทบบ เนื่องจากวัตถุดังกล่าวมีการสะท้อนแสงเท่ากันทั่วทั้งบริเวณ



รูปที่ 6.9 ภาพมือ (ก) ไม่ใช้แผ่นกระจายแสง และ (ข)-(ฉ) ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ มุมบนขวาแต่ละภาพแสดงค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบที่ได้จากพื้นที่สี่เหลี่ยมในแต่ละรูป

(5) ฟิลเตอร์กรองแสง

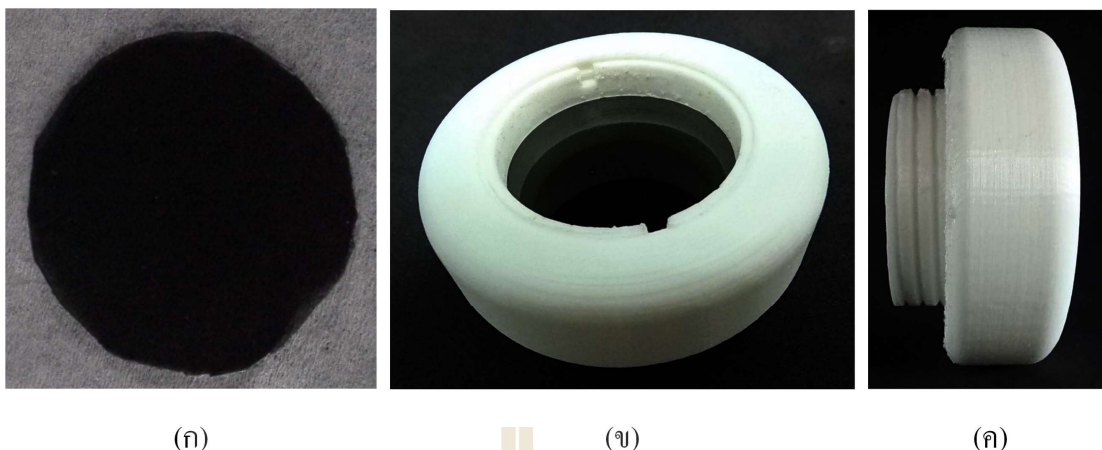
งานวิจัยนี้มีฟิลเตอร์กรองแสง 2 ชนิด ได้แก่ ฟิลเตอร์กรองแสงชนิดความยาวคลื่นกลางผ่าน (CWL 850 nm, FWHM 40 nm, Mounted Diameter 25 mm) ผลิตโดย Edmund Optics แสงสามารถทะลุผ่านได้สูงสุด 60% ที่ความยาวคลื่น 850 nm และแสงสามารถทะลุผ่านได้อยู่ในช่วงความยาวคลื่น 830-870 nm ฟิลเตอร์กรองแสงอีกชนิดหนึ่งเป็นฟิลเตอร์กรองแสงชนิดความยาวคลื่นแสงสูงกว่า 750 nm (Thorlabs, FEL0750) ผ่านได้ ผลิตโดย Thorlabs ฟิลเตอร์กรองแสงชนิดดังกล่าวแสงสามารถทะลุผ่านได้สูงสุด 90%

กล้องของ IP camera มีฟิลเตอร์กรองแสงสำหรับถ่ายภาพแสง NIR อยู่แล้ว แต่คุณภาพอาจไม่ดีพอที่จะตัดแสงรบกวนจากภายนอกได้หมด การเพิ่มฟิลเตอร์กรองแสงจาก Edmund optics หรือ Thorlabs ที่มีคุณภาพสูง และยอมให้แสงจาก NIR LEDs ของ IP camera ผ่านได้จะสามารถตัดแสงรบกวนจากภายนอก และให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่มี Contrast สูง

(6) แผ่นโพลาไรเซอร์

แผ่นโพลาไรเซอร์ที่ใช้เป็นโพลาไรเซอร์ชนิดเชิงเส้นสำหรับความยาวคลื่นช่วงใกล้อินฟราเรด (American Polarizers, APIR29-020) ผลิตโดยบริษัท American Polarizers ตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงช่วง 400-2200 nm มีขนาด 3"×3"หนา 0.02" กรณีที่แสงมีแนวการโพลาไรเซชันแบบขนานกันแสงสามารถทะลุผ่านไปได้ 73.13% และในกรณีที่แสงมีแนวการโพลาไรเซชันแบบตั้งฉากแสงสามารถทะลุผ่านไปได้ 0.08%

ในบทนี้ผู้วิจัยตัดแผ่นโพลาไรเซอร์ดังกล่าวเป็นแผ่นวงกลมเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1" (รูปที่ 6.10 (ก)) จำนวน 2 แผ่นสำหรับใช้จัดแสงแบบ Cross polarization แต่ละแผ่นบรรจุอยู่ในอุปกรณ์ยึดจับที่สร้างจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ (รูปที่ 6.10 (ข)) มีเกลียวสำหรับยึดจับกับอุปกรณ์อื่นๆ (รูปที่ 6.10 (ค)) การจัดแสงนี้เป็นการจัดแสงเพื่อลดแสงสะท้อนของผิวหนัง (Specular reflection)

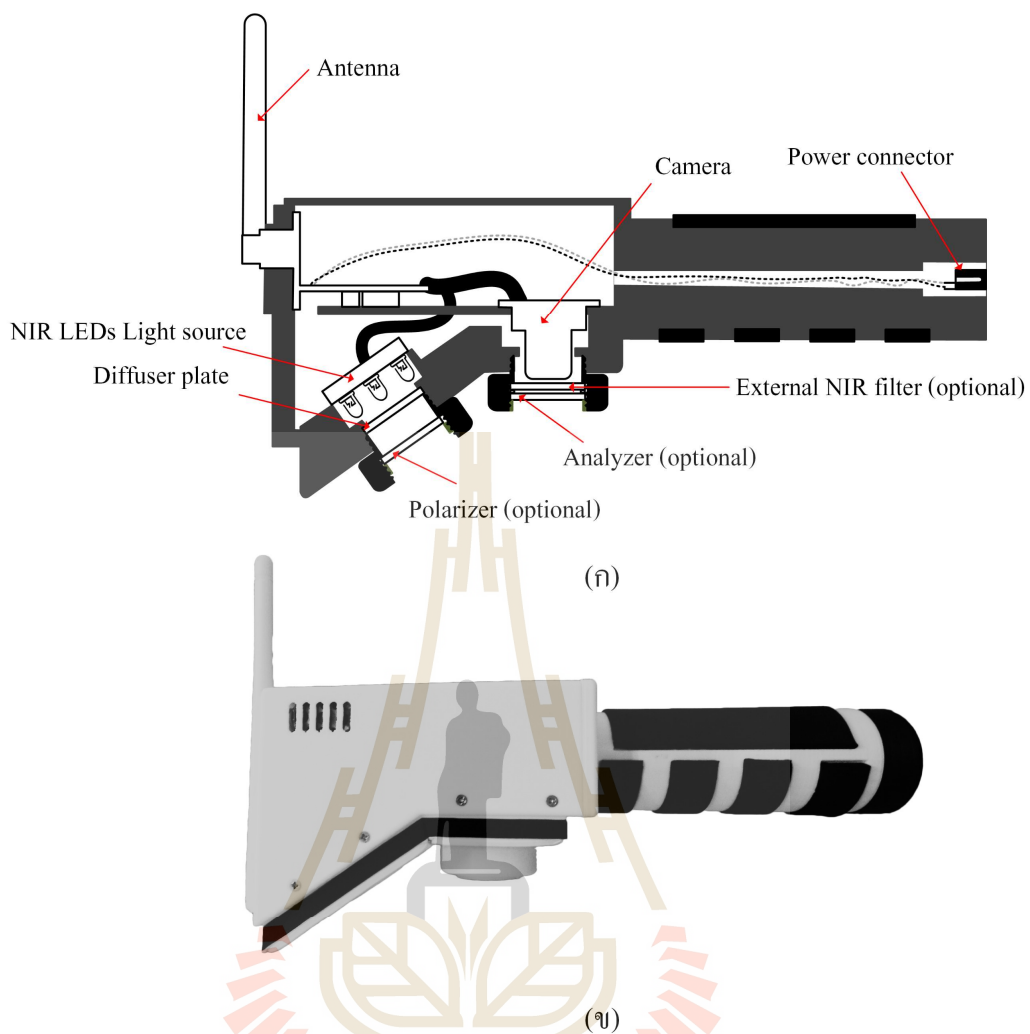


รูปที่ 6.10 (ก) แผ่นโพลีไธเรอร์ที่ตัดเป็นวงกลมเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 1" (ข) และ (ค) อุปกรณ์ยึดจับแผ่นโพลีไธเรอร์สร้างจากเครื่องพิมพ์แบบ 3 มิติ

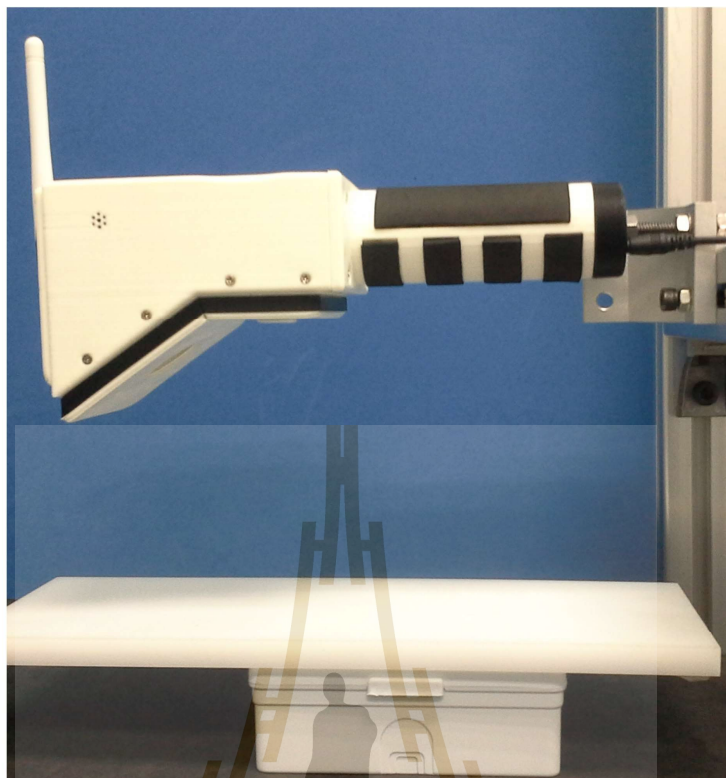
(7) กล่องยึดจับอุปกรณ์

กล่องยึดจับอุปกรณ์นี้ใช้เครื่องพิมพ์ 3 มิติในการสร้างอุปกรณ์ยึดจับทั้งหมด ออกแบบให้กล่องและแหล่งกำเนิดแสงของ IP camera อยู่ในตำแหน่งที่กล่าวในหัวข้อ 6.2 หัวข้อย่อยที่ (3) ด้านหน้าของกล่องรับภาพ และแหล่งกำเนิดแสงออกแบบให้มีเกลียวสำหรับยึดจับอุปกรณ์ทางแสงเพิ่มเติมดังรูปที่ 6.11 (ก) ส่วนแผงวงจรส่งข้อมูลภาพวางอยู่ด้านบนแหล่งกำเนิดแสง การวางแผงวงจรให้สามารถปรับเสถียรภาพติดตั้งขึ้นได้ เพื่อให้เสถียรภาพไม่ขยับการถ่ายภาพบางบริเวณ เช่น บริเวณคอ เป็นต้น ส่วนที่จับอุปกรณ์ถ่ายภาพออกแบบให้อยู่ด้านตรงข้ามกับแหล่งกำเนิดแสงเพื่อให้สะดวกในการจับและถ่ายภาพเส้นเลือดด้วยตัวเอง แหล่งจ่ายไฟของ IP camera เดิมอยู่ติดกับแผงวงจรส่งข้อมูล เมื่อทดสอบถ่ายภาพโดยเชื่อมต่อแหล่งจ่ายไฟฟ้าที่แผงวงจร พบว่าการถ่ายภาพบางครั้งสายไฟปรากฏที่กล้องรับภาพ ผู้วิจัยจึงต่อตัวเชื่อมแหล่งจ่ายไฟไว้ที่ด้านหลังของที่จับอุปกรณ์ต้นแบบของเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนัง โดยใช้ IP camera แสดงดังรูปที่ 6.11 (ข)

เมื่อทดสอบถ่ายภาพวัตถุตัวอย่างที่เป็นแผ่นพลาสติกที่ระยะวัตถุเท่ากับ 12 cm ด้วยการวางอุปกรณ์ต้นแบบดังรูปที่ 6.12 (ก) พบว่าลำแสงจาก NIR LEDs ไม่อยู่ตรงกลางกล้องรับภาพ (รูปที่ 6.12 (ข)) ตามที่ออกแบบไว้ แต่เมื่อใส่แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm ลำแสงจาก NIR LEDs สม่ำเสมอขึ้นและสามารถถ่ายภาพได้ครอบคลุมบริเวณหลังมือดังรูปที่ 6.12 (ง)



รูปที่ 6.11 (ก) ตำแหน่งและการจัดวางอุปกรณ์ต่างๆ ภายในกล่องยึดจับอุปกรณ์ และ (ข) ภาพถ่ายต้นแบบของเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังโดยใช้ IP camera ที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้



(ก)



(ข)

(ค)

(ง)

รูปที่ 6.12 (ก) การวางเครื่องมือ สำหรับถ่ายภาพวัตถุตัวอย่างที่เป็นแผ่นพลาสติกที่ระยะวัตถุเท่ากับ 12 cm (ข) ลักษณะลำแสงตกกระทบเมื่อไม่ใช้แผ่นกระจายแสง (ค) ลักษณะลำแสงตกกระทบเมื่อใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm และ (ง) ภาพมือกรณีใส่แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm

(8) การทดสอบความแตกต่างระหว่างตัวอย่างด้วยวิธีการทางสถิติ

การทดสอบความแตกต่างระหว่างการจัดอุปกรณ์ และอุปกรณ์รับภาพเป็นการทดสอบความแตกต่างของการวัดค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ การวัดค่า Contrast บนภาพที่บันทึกได้มีจำนวนตำแหน่งที่วัดน้อยกว่า 30 ตำแหน่ง และการทดสอบความแตกต่างเป็นการทดสอบทีละตัวอย่างแต่เปลี่ยนการจัดอุปกรณ์หรืออุปกรณ์รับภาพ ดังนั้นกลุ่มตัวอย่างที่ใช้เปรียบเทียบเป็นตัวอย่างที่ไม่อิสระจากกัน จึงเลือกใช้การทดสอบแบบ Paired *t*-test ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05

Paired *t*-test เป็นการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของ 2 กลุ่มตัวอย่างที่ไม่อิสระจากกันและข้อมูลความแตกต่างระหว่าง 2 กลุ่มตัวอย่างมีการแจกแจงปกติ การทดสอบดังกล่าวสามารถตีความหมายได้โดยการเปรียบเทียบ *t* ที่ได้จากการเปิดตาราง (Critical values of *t*) กับ *t* ที่ได้จากการคำนวณตามสมการ (7-1) เมื่อ *D* คือผลต่างระหว่างข้อมูลของกลุ่มตัวอย่าง และ *n* คือจำนวนตัวอย่าง กรณีที่ค่า *t* ที่คำนวณได้มีค่าเป็นลบ จำเป็นต้องใส่เครื่องหมายลบให้กับค่า *t* ที่ได้จากรายการก่อนนำค่า *t* มาเปรียบเทียบกัน [11]

$$t = \frac{\sum D}{\sqrt{\frac{n\sum D^2 - (\sum D)^2}{n(n-1)}}} \quad (7-1)$$

ถ้าค่า *t* ที่ได้จากการคำนวณน้อยกว่าค่า *t* ที่ได้จากรายการตีความได้ว่าค่า Contrast ที่ได้จาก 2 กลุ่มตัวอย่างไม่แตกต่างกัน ในทางกลับกันค่า *t* ที่ได้จากการคำนวณมากกว่าค่า *t* ที่ได้จากรายการหมายความว่า Contrast ของ 2 กลุ่มตัวอย่างแตกต่างกัน โดยตัวอย่างหนึ่งสูงกว่าหรือต่ำกว่าอีกตัวอย่างหนึ่ง

การตรวจสอบข้อมูลความแตกต่างระหว่าง 2 กลุ่มตัวอย่างว่ามีการแจกแจงปกติหรือไม่ [12] ทำได้โดยการตรวจสอบ P-Value ด้วยโปรแกรม Minitab กรณี P-Value ที่โปรแกรมคำนวณได้น้อยกว่าหรือเท่ากับระดับนัยสำคัญทางสถิติที่กำหนด ข้อมูลที่ทดสอบนั้นมีการแจกแจงไม่ปกติ ส่วน P-Value มีค่ามากกว่าระดับนัยสำคัญทางสถิติที่กำหนดไว้ข้อมูลที่ทดสอบนั้นมีการแจกแจงปกติ

6.3 การทดลอง

6.3.1 การทดลองเปรียบเทียบผลการจัดอุปกรณ์ทางแสงในรูปแบบต่างๆ

เป้าหมายของการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังโดยใช้ IP camera คือเครื่องมือการสร้างที่สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังได้ ขณะเดียวกันมีราคาไม่แพงและสามารถพกพาได้ แต่การใช้งานในบางกรณี เช่น มีแสงจากภายนอกรบกวน กล้อง IP camera อาจส่งผลกระทบต่อมองเห็นภาพเส้นเลือดดำ หรือผู้ใช้อาจจะต้องการถ่ายภาพเส้นเลือดจากตัวอย่างที่มีผิวหนังมันหรือผิวหนังสะท้อนแสงได้ดี ทำให้การสะท้อนแสงที่ผิวหนังเข้ามารบกวนการมองเห็นภาพเส้นเลือด เป็นต้น เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังโดยใช้ IP camera บางครั้งจำเป็นต้องมีการจัดอุปกรณ์ทางแสงเพิ่มเติมเพื่อให้ได้ค่า Contrast ระหว่างเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อ โดยรอบสูงขึ้น

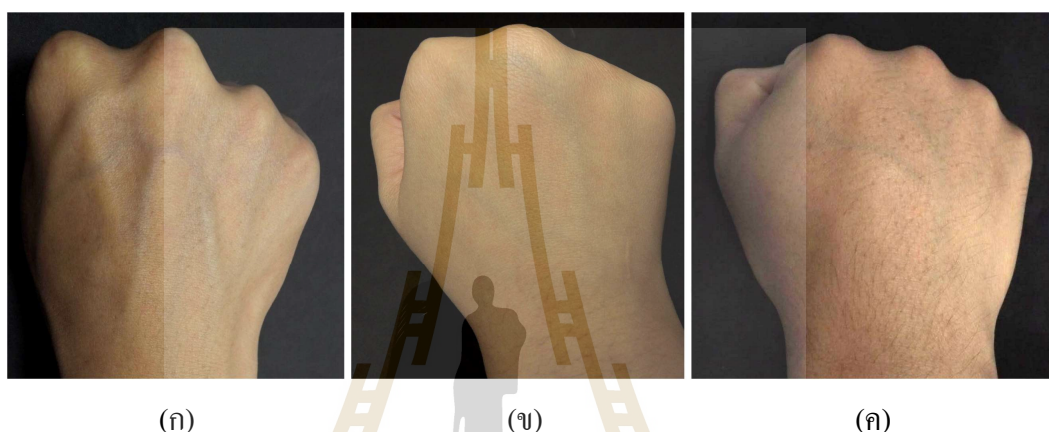
การทดลองนี้จึงปรับเปลี่ยนการจัดอุปกรณ์เชิงแสง เพื่อศึกษาเปรียบเทียบคุณภาพของภาพเส้นเลือด การจัดอุปกรณ์เชิงแสงมี 4 รูปแบบ ดังแสดงในตารางที่ 6.1 รูปแบบที่ 1 เป็นการจุดอุปกรณ์ทางแสงโดยใช้อุปกรณ์จาก IP camera ทั้งหมด รูปแบบที่ 2 เพิ่มฟิลเตอร์กรองแสง รูปแบบที่ 3 เพิ่มแผ่นโพลาไรเซอร์ 2 แผ่นสำหรับจัดแสงแบบ Cross polarization และรูปแบบที่ 4 เพิ่มทั้งฟิลเตอร์กรองแสงและโพลาไรเซอร์

ตารางที่ 6.1 การจัดอุปกรณ์เชิงแสง 4 รูปแบบ

| รูปแบบ | ใช้อุปกรณ์จาก IP camera | ใช้ External NIR filter ⁽¹⁾ | ใช้ Polarizers (Cross) |
|--------|-------------------------|--|-------------------------|
| A | ✓ | ✗ | ✗ |
| B | ✓ | ✓ | ✗ |
| C | ✓ | ✗ | ✓ |
| D | ✓ | ✓ | ✓ |

⁽¹⁾ 850 nm Bandpass filter หรือ 750 nm Longpass filter

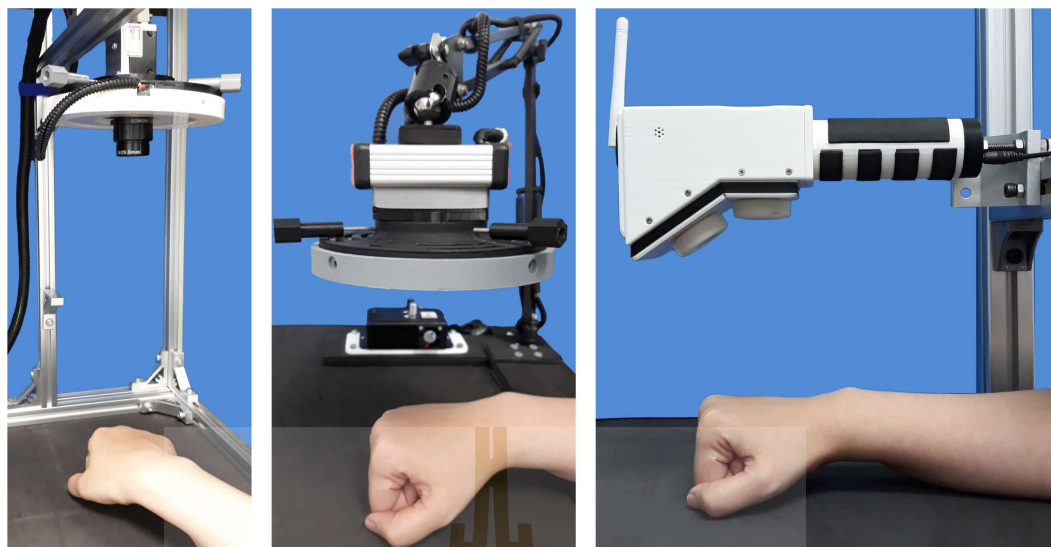
การเปรียบเทียบคุณภาพของภาพที่ได้จากการจัดอุปกรณ์เชิงแสง 4 รูปแบบ ใช้การวัดค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบจากภาพบริเวณหลังมือซ้ายและขวา ของอาสาสมัคร 3 คน (6 ตัวอย่าง) ที่มี BMI เท่ากับ 21.8, 26.3 และ 28.3 (รูปที่ 6.14) เลือกค่า Contrast จำนวน 5 ตำแหน่งที่มองเห็นเส้นเลือดได้ชัดเจน ตำแหน่งดังกล่าวจะเหมือนกันทุกภาพ มาเปรียบเทียบข้อมูลความแตกต่างระหว่างการจัดอุปกรณ์ด้วย Paired *t*-test ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05



รูปที่ 6.13 ภาพถ่ายมือของอาสาสมัคร 3 คนที่มี (ก) BMI = 21.8 (ข) BMI = 26.3 และ (ค) BMI = 28.3

6.3.2 เปรียบเทียบค่า Contrast เมื่อใช้กล้อง NIR CMOS, Webcam และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ

การเปรียบเทียบคุณภาพของภาพเส้นเลือดที่ได้จาก การพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่สร้างจาก IP Camera กับเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ใช้กล้อง NIR CMOS camera (บทที่ 3) และกล้อง Webcam (บทที่ 6) อุปกรณ์ทั้ง 3 ชนิดได้ติดตั้งฟิลเตอร์กรองแสงแบบ 850 nm Bandpass filter เพิ่มเติม และยึดให้อยู่กับที่ตั้งรูปที่ 6.14 เพื่อตั้งค่าสภาพการทดลองให้ใกล้เคียงกัน



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.14 (ก) การจัดอุปกรณ์เพื่อเปรียบเทียบค่า Contrast ของเส้นเลือด โดยใช้ (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ

ในการทดลองนี้บันทึกภาพมือซ้าย มือขวา แขนซ้าย และแขนขวา ของอาสาสมัคร 3 คน (12 ตัวอย่าง) ที่มี BMI เท่ากับ 20.5, 21.7 และ 26.3 ตามลำดับ (รูปที่ 6.17) แต่ละภาพนำไปวัดค่า Contrast และเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพแต่ละอุปกรณ์รับภาพ ด้วยวิธีการเดียวกับการทดลองเปรียบเทียบผลการจัดอุปกรณ์ทางแสงในหัวข้อที่ 6.3.1



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.15 ภาพถ่ายมือของอาสาสมัคร 3 คน ที่มี (ก) BMI = 20.5 (ข) BMI = 21.8 และ (ค) BMI = 26.3

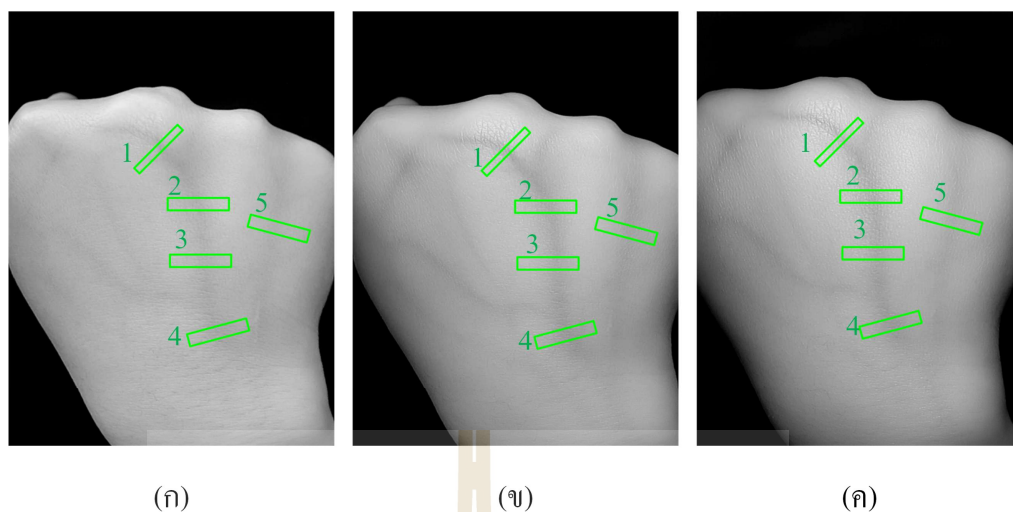
6.4 ผลการทดลอง

6.4.1 การลดแสงรบกวนโดยใช้ฟิลเตอร์เชิงแสง

ผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังจากกล้อง IP camera โดยใช้อุปกรณ์เชิงแสงทั้งหมดจากกล้อง IP camera ได้ผลดังรูปที่ 6.18 (ก) พบว่าภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ปรากฏไม่ชัดเจนนัก ในกรณีที่แสงภายนอก เช่น แสงจากดวงอาทิตย์ หรือแสงจากไฟอาคารมีความเข้มแสงที่สูงกว่าแหล่งกำเนิดแสง NIR LEDs ทำให้อุปกรณ์รับภาพปรับพารามิเตอร์ของกล้อง ตามแสงที่มีความเข้มแสงที่สูงกว่า ส่งผลให้ความเข้มแสงที่ปรากฏบนภาพ ส่วนใหญ่มาจากการสะท้อนแสงจากแหล่งกำเนิดแสงภายนอกแทน NIR LEDs และภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังไม่ชัดเจน

วิธีการหนึ่งในการลดแสงรบกวนคือ การใช้ฟิลเตอร์เชิงแสงที่ตรงกับความยาวคลื่นของ NIR LEDs ที่ปล่อยออกมา เช่น ฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 750 nm Longpass filter หรือฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter เป็นต้น ผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังจากกล้อง IP camera โดยเพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 750 nm Longpass filter แสดงดังรูปที่ 6.18 (ข) หรือเพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter แสดงดังรูปที่ 6.18 (ค) พบว่าภาพที่บันทึกได้กรณีเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสง เห็นเส้นเลือดชัดเจนกว่ากรณีใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียว

เมื่อสุ่มวัดค่า Contrast บนรูปที่ 6.18 และทดสอบความแตกต่างของค่า Contrast ด้วยการทดสอบแบบ Paired *t*-test แสดงได้ดังตารางที่ 6.2 พบว่ากรณีใช้ฟิลเตอร์เชิงแสงให้ค่า Contrast ของเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบสูงกว่ากรณีใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียว ส่วนการใช้ฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 750 nm Longpass filter หรือ ฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter ให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังไม่แตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05



รูปที่ 6.16 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera จากอาสาสมัครคนหนึ่งที่มี BMI = 26.3 โดย (ก) ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 750 nm Longpass filter และ (ค) แบบ 850 nm Band passfilter

ตารางที่ 6.2 ค่า Contrast ของเส้นเลือดในรูปที่ 6.18

| Sample number | Contrast (%) | | | ค่าความแตกต่าง (%) | | |
|---------------|--------------------------|--|--|----------------------|----------------------|----------------------|
| | อุปกรณ์จาก IP camera (A) | External NIR filter ⁽¹⁾ (B) | External NIR filter ⁽²⁾ (C) | $D_{AB}^{(3)}$ (B-A) | $D_{AC}^{(3)}$ (C-A) | $D_{BC}^{(3)}$ (C-B) |
| 1 | 4.7 | 6.7 | 6.4 | 2.0 | 1.7 | -0.3 |
| 2 | 5.8 | 6.8 | 7.6 | 1.0 | 1.8 | 0.8 |
| 3 | 3.3 | 4.5 | 4.5 | 1.2 | 1.2 | 0.0 |
| 4 | 3.9 | 4.9 | 4.9 | 1.0 | 1.0 | 0.0 |
| 5 | 2.8 | 4.2 | 6.4 | 1.4 | 0.2 | -1.2 |
| Mean | - | - | - | 1.3 | 1.2 | -0.1 |
| SD | - | - | - | 0.4 | 0.6 | 0.7 |
| t-value | - | - | - | 7.12 | 4.11 | -0.43 |

⁽¹⁾ 750 nm Longpass filter

⁽²⁾ 850 nm Bandpass filter

⁽³⁾ ข้อมูลมีการแจกแจงปกติที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05

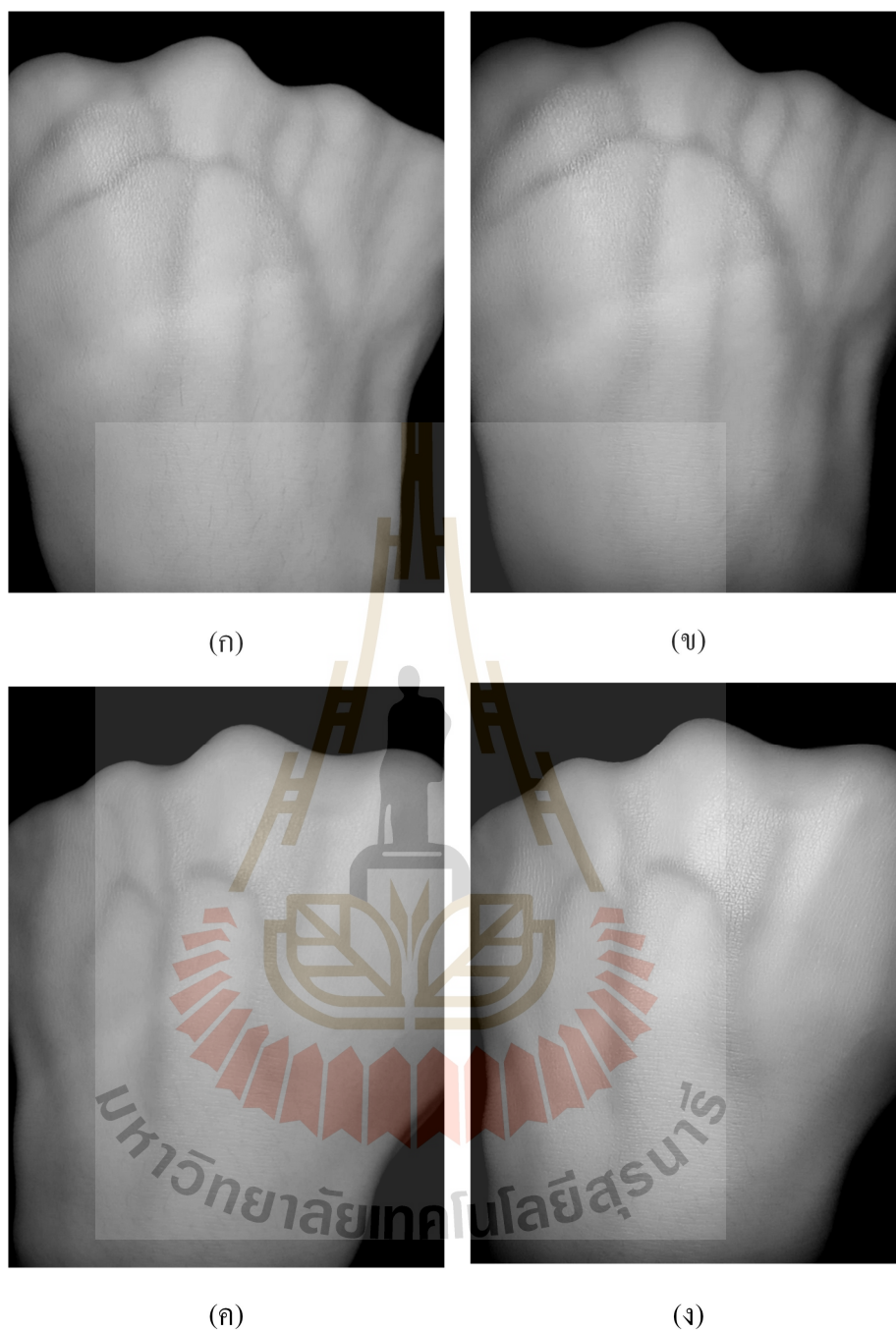
ในการทดสอบกับอาสาสมัคร 3 คน ที่มี BMI อยู่ในช่วง 21.8-26.3 และเมื่อเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter ให้ผลการถ่ายภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังดังรูปที่ 6.17-6.19 พบว่าภาพเส้นเลือดได้ผิวหนังที่ได้จากการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงบางตัวอย่างเห็นชัดขึ้น แต่ก็มี การสะท้อนแสงที่ผิวหนังรบกวนการมองเห็นเส้นเลือดมากขึ้นด้วย การวัดค่า Contrast บนภาพเส้นเลือดที่ได้จากอาสาสมัคร 3 คนมีผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast ระหว่างก่อนและ หลังเพิ่มฟิลเตอร์แสดงดังตารางที่ 6.3 พบว่าการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงโดยเฉลี่ยแล้วมีค่า Contrast เพิ่มขึ้น เมื่อทดสอบด้วย Paired *t*-test พบว่าตัวอย่างที่ 3 และ 6 มีการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงให้ Contrast สูงขึ้น แต่ตัวอย่างอื่นพบว่า การเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงให้ Contrast ไม่แตกต่างกับกรณีไม่ใส่ฟิลเตอร์ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05

ความอ้วนของคนสามารถประมาณได้ด้วยค่า BMI ถ้าค่า BMI มากหมายความว่า มีไขมันสูง องค์การอนามัยโรค (WPRO, [13]) ได้จัดลำดับความอ้วนของคนเอเชียไว้สำหรับตรวจสอบ ความเสี่ยงของโรคอ้วนไว้ดังนี้ BMI < 18.5 อยู่ในกลุ่มผอม BMI อยู่ในช่วง 18.5-22.9 อยู่ในกลุ่มปกติ BMI อยู่ในช่วง 23.0-24.9 อยู่ในกลุ่มน้ำหนักเกินมีความเสี่ยงเป็นโรคอ้วน BMI ในช่วง 25.0-29.9 อยู่กลุ่มอ้วนระดับ 1 หรือมากกว่า 30 อยู่ในกลุ่มอ้วนระดับ 2

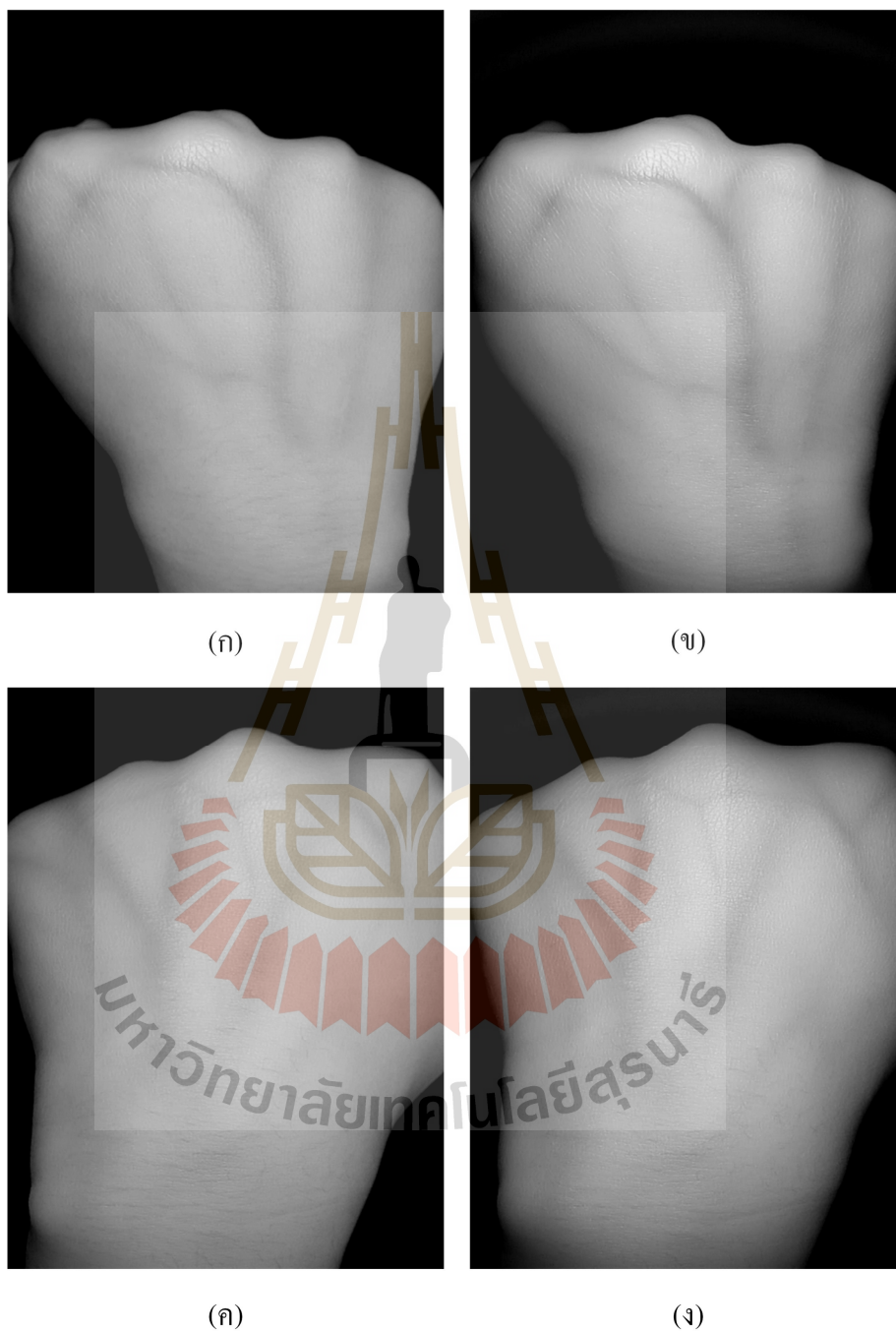
ตารางที่ 6.3 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast ของภาพเส้นเลือดอาสาสมัคร 3 คน ระหว่างก่อนและหลังการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter

| ระดับความอ้วนของคนเอเชีย | Sample number | ภาพ | | Mean ของค่า Contrast B-A (%) | SD ของค่า Contrast B-A (%) | <i>t</i> -value ⁽¹⁾ |
|--------------------------|---------------|--------------------------------|-------------------------|------------------------------|----------------------------|--------------------------------|
| | | ไม่ใช้ External NIR filter (A) | External NIR filter (B) | | | |
| ปกติ | 1 | รูปที่ 6.17 (ก) | รูปที่ 6.17 (ข) | 1.2 | 2.4 | 1.14 |
| | 2 | รูปที่ 6.17 (ค) | รูปที่ 6.17 (ง) | 0.4 | 1.0 | 0.83 |
| อ้วนระดับ 1 | 3 | รูปที่ 6.18 (ก) | รูปที่ 6.18 (ข) | 1.8 | 1.3 | 2.93 |
| | 4 | รูปที่ 6.18 (ค) | รูปที่ 6.18 (ง) | 0.7 | 1.1 | 1.47 |
| อ้วนระดับ 1 | 5 | รูปที่ 6.19 (ก) | รูปที่ 6.19 (ข) | 0.1 | 0.7 | 0.37 |
| | 6 | รูปที่ 6.19 (ค) | รูปที่ 6.19 (ง) | 0.8 | 0.3 | 5.57 |

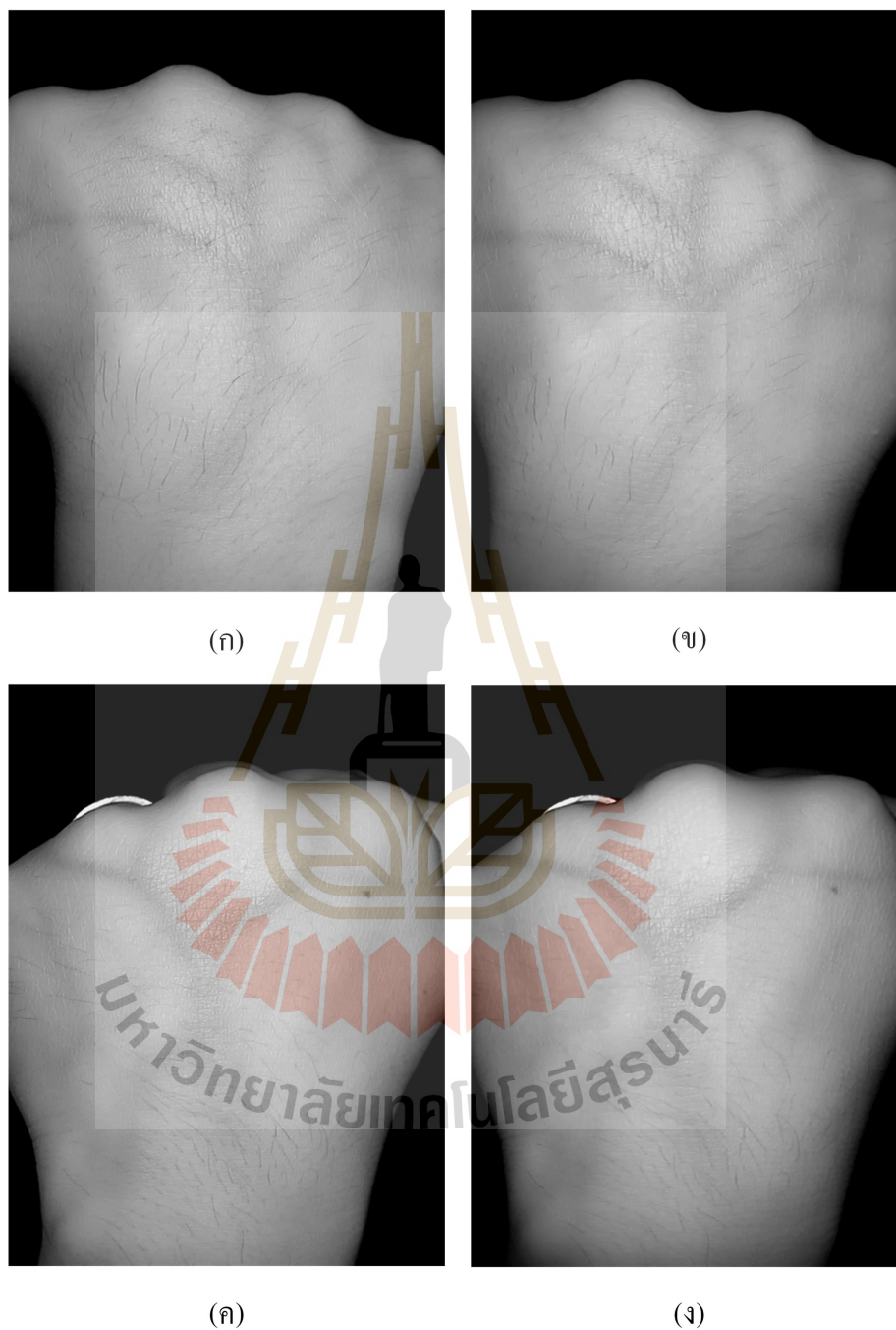
⁽¹⁾ *t* table: $t_{(0.05, 5)} = 2.13$



รูปที่ 6.17 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 1 ที่มี BMI เท่ากับ 21.8 (ก) มือขวาและ (ค) มือซ้ายใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera โดยไม่ใช้ External NIR filter และ (ข) และ (ง) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter



รูปที่ 6.18 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 2 ที่มี BMI เท่ากับ 26.3 (ก) มือขวาและ (ค) มือซ้ายใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera โดยไม่ใช้ External NIR filter และ (ข) และ (ง) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter



รูปที่ 6.19 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 3 ที่มี BMI เท่ากับ 28.3 (ก) มือขวาและ (ค) มือซ้ายใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera โดยไม่ใช้ External NIR filter และ (ข) และ (ง) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter

6.4.2 การลดแสงสะท้อนจากผิวหนังโดยใช้การจัดแสงแบบ Cross polarization

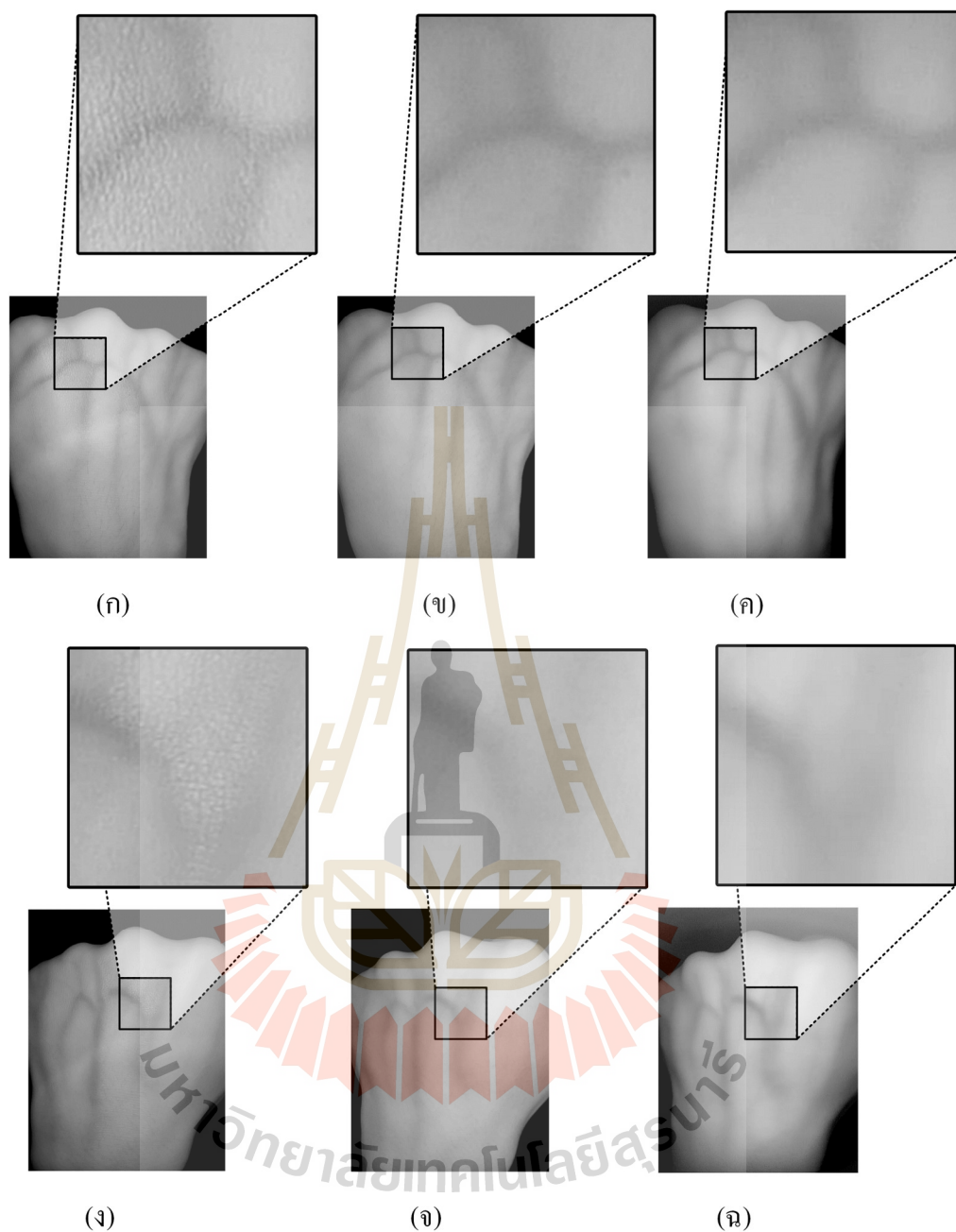
การถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของอาสาสมัคร เมื่อใช้อุปกรณ์จากกล้อง IP camera พบว่าภาพที่บันทึกได้มีลักษณะของผิวหนังและขนปรากฏบนภาพมือของอาสาสมัครทั้ง 3 ซึ่งกระบวนการมองเห็นภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังดังรูปที่ 6.20-6.22 ลักษณะของผิวหนังที่ปรากฏเป็นแสงสะท้อนแบบ Specular สามารถลดทอนแสงดังกล่าวได้ด้วยการจัดแสงแบบ Cross polarization

การเพิ่มแผ่นโพลาไรเซอร์ 2 แผ่นเพื่อจัดแสงแบบ Cross polarization พบว่าแสงสะท้อนที่ผิวหนังลดลงทุกตัวอย่างดังรูปที่ 6.20-6.22 โดยตัวอย่างที่ 1, 2, 4, 5 และ 6 ลักษณะของผิวหนังไม่ปรากฏบนภาพ แต่ตัวอย่างที่ 3 ลักษณะของผิวหนังยังคงปรากฏอยู่ อาจเกิดจากการสะท้อนแสงของแหล่งกำเนิดแสงภายนอก นอกจากนี้ตัวอย่างที่ 5 และ 6 ยังคงมีเส้นขนปรากฏอยู่

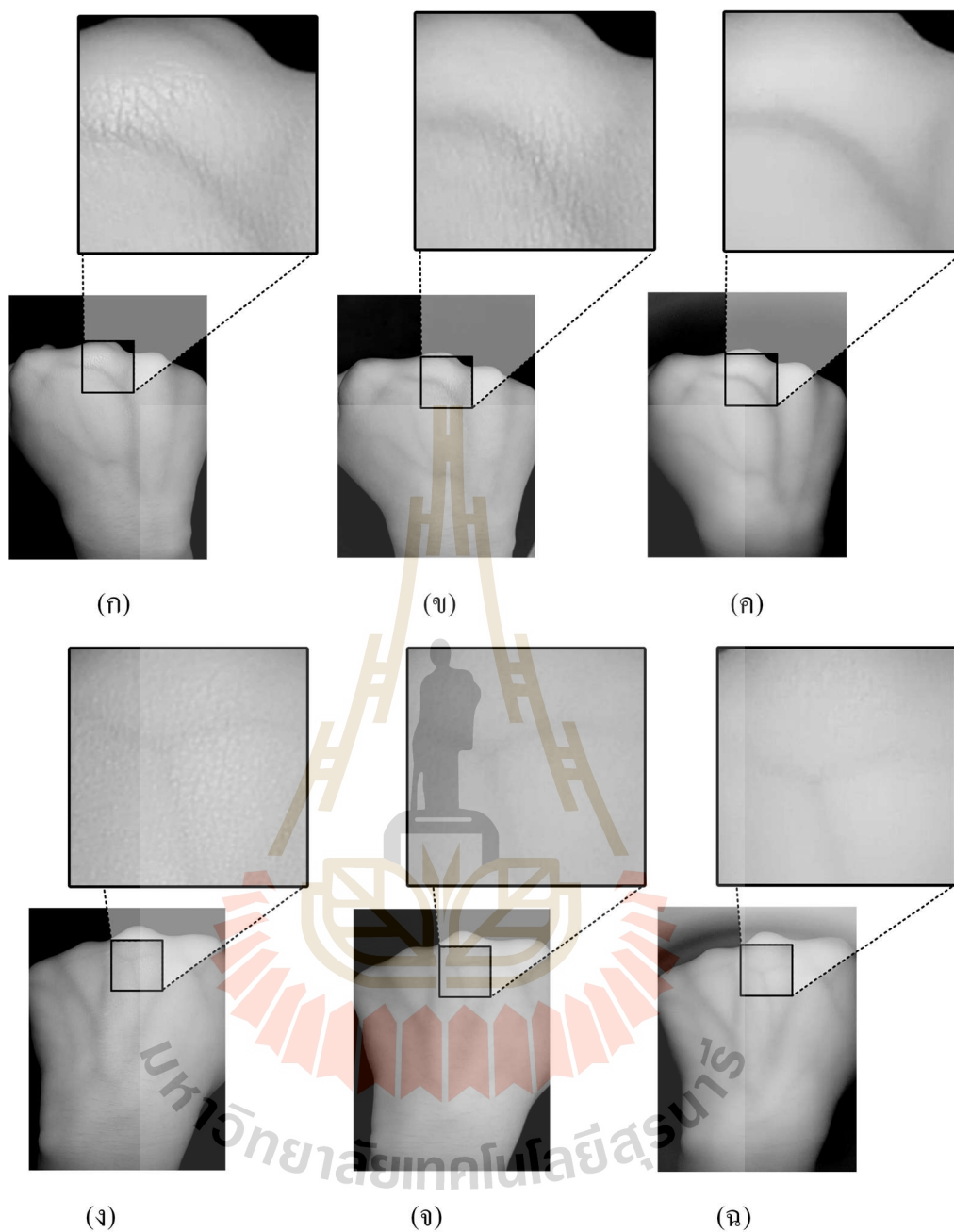
การจัดแสงแบบ Cross polarization ร่วมกับการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงพบว่า ตัวอย่างที่ 3 ลักษณะของผิวหนังไม่ปรากฏบนภาพ ตัวอย่างที่ 5 และ 6 มีลักษณะของขนลดลง

การวัดค่า Contrast บนรูปที่ 6.20-6.22 พบว่าค่า Contrast ที่วัดได้จาก 6 ตัวอย่างมีค่า Contrast โดยเฉลี่ยลดลงจากกรณีก่อนเพิ่ม Cross polarization และจากการทดสอบแบบ Paired *t*-test ดังตารางที่ 6.4 พบว่าตัวอย่างส่วนใหญ่มีค่า Contrast ไม่แตกต่างจากก่อนเพิ่ม Cross polarization มีเพียงตัวอย่างที่ 5 ที่การเพิ่ม Cross polarization ทำให้ Contrast สูงกว่าเดิมที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05

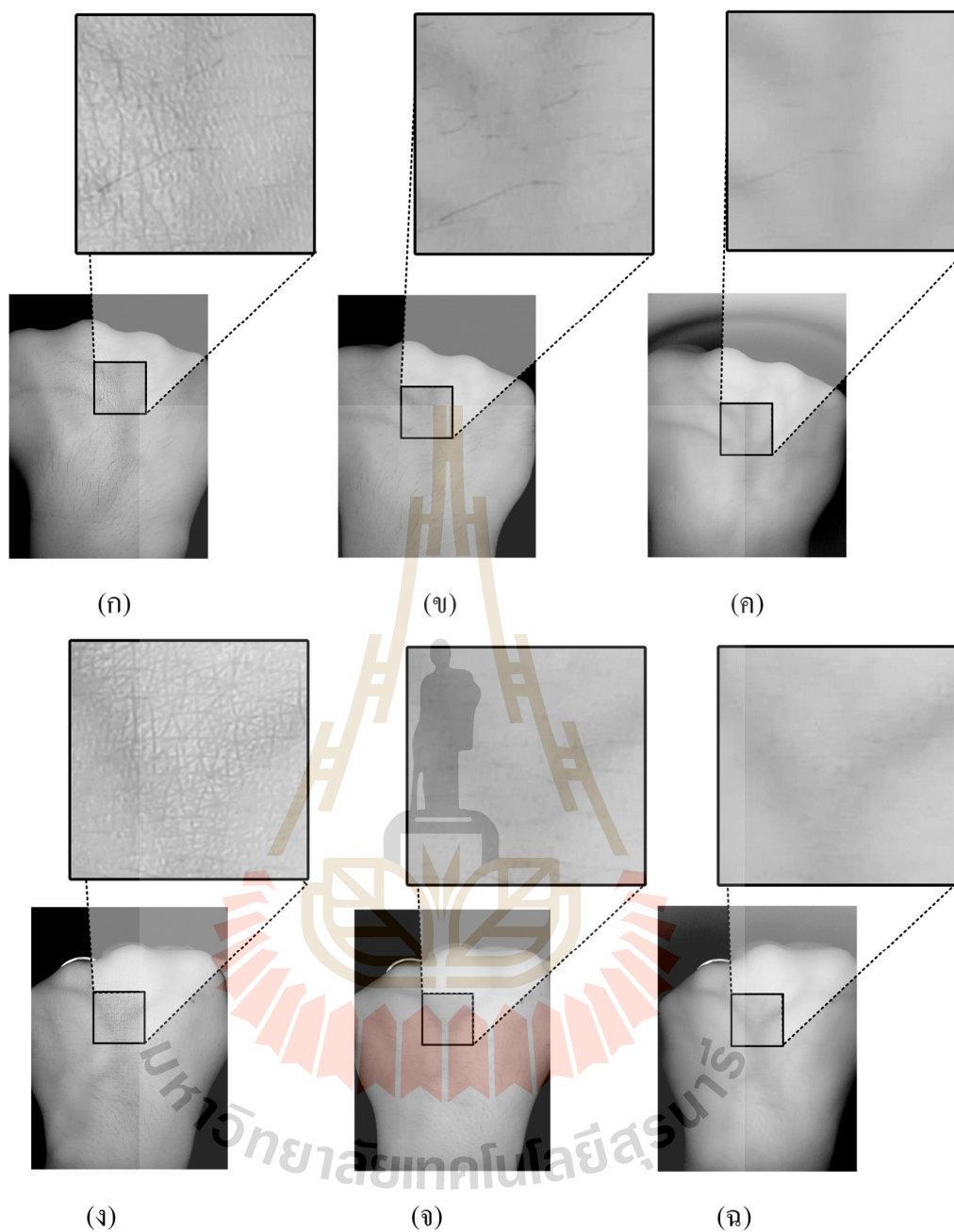
การจัดอุปกรณ์เชิงแสงโดยเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter และ Cross polarization การทดสอบแบบ Paired *t*-test ได้ข้อมูลดังตารางที่ 6.5 พบว่าการจัดอุปกรณ์เชิงแสงโดยเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter และ Cross polarization ให้ค่า Contrast สูงขึ้นสำหรับตัวอย่างที่ 3 แต่ให้ค่า Contrast ลดลงสำหรับตัวอย่างที่ 6 และตัวอย่างอื่นมีค่า Contrast ไม่แตกต่างจากการใช้อุปกรณ์จากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียวที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05



รูปที่ 6.20 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 1 ที่มี BMI เท่ากับ 21.8 โดย (ก) มือขวาและ (ง) มือซ้าย ที่ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) และ (ฉ) เพิ่มเติม Cross polarization และ (ค) และ (ฉ) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter และ Cross polarization



รูปที่ 6.21 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 2 ที่มี BMI เท่ากับ 26.3 โดย (ก) มือขวาและ (ง) มือซ้าย ที่ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) และ (จ) เพิ่มเติม Cross polarization และ (ค) และ (ฉ) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter และ Cross polarization



รูปที่ 6.22 ภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่ได้จากกล้อง IP camera ของอาสาสมัครคนที่ 3 ที่มี BMI เท่ากับ 28.3 โดย (ก) มือขวาและ (ง) มือซ้าย ที่ใช้อุปกรณ์ทั้งหมดจากกล้อง IP camera (ข) และ (จ) เพิ่มเติม Cross polarization และ (ค) และ (ฉ) เพิ่มเติมฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Band pass filter และ Cross polarization

ตารางที่ 6.4 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast บนภาพเส้นเลือดอาสาสมัคร 3 คน
ระหว่างก่อน และหลังการเพิ่ม Cross polarization

| BMI ของอาสาสมัคร | Sample number | ภาพ | | Mean ของค่า Contrast B-A (%) | SD ของค่า Contrast B-A (%) | t-value ⁽¹⁾ |
|------------------|---------------|-------------------------------|------------------------|------------------------------|----------------------------|------------------------|
| | | ไม่ใช่ Cross polarization (A) | Cross polarization (B) | | | |
| ปกติ | 1 | รูปที่ 6.20 (ก) | รูปที่ 6.20 (ข) | -0.7 | 1.3 | -1.14 |
| | 2 | รูปที่ 6.20 (ง) | รูปที่ 6.20 (จ) | -0.8 | 2.5 | -0.73 |
| อ้วนระดับ 1 | 3 | รูปที่ 6.21 (ก) | รูปที่ 6.21 (ข) | -1.0 | 1.3 | -1.71 |
| | 4 | รูปที่ 6.21 (ง) | รูปที่ 6.21 (จ) | -0.3 | 1.1 | -0.67 |
| อ้วนระดับ 1 | 5 | รูปที่ 6.22 (ก) | รูปที่ 6.22 (ข) | -0.8 | 0.7 | -(²⁾ |
| | 6 | รูปที่ 6.22 (ง) | รูปที่ 6.22 (จ) | -0.5 | 1.0 | -1.19 |

⁽¹⁾ t table: $t_{(0.05, 5)} = 2.13$

⁽²⁾ ผลต่างของค่า Contrast มีการแจกแจงไม่ปกติ

ตารางที่ 6.5 ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast บนภาพเส้นเลือดอาสาสมัคร 3 คน
ระหว่างก่อน และหลังการเพิ่มฟิลเตอร์เชิงแสงแบบ 850 nm Bandpass filter และ Cross polarizers

| BMI ของอาสาสมัคร | Sample number | ภาพ | | Mean ของค่า Contrast B-A (%) | SD ของค่า Contrast B-A (%) | t-value ⁽¹⁾ |
|------------------|---------------|---|--|------------------------------|----------------------------|------------------------|
| | | ไม่ใช่ External NIR filter และ Cross polarization (A) | External NIR filter และ Cross polarization (B) | | | |
| ปกติ | 1 | รูปที่ 6.20 (ก) | รูปที่ 6.20 (ค) | 0.8 | 1.5 | 1.27 |
| | 2 | รูปที่ 6.20 (ง) | รูปที่ 6.20 (ฉ) | -0.9 | 1.6 | -1.35 |
| อ้วนระดับ 1 | 3 | รูปที่ 6.21 (ก) | รูปที่ 6.21 (ค) | 2.3 | 1.0 | 4.97 |
| | 4 | รูปที่ 6.21 (ง) | รูปที่ 6.21 (ฉ) | -0.4 | 0.8 | -1.17 |
| อ้วนระดับ 1 | 5 | รูปที่ 6.22 (ก) | รูปที่ 6.22 (ค) | -0.4 | 0.9 | -0.98 |
| | 6 | รูปที่ 6.22 (ง) | รูปที่ 6.22 (ฉ) | -1.1 | 0.5 | -4.71 |

⁽¹⁾ t table: $t_{(0.05, 5)} = 2.13$

6.4.3 การวัดค่า Contrast ของภาพเปรียบเทียบผลเมื่อใช้กล้อง NIR CMOS, Webcam และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ

ผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของอาสาสมัคร 3 คน โดยใช้กล้อง NIR CMOS กล้องเว็บแคม และ IP camera สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ดังแสดงในรูปที่ 6.23-6.24 เมื่อสุ่มวัดค่า Contrast บนภาพดังกล่าว หากความแตกต่างของการวัดค่า Contrast ระหว่างอุปกรณ์รับภาพ และทดสอบแบบ Paired t -test ได้ค่า t -values ดังตารางที่ 6.6

จากตารางที่ 6.6 การเปรียบเทียบระหว่างกล้องเว็บแคม กับกล้อง NIR CMOS พบว่ามี 1 ตัวอย่างที่มีข้อมูลผลต่างของตัวอย่างดังกล่าวมีการแจกแจงไม่ปกติ ในการทดสอบด้วย Paired t -test จึงทดสอบเพียง 11 ตัวอย่าง และพบว่า 10 ตัวอย่าง มีผลการวัดค่า Contrast บนภาพที่ได้จากกล้องเว็บแคมต่ำกว่าภาพที่ได้จากกล้อง NIR CMOS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

การเปรียบเทียบระหว่างกล้อง IP camera กับกล้อง NIR CMOS เมื่อทดสอบด้วย Paired t -test พบว่าตัวอย่างทั้งหมดมีผลการวัดค่า Contrast บนภาพที่ได้จาก IP camera ต่ำกว่าภาพที่ได้จากกล้อง NIR CMOS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

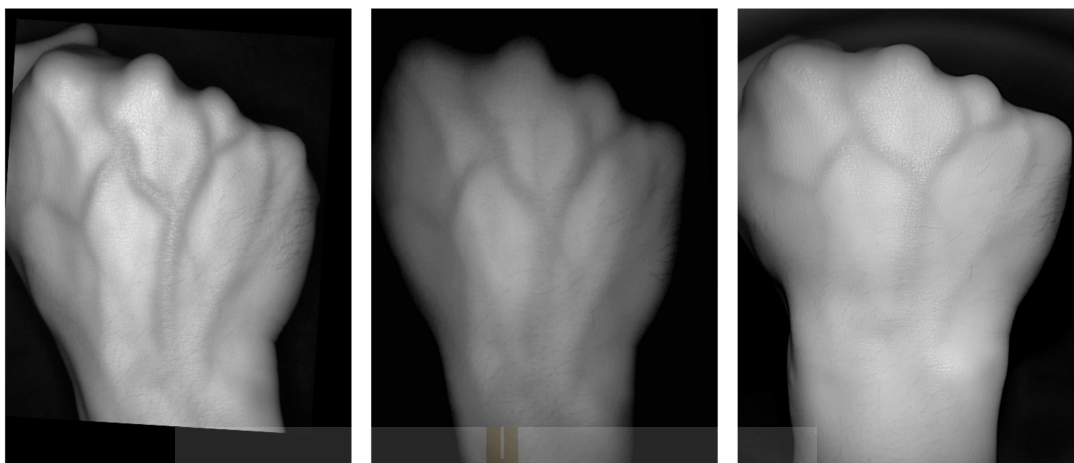
การเปรียบเทียบระหว่างกล้อง IP camera กับกล้องเว็บแคม เมื่อทดสอบด้วย Paired t -test พบว่าตัวอย่าง 1, 2, 3, 4, 6, 8 และ 11 มีผลการวัดค่า Contrast บนภาพที่ได้จาก IP camera ต่ำกว่าภาพที่ได้จากกล้อง NIR CMOS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 แต่ตัวอย่างที่ 5, 7, 9, 10 และ 12 มีผลการวัดค่า Contrast บนภาพที่ได้จาก IP camera ต่ำกว่าภาพที่ได้จากกล้อง NIR CMOS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตารางที่ 6.6 ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Contrast เมื่อใช้กล้อง NIR CMOS, Webcam และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ

| Sample number | ผลต่างของ Contrast ระหว่าง | | | | | | | | |
|---------------|-------------------------------|--------|----------------|----------------------------|--------|---------|--------------------------|--------|---------|
| | กล้องเว็บแคมกับกล้อง NIR CMOS | | | IP cameraกับกล้อง NIR CMOS | | | IP cameraกับกล้องเว็บแคม | | |
| | Mean (%) | SD (%) | T-Value | Mean (%) | SD (%) | T-Value | Mean (%) | SD (%) | T-Value |
| 1 | -5.2 | 2.1 | -5.47 | -8.9 | 1.6 | -12.78 | -3.7 | 2.1 | -3.92 |
| 2 | -7.5 | 2.5 | -6.74 | -11.1 | 2.2 | -11.52 | -3.6 | 1.6 | -4.94 |
| 3 | -1.5 | 2.1 | -1.55 | -4.3 | 2.8 | -3.48 | -2.8 | 0.9 | -7.06 |
| 4 | -2.9 | 2.2 | -2.93 | -5.7 | 1.3 | -10.22 | -2.8 | 1.8 | -3.60 |
| 5 | -2.0 | 0.9 | -4.95 | -2.3 | 0.7 | -7.38 | -0.3 | 1.1 | -0.60 |
| 6 | 0.5 | 2.4 | ⁽¹⁾ | -3.8 | 2.0 | -4.4 | -4.4 | 3.6 | -2.68 |
| 7 | -1.8 | 0.2 | -16.34 | -2.5 | 1.0 | -5.34 | -0.7 | 0.8 | -1.88 |
| 8 | -1.6 | 0.3 | -12.11 | -2.3 | 0.7 | -6.92 | -0.8 | 0.6 | -2.63 |
| 9 | -3.0 | 1.3 | -4.98 | -3.7 | 1.9 | -4.44 | -0.7 | 1.4 | -1.18 |
| 10 | -5.3 | 1.6 | -7.26 | -4.9 | 1.4 | -7.59 | 0.4 | 1.7 | 0.59 |
| 11 | -2.1 | 1.7 | -2.76 | -2.8 | 1.6 | -4.05 | -0.7 | 0.7 | -2.25 |
| 12 | -3.2 | 2.2 | -3.22 | -4.3 | 1.2 | -7.89 | -1.1 | 1.3 | -1.97 |

⁽¹⁾ ผลต่างของค่า Contrast มีการแจกแจงไม่ปกติ

⁽²⁾ t table: $t_{(0.05, 5)} = 2.13$



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.23 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือขวาจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera

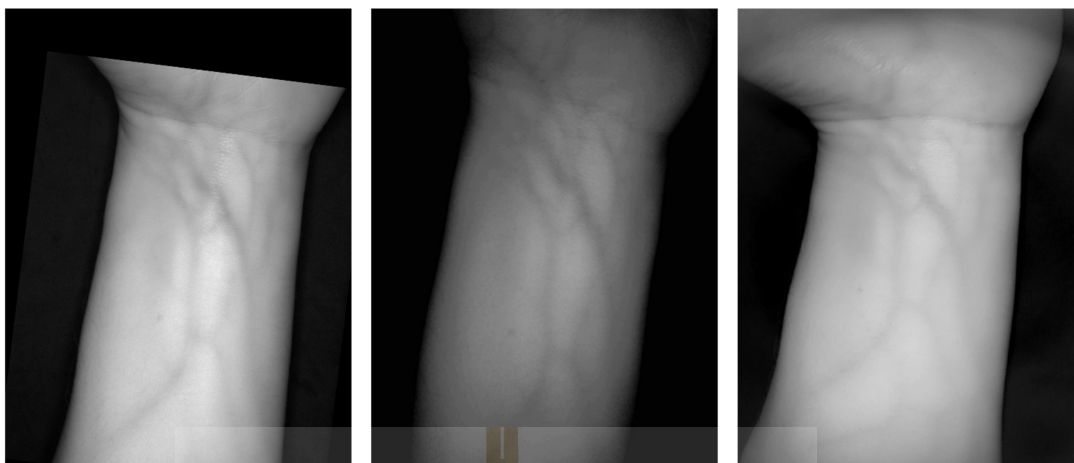


(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.24 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.25 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera

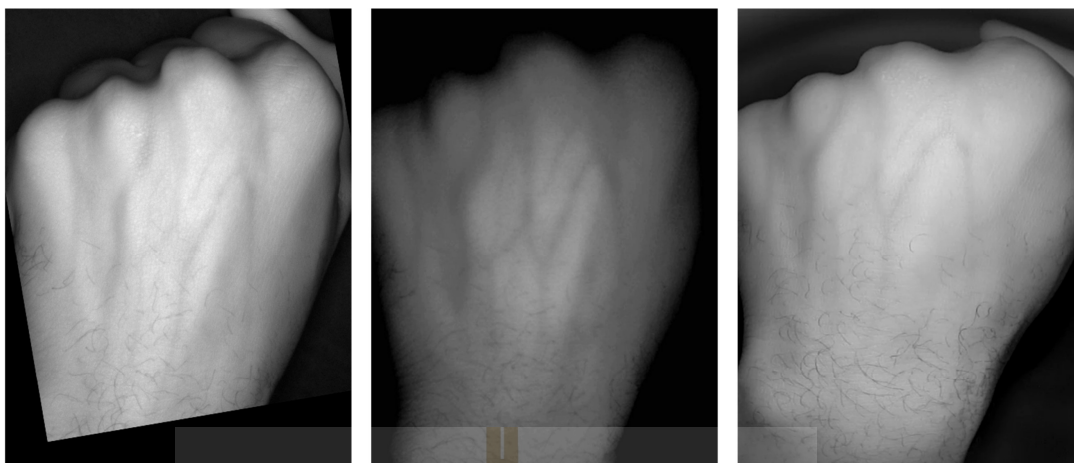


(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.26 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนขวาจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.27 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera

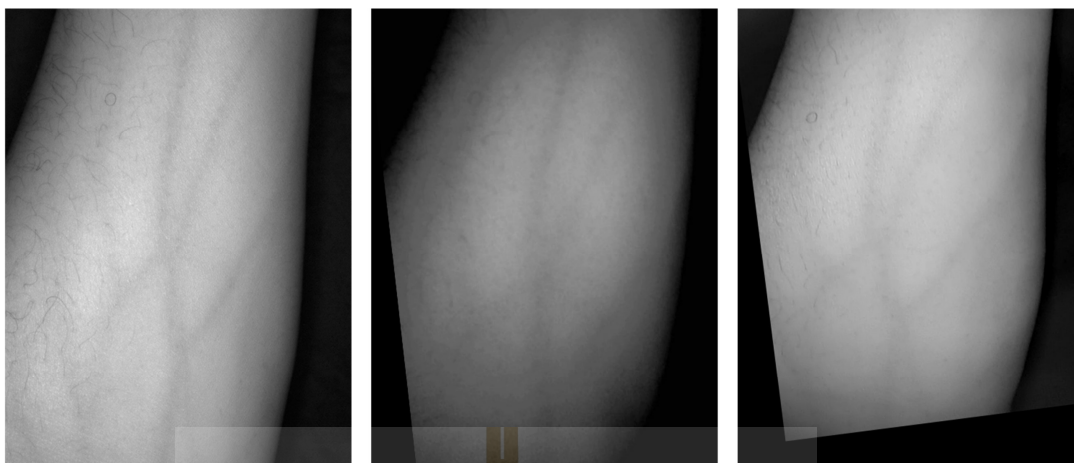


(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.28 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือขวาจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.29 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera

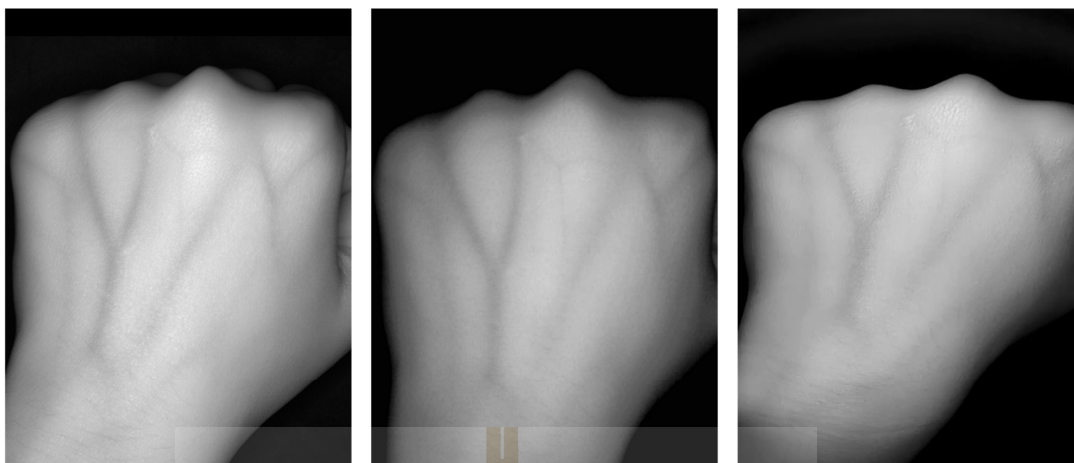


(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.30 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนขวาจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 6.31 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera

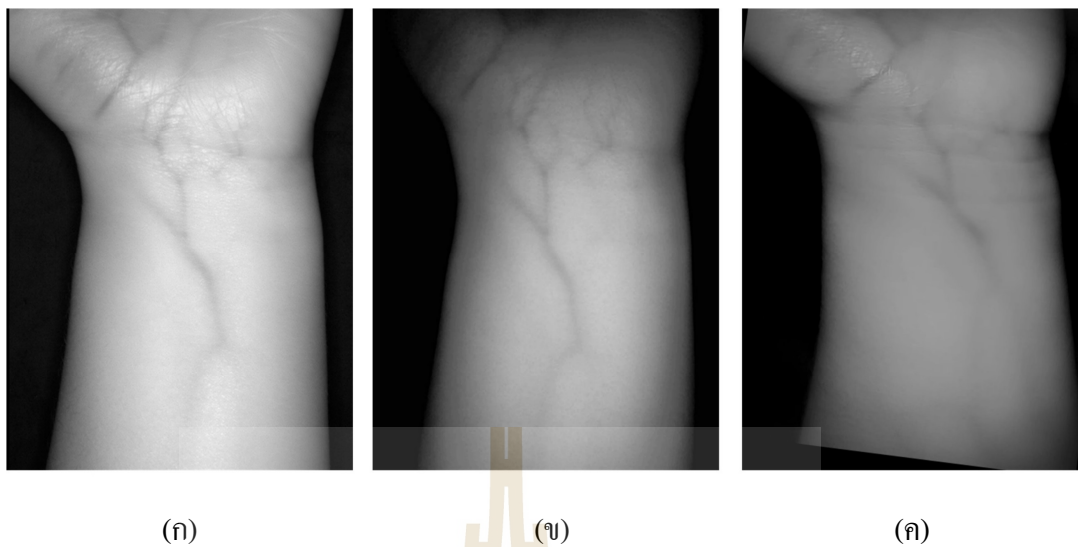


(ก)

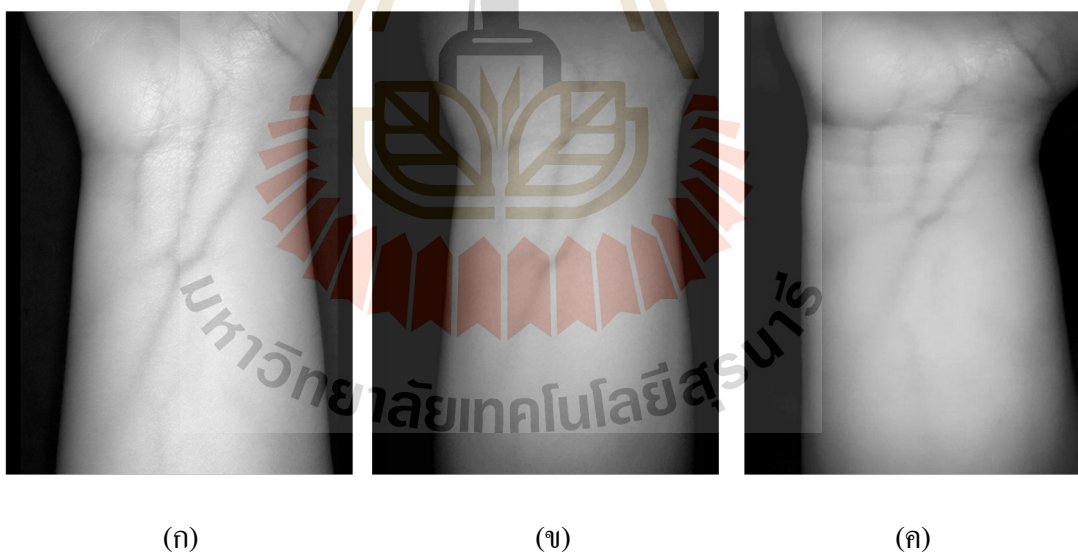
(ข)

(ค)

รูปที่ 6.32 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของมือขวาจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera



รูปที่ 6.33 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนซ้ายจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera



รูปที่ 6.34 ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของแขนขวาจากอาสาสมัครคนที่ 3 ที่ได้จาก (ก) กล้อง NIR CMOS (ข) Webcam และ (ค) IP camera

6.5 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

(1) การเปรียบเทียบผลการจัดอุปกรณ์ทางแสงในรูปแบบต่างๆ

อุปกรณ์ถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยกล้อง IP camera ที่สร้างขึ้น เมื่อเพิ่มฟิลเตอร์กรองแสง หรือ Cross polarization ทำให้สามารถตัดแสงรบกวนจากภายนอกและตัดแสงสะท้อนจากผิวหนังออกได้ เห็นภาพเส้นเลือดได้ชัดขึ้นกว่าการใช้อุปกรณ์จากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตามการเพิ่มฟิลเตอร์กรองแสงหรือ Cross polarization ในระบบรับภาพ ทำให้ความเข้มแสงจากแหล่งกำเนิดแสงเข้าระบบรับภาพได้น้อยลง ส่งผลให้ภาพเส้นเลือดที่บันทึกได้บางครั้งมี Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรวมลดลง เมื่อเทียบกับการใช้อุปกรณ์จากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียว นอกจากนี้การเพิ่มอุปกรณ์ทางแสงทำให้เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังมีต้นทุนที่สูงขึ้น งานวิจัยนี้จึงออกแบบอุปกรณ์ยึดจับกล้องให้ผู้ใช้งานสามารถเลือกได้ว่าจะเพิ่มอุปกรณ์ทางแสงหรือไม่ได้

การทดสอบวัดค่า Contrast บนภาพกรณีก่อนและหลังใส่ฟิลเตอร์เชิงแสงพบว่าค่า Contrast ที่วัดได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 อาจจะเป็นเพราะจำนวนตำแหน่งในการวัดค่า Contrast บนภาพน้อยไปหรือความแตกต่างระหว่างค่า Contrast น้อย แต่มีการกระจายของผลต่างมากจนทดสอบทางสถิติแล้วไม่แตกต่างกัน

การเพิ่ม Cross polarization หรือการเพิ่ม Cross polarization ร่วมกับฟิลเตอร์เชิงแสงส่วนใหญ่ให้ค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยเฉลี่ยลดลง อาจเป็นเพราะการจัดแสงแบบ Cross polarization ทำให้ความเข้มแสงที่ผ่านระบบรับภาพได้ลดลง ทำให้วัด Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรวมลดลง แต่เมื่อทดสอบความแตกต่างด้วยวิธีการทางสถิติแล้วพบว่าส่วนใหญ่การเพิ่ม Cross polarization หรือการเพิ่ม Cross polarization ร่วมกับฟิลเตอร์เชิงแสง ให้ค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรวมไม่แตกต่างจากกรณีใช้อุปกรณ์จากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตามภาพที่บันทึกได้จากการใช้เทคนิค Cross polarization สามารถลดแสงสะท้อนจากผิวหนังได้

(2) การเปรียบเทียบผลเมื่อใช้กล้อง NIR CMOS กล้องเว็บแคม และ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ

การถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยกล้อง NIR CMOS และเว็บแคมใช้แหล่งกำเนิดแสงเหมือนกัน การเปรียบเทียบผลการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังพบว่ากล้อง NIR CMOS ให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่มีค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรวมสูงกว่ากล้อง

เว็บแคม อาจเป็นเพราะคุณภาพของกล้อง NIR CMOS ดีกว่ากล้องเว็บแคม อย่างไรก็ตามกล้อง NIR CMOS รวมชุดเลนส์มีราคา 41,000 บาทซึ่งแพงกว่ากล้องเว็บแคมที่มีราคา 1,600 บาท

IP camera มีราคา 1,200 บาท เปรียบเทียบกับกล้อง NIR CMOS และกล้องเว็บแคมพบว่า NIR CMOS ให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่มีค่า Contrast ของเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบชัดเจนกว่ากล้อง IP camera ทุกตัวอย่าง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05

ส่วนกล้องเว็บแคมให้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่มีค่า Contrast ของเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบชัดเจนกว่ากล้อง IP camera ในกรณีอาสาสมัครเห็นเส้นเลือดได้ชัดเจนด้วยตาเปล่า แต่ในกรณีอาสาสมัครสีผิวเข้ม หรือมีความอ้วนระดับ 1 ภาพเส้นเลือดที่ได้จากกล้องเว็บแคมส่วนใหญ่มีค่า Contrast ของเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบไม่แตกต่างกับภาพที่ได้จาก IP camera อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเท่ากับ 0.05

เมื่อนำกล้องรับภาพ NIR CMOS, Webcam และ IP camera มาสร้างเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังพบว่าการใช้ IP camera มีต้นทุนในการสร้างเครื่องมือต้นแบบมีราคาถูกที่สุดและผลการวัดค่า Contrast ส่วนใหญ่จัดอยู่ในกลุ่มพอเห็นเส้นเลือดได้เหมือนกับ Web cam ดังตารางที่ 6.7 ถึงแม้ว่าภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ได้มีความชัดไม่เท่ากล้อง NIR CMOS อย่างไรก็ตามภาพที่ได้จาก IP camera สามารถเพิ่มความชัดของเส้นเลือดได้ด้วยการประมวลผลภาพที่ได้กล่าวในบทที่ 4 หรือจัดแสงเพื่อลดการสะท้อนแสงของผิวหนังเพิ่มเติมได้

ตารางที่ 6.7 ต้นทุนและความสามารถในการมองเห็นเส้นเลือดในอุปกรณ์รับภาพทั้ง 3 รุ่น

| อุปกรณ์รับภาพ | ราคาต้นทุน ¹ | ความสามารถในการเห็นเส้นเลือด ² |
|---------------|-------------------------|---|
| NIR CMOS | ★★★ | เห็นชัด |
| Webcam | ★★ | พอเห็น |
| IP camera | ★ | พอเห็น |

¹ราคาต้นทุนแบ่งเป็น 3 ระดับ ★★★ หมายถึงราคาในช่วง 10,000-100,000 บาท, ★★ หมายถึงราคาในช่วง 5,000-9,999 บาท และ ★ หมายถึงราคาน้อยกว่า 4,999 บาท

²ความสามารถในการเห็นเส้นเลือดแบ่งเป็น 3 ระดับคือ เห็นชัดดี (Contrast = 13-18), เห็นชัด (Contrast = 7-12) และพอเห็น (Contrast < 6)

6.6 สรุปผลการทดลอง

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่วางจำหน่ายโดยทั่วไปมีราคาแพง อาจจะเป็นเพราะใช้กล้องที่มีคุณภาพสูงหรือเป็นเครื่องมือที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ บางงานวิจัยให้ความสนใจเกี่ยวกับการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้มีราคาไม่แพงด้วยอุปกรณ์รับภาพราคาถูกลง สำหรับใช้งานด้านการแพทย์ การศึกษา และไบโอเมทริกซ์

ปัจจุบันกล้อง IP camera ได้รับการพัฒนาจนมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น ในราคาไม่แพง และสามารถส่งข้อมูลภาพไปแสดงผลภาพบนหน้าจอ โทรศัพท์มือถือหรือแท็บเล็ตได้แบบไร้สาย รวมทั้งมีแหล่งกำเนิดแสง และฟิลเตอร์กรองแสงแบบ NIR อยู่แล้ว อุปกรณ์เชิงแสงเหล่านี้สามารถนำมาสร้างเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้โดยไม่ต้องสร้างอุปกรณ์ขึ้นมาใหม่ อย่างไรก็ตาม IP camera ไม่ได้ออกแบบให้ถ่ายภาพวัตถุในระยะใกล้ และแหล่งกำเนิดแสงวางในตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมกับการถ่ายภาพระยะใกล้ งานวิจัยนี้ได้ออกแบบอุปกรณ์ยึดจับกล้อง IP camera ใหม่ให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณมือ นอกจากนี้ยังออกแบบให้สามารถใส่อุปกรณ์ทางแสงเพิ่มเติมได้และมีที่จับอุปกรณ์เพิ่มเติมเพื่ออำนวยความสะดวกในการถ่ายภาพ

อุปกรณ์ถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังด้วยกล้อง IP camera ที่สร้างขึ้น เมื่อเพิ่มแผ่นกรองแสงหรือโพลาริซเซอร์ ทำให้สามารถตัดแสงรบกวนจากภายนอก และตัดแสงสะท้อนจากผิวหนังออกได้ ทำให้ภาพที่บันทึกได้เห็นเส้นเลือดได้ชัดขึ้นกว่าการใช้อุปกรณ์จากกล้อง IP camera เพียงอย่างเดียว

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง โดยใช้ IP camera สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้เมื่อเปรียบเทียบผลการวัดค่า Contrast ระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบบริเวณหลังมือหรือแขนกับเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นก่อนหน้านี้ (บทที่ 3 และบทที่ 6) พบว่าภาพเส้นเลือดที่พัฒนาขึ้นให้ค่า Contrast น้อยกว่าเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นในบทที่ 3 แต่ไม่แตกต่างกับเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นในบทที่ 6 กรณีอาสาสมัครผิวสีเข้ม หรืออ้วนระดับ 1

เครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่พัฒนาขึ้นนี้คาดว่าจะมีประโยชน์ในการนำไปใช้ในการวิเคราะห์ความผิดปกติของเส้นเลือดใต้ผิวหนัง การเรียนการสอนสำหรับนักศึกษาสาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพ นอกจากนี้เครื่องมือที่ออกแบบนี้มีขนาดเล็กและพกพาได้ เจ้าหน้าที่หรือบุคลากรทางการแพทย์สามารถนำเครื่องมือไปใช้ถ่ายภาพเส้นเลือด สำหรับเฝ้าระวังความผิดปกติของเส้นเลือดที่บ้านผู้ป่วยได้

ในอนาคตอาจจะพัฒนาโปรแกรมรับภาพบนโทรศัพท์มือถือ ให้สามารถปรับปรุงภาพที่ได้จากเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังโดยใช้ IP camera ให้ได้ภาพเส้นเลือดที่ชัดขึ้น รวมทั้ง

พัฒนาระบบส่งข้อมูลภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังผ่านอินเทอร์เน็ต เพื่อให้ผู้ป่วยถ่ายภาพเส้นเลือดตัวเอง ส่งให้บุคลากรทางการแพทย์วินิจฉัยความผิดปกติของเส้นเลือดเบื้องต้นได้

6.7 รายการอ้างอิง

- [1] B. M. Silva, J. J. Rodrigues, I. de la Torre Diez, M. Lopez-Coronado, and K. Saleem. (2015). Mobile-health: A review of current state in 2015. **Journal of Biomedical Informatics**. 56: 265-272.
- [2] K. I. Yamakoshi. (2013). In the Spotlight: BioInstrumentation. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**. 6: 9-12.
- [3] M. M. Baig, H. GholamHosseini, and M. J. Connolly. (2015). Mobile healthcare applications: system design review, critical issues and challenges. **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**. 38 (1): 23-38.
- [4] Christopher G. Scully, Jinseok Lee, Joseph Meyer, Alexander M. Gorbach, Domhnall Granquist-Fraser, Yitzhak Mendelson and Ki H. Chon. (2012). Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. 59 (2): 303-306.
- [5] Sewoong Kim, Dongrae Cho, Jihun Kim, Manjae Kim, Sangyeon Youn, Jae Eun Jang, Minkyu Je, Dong Hun Lee, Boreom Lee, Daniel L. Farkas, and Jae Youn Hwang. (2016). Smartphone-based multispectral imaging: system development and potential for mobile skin diagnosis. **Biomedical Optics Express**. 7 (12): 5294-5307.
- [6] S. Juric and B. Zalik. (2014). An innovative approach to near-infrared spectroscopy using a standard mobile device and its clinical application in the real-time visualization of peripheral veins. **BMC Medical Informatics and Decision Making**. 14: 100
- [7] S. Juric, V. Flis, M. Debevc, A. Holzinger, and B. Zalik. (2014). Towards a Low-Cost Mobile Subcutaneous Vein Detection Solution Using Near-Infrared Spectroscopy. **Scientific World Journal**. 2014:
- [8] J. H. Song, C. Kim, and Y. Yoo. (2015). Vein visualization using a smart phone with multispectral Wiener estimation for point-of-care applications. **IEEE journal of biomedical and health informatics**. 19 (2): 1-15.

- [9] S. Joardar, A. Chatterjee, and A. Rakshit. (2015). A Real-Time Palm Dorsa Subcutaneous Vein Pattern Recognition System Using Collaborative Representation-Based Classification. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**. 64 (4): 959-966.
- [10] S. Joardar, A. Chatterjee, and A. Rakshit. (2016). Real-time NIR imaging of Palm Dorsa subcutaneous vein pattern based biometrics: An SRC based approach. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine**. 19 (2): 13-19.
- [11] ชุศรี วงศ์รัตนะ. (2560). เทคนิคการใช้สถิติเพื่อการวิจัย. พิมพ์ครั้งที่ 13. กรุงเทพฯ: อมรรการพิมพ์.
- [12] James Rosenberger. (2018). Comparing Two Population Means: Paired Data. **STAT 500 Applied Statistics** [Online], Available: <https://onlinecourses.science.psu.edu>
- [13] World Health Organization. (2000). **The Asia-Pacific perspective: redefining obesity and its treatment**. Geneva: World Health Organization Western Pacific Regional Office.

บทที่ 7

เทคนิคเชิงแสงสำหรับวิเคราะห์การไหลของเลือด

7.1 บทนำ

เทคนิคการถ่ายภาพแบบแลเซอร์สเปกเกิลคอนทราสต์ (Laser speckle contrast imaging, LSCI) เป็นเทคนิคการถ่ายภาพความเร็วของวัตถุได้ทั้งบริเวณที่สนใจโดยไม่ต้องสแกน และได้รับความนิยมใช้วัดการไหลของเลือดภายในเส้นเลือด [1-5] เช่น การไหลเวียนของเลือดในสมอง สัตว์ทดลอง [6] การกระจายของเลือด [7] การไหลของเลือดบริเวณใกล้เรตินา [8] และการไหลของเลือดที่บริเวณศีรษะมนุษย์ก่อนและหลังผ่าตัด [9] เป็นต้น นอกจากนี้ LSCI ยังสามารถประยุกต์ใช้ในงานด้านเกษตร เช่น การศึกษาการมีชีวิตของตัวอ่อนของไก่ในไข่ [10] เป็นต้น งานวิจัยนี้จึงสนใจใช้เทคนิค LSCI ช่วยประเมินการตีบหรือตันของเส้นเลือดสำหรับผู้ป่วยโรคไต จากภาพการไหลของเลือดภายในเส้นเลือดก่อนและหลังการผ่าตัด

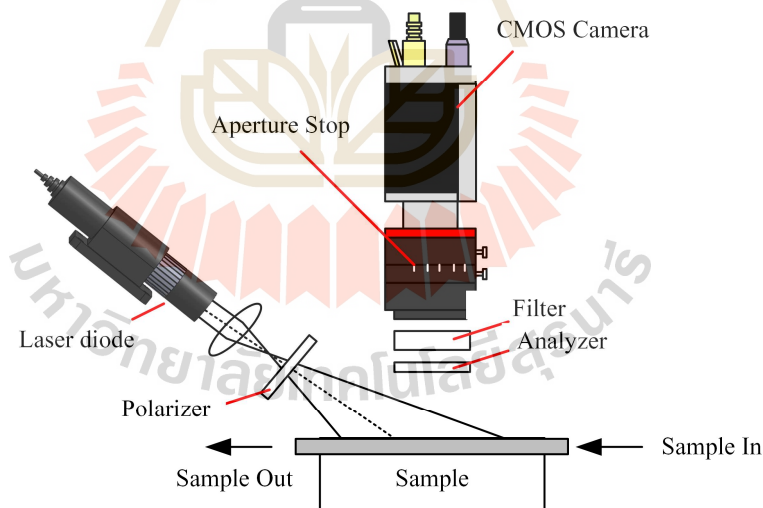
เทคนิค LSCI ได้รับความศึกษาและพัฒนามาเป็นระยะเวลาหนึ่งและมีความก้าวหน้าไปมาก แต่ผู้วิจัยไม่เคยใช้เทคนิค LSCI มาก่อน จึงเริ่มต้นด้วยการสร้างต้นแบบสำหรับทำ LSCI รวมทั้งศึกษาพารามิเตอร์ของกล้องที่มีผลต่อการคำนวณค่า Speckle contrast นอกจากนี้ได้ใช้เทคนิค LSCI ในการวัดการไหลของเลือดบริเวณนิ้วมือบริเวณที่มีการไหลของเลือดและบริเวณที่ไม่มี การไหลของเลือดในเส้นเลือด

การศึกษานี้น่าจะมีประโยชน์สำหรับการเริ่มต้นพัฒนาเครื่องมือวิเคราะห์การไหลของเลือดในเส้นเลือด ด้วยเทคนิค LSCI ในอนาคตคาดว่าเครื่องมือจะมีประโยชน์ในการประเมินการตีบของเส้นเลือดหรือเส้นเลือดเทียม ทั้งนี้ต้องศึกษาเทคนิคการจัดแสงเพิ่มเติม

7.2 การออกแบบชุดทดลอง

รูปที่ 7.1 แสดงการจัดอุปกรณ์สำหรับเทคนิค LSCI ประกอบไปด้วย แหล่งกำเนิดแสงแบบ Laser diode (Coherent Inc., StingRay, 785 nm, 90 mW) โดยลำแสงที่ออกมาเป็นลำแสงขนานมีขนาด 5 mm สามารถกระจายลำแสงดังกล่าวให้มีขนาดลำแสงกว้างขึ้น โดยวางเลนส์ไว้ด้านหน้า Laser diode ส่วนกล้องรับภาพใช้เซ็นเซอร์ชนิด CMOS (Basler, acA1300-60 gmNIR) มีขนาดของเซ็นเซอร์เท่ากับ 6.8×5.4 mm และมีขนาดของพิกเซล 5.3×5.3 μm ใช้เลนส์รับภาพ (Edmund Optics, 16 mm) มีฟิลเตอร์ชนิด Long pass filter (Thorlabs, FEL0750) ความยาวคลื่น 750 nm และแผ่นโพลาไรเซอร์วางไว้หน้าเลนส์

สำหรับการทดลองวัดค่า Speckle contrast จากเส้นเลือด จะใช้ท่อ PTFE ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายในเท่ากับ 4 mm ผนังหนา 1 mm แทนเส้นเลือด และใช้น้ำมันหมักขึ้น 1% แทนเลือด การทดลองในครั้งนี้ใช้ท่อ PTFE 2 ท่อ วางไว้ข้างกัน ท่อแรกใส่น้ำมันและไม่มีกรไหล (Static channel) ส่วนอีกท่อหนึ่งใส่น้ำมันเช่นกัน แต่ควบคุมการไหลของน้ำมันโดยใช้ Syringe pump (Flow channel)

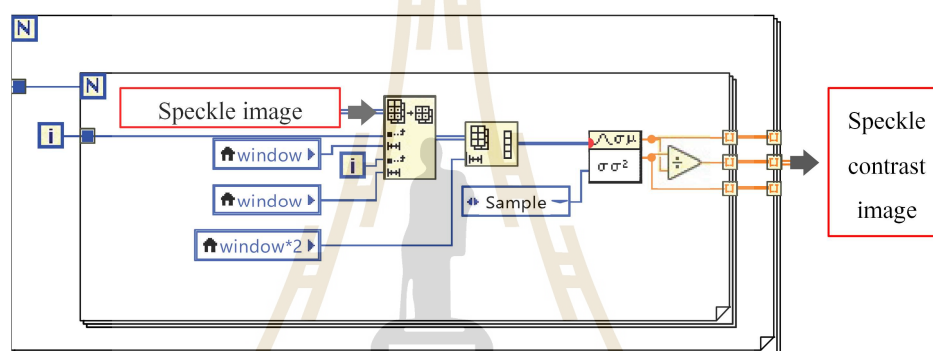


รูปที่ 7.1 การจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับเทคนิค LSCI

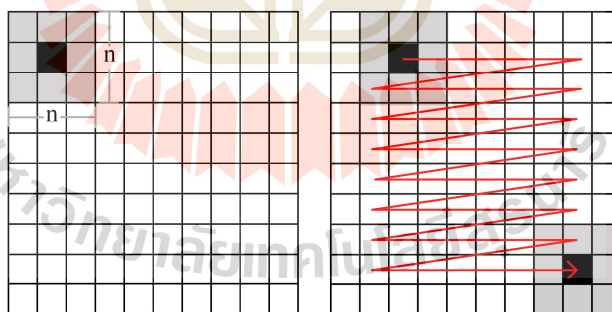
7.3 การวิเคราะห์ภาพสเปกเคิลเชิงพื้นที่

(1) วิธีการแบบ For loop

ช่วงแรกของการพัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์ภาพสเปกเคิลเชิงพื้นที่ ผู้วิจัยคำนวณค่า Speckle contrast จากอัตราส่วนระหว่างค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) กับค่าเฉลี่ยของความเข้มแสง ($\langle I \rangle$) ภายในพื้นที่เล็กๆ (Window) ขนาด $n \times n$ พิกเซล และวิธีการแบบลูป (รูปที่ 7.2 (ก)) เป็นการเลื่อนหน้าต่างวิเคราะห์ภาพสเปกเคิลไปครั้งละ 1 พิกเซลในแนวแกน X และ Y จนครบทุกจุดบนภาพ Speckle (รูปที่ 7.2 (ค)) จะได้ภาพ Speckle contrast (K) มีขนาดภาพลดลงตามขนาดหน้าต่างที่ใช้ ต่อมาพบว่าวิธีการคำนวณแบบนี้ใช้เวลาในการประมวลผลภาพค่อนข้างนาน



(ก)



(ข)

(ค)

รูปที่ 7.2 (ก) การเขียนโปรแกรม LabVIEW คำนวณค่า Speckle contrast โดยใช้ For loop และ (ข) ตำแหน่งเริ่มต้น และ (ค) เลื่อน Window ไปตามแกน X และ Y

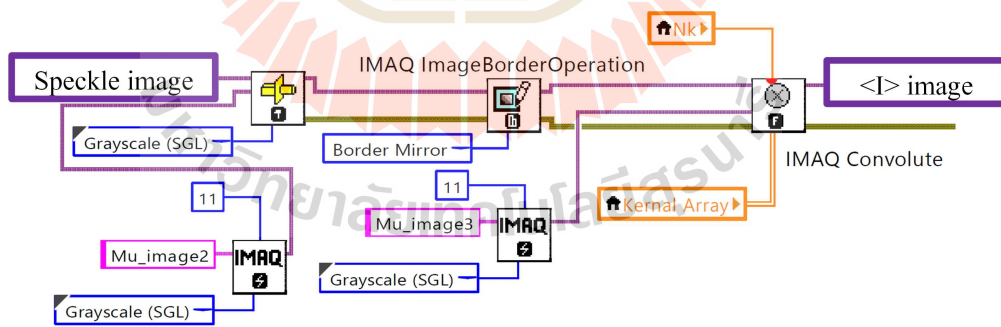
(2) การดำเนินงานโดยประยุกต์ใช้การคอนโวลูชัน

ในภายหลังผู้วิจัยพบว่า การคำนวณค่า Speckle contrast สามารถคำนวณได้ด้วยสมการ (7-1) [11] และการใช้ Convolution มาประยุกต์ [12] ในการหาค่าความเข้มแสงเฉลี่ย ($\langle I \rangle$) และผลรวมของความเข้มแสงกำลังสองภายในพื้นที่เล็กๆ ($\sum_{i=1}^N I_i^2$) ก็สามารถประมวลผลได้ภาพ Speckle contrast ได้เช่นกัน โดยไม่จำเป็นต้องเลื่อนหน้าต่างวิเคราะห์ภาพ Speckle ทีละพิกเซล

$$K = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} = \frac{\sqrt{\frac{1}{(N-1)} \left(\left(\sum_{i=1}^N I_i^2 \right) - N \langle I \rangle^2 \right)}}{\langle I \rangle} \quad (7-1)$$

เมื่อ K คือค่า Speckle contrast, σ คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าเฉลี่ยของความเข้มแสง ($\langle I \rangle$) ภายในพื้นที่เล็กๆ N คือจำนวนพิกเซลของหน้าต่างวิเคราะห์ภาพสเปกเคิล และ I_i คือค่าสีบนภาพ Raw speckle

โปรแกรม LabVIEW มีคำสั่งดำเนินการ Convolution อยู่แล้วทำให้ง่ายในการพัฒนาโปรแกรมรูปที่ 7.3 ทำให้สามารถใช้กล่องคำสั่งสร้างขอบภาพได้ ภาพ Speckle contrast มีขนาดภาพเท่ากับภาพ Raw speckle วิธีนี้ใช้เวลาในการประมวลผลภาพน้อยกว่าวิธีการแบบ For loop ดังตารางที่ 7.1



รูปที่ 7.3 โปรแกรม LabVIEW คำนวณค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงภายในพื้นที่เล็กๆ ($\langle I \rangle$ image)

ตารางที่ 7.1 เวลาที่ใช้ประมวลผลภาพ Raw speckle เป็นภาพ Speckle contrast ที่ขนาดภาพต่างๆ

| Image size (W×H, Pixel) | Processing time (Window = 7×7 pixel) | |
|-------------------------|--------------------------------------|------------------|
| | For loop (ms) | Convolution (ms) |
| 320×240 | 424 | 22 |
| 640×480 | 7820 | 50 |
| 1280×1024 | 356925 | 176 |

7.4 วิธีการทดลอง

7.4.1 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง K กับความเร็วการไหล

การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่า K กับความเร็วการไหลของเลือดในเส้นเลือดใช้ท่อ PTFE เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 4 mm ผนังหนา 1 mm แทนเส้นเลือด และใช้น้ำมันเข้มข้น 1% แทนเลือด ควบคุมการไหลของน้ำมันด้วย Syringe pump ที่ความเร็วการไหลเท่ากับ 2-10 mm/s เพิ่มขึ้นครั้งละ 2 mm/s

การทดลองครั้งนี้เลือกใช้ Aperture stop ของเลนส์เป็น $f/4$ และ Exposure time = 0.5 ms บันทึกภาพ Speckle ทุกๆ 40 ms จำนวน 1000 ภาพ แล้วนำไปประมวลผลภาพเป็นภาพ Speckle contrast การวิเคราะห์ค่า Speckle contrast ทำโดยเลือกอ่านค่า Speckle contrast บริเวณท่อ PTFE ที่มีการไหล แล้วนำค่าที่ได้แต่ละภาพจำนวน 100 ภาพมาเฉลี่ยเป็น 1 ข้อมูล ผลการทดลองที่ได้จะนำไปเปรียบเทียบกับค่า K ที่คำนวณจากการประมาณความเร็วการเคลื่อนที่ด้วยการกระจายแบบ Gaussian เนื่องจากการทำให้น้ำมันไหลในท่อขนาดใหญ่ (บทที่ 2)

7.4.2 ศึกษาผลของ Aperture stop

Aperture stop เป็นขนาดรูรับแสงของเลนส์รับภาพ นิยมเขียนเป็นตัวเลข $f/\#$ หรือ f -number เมื่อ # หรือ f -number คือหมายเลขที่ระบุที่เลนส์รับภาพ โดยที่ค่า $f/\#$ คืออัตราส่วนระหว่างระยะโฟกัสของเลนส์ (Focal length) กับขนาดรูรับแสง (D) ถ้า $f/\#$ มีค่าสูงขึ้นขนาดของ Aperture stop จะเล็กลงส่งผลให้แสงตกกระทบบนที่กล้องรับภาพน้อยลง

การศึกษาผลของ Aperture stop กับค่า K ใช้ตัวอย่างเป็นแผ่นพลาสติก (Polyoxymethylene, POM) ที่มีการกระเจิงแสงคล้ายกับผิวหนัง [13] กำหนดให้ Exposure time เท่ากับ 10 ms ใช้แผ่นฟิลเตอร์และการจัดแสงแบบ Cross polarization เพื่อลดการรบกวนจากแหล่งกำเนิดแสงภายนอกและการกระเจิงแสงบริเวณรอบนอกตัวอย่าง จากนั้นคำนวณค่า K เมื่อปรับ Aperture stop เท่ากับ $f/1.4, f/1.6, f/2, f/2.8, f/4, f/8$ และ $f/16$

7.4.3 ศึกษาผลของ Exposure time

การศึกษาค่าของ Exposure time กับค่า K ใช้ตัวอย่างการควบคุมความเร็วการไหล ขนาดของ Aperture stop และขั้นตอนการวิเคราะห์ภาพ K เหมือนหัวข้อ 7.4.1 แต่เปลี่ยนค่า Exposure time ในช่วง 0.5-20 ms แล้วเปรียบเทียบค่า K จากการคำนวณตามสมการการประมาณความเร็วการเคลื่อนที่ด้วยการกระจายแบบ Gaussian เนื่องจากเป็นการทำให้น้ำนมไหลในท่อขนาดใหญ่ (บทที่ 2)

7.4.4 การไหลของเลือดที่นิ้วมือ

การทดลองวัดการกระจายของเลือดในหัวข้อนี้เป็นการบันทึกภาพการไหลของเลือดที่นิ้วมือขณะที่มีการไหลของเลือดปกติเปรียบเทียบกับขณะที่ไม่มีการไหลของเลือดและกลับมามีการไหลปกติอีกครั้งหนึ่ง โดยภาพขณะที่ไม่มีการไหลของเลือดเป็นภาพหลังใช้ยางวงรัดรอบนิ้วมือ เป็นเวลา 1 นาที

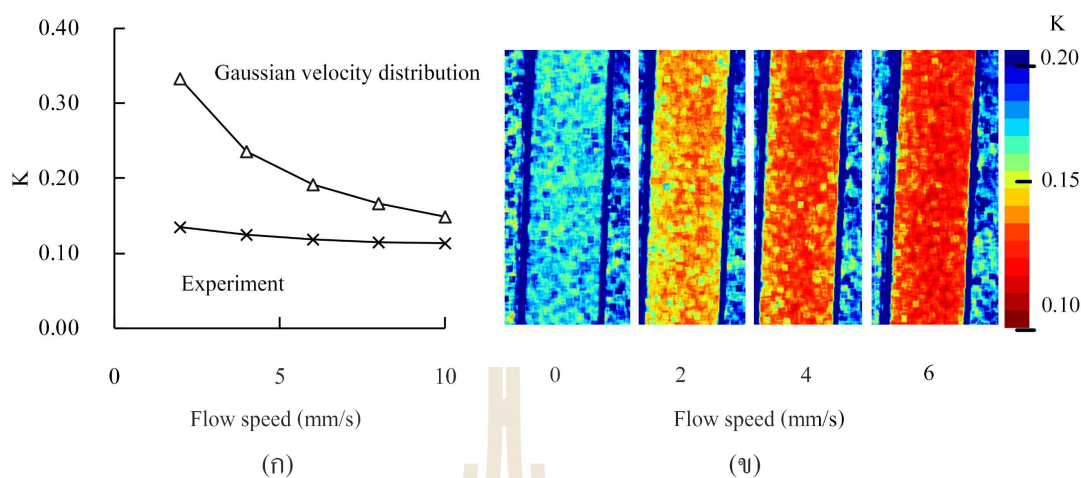
การตั้งค่ากล้องรับภาพใช้ Aperture stop ของเลนส์เป็น $f/4$ และ Exposure time เป็น 20 ms บันทึกภาพ Speckle จำนวน 100 ภาพ ทุกๆ 50 ms ไปประมวลผลภาพเป็น Speckle contrast แล้ววิเคราะห์ความเข้มแสงโดยเลือกอ่านค่าความเข้มแสงบริเวณนิ้วมือ ขณะที่มีการไหลของเลือดปกติ และไม่มีการไหลของเลือด แล้วนำค่าที่ได้แต่ละภาพ จำนวน 100 ภาพมาเฉลี่ยเป็น 1 ข้อมูล

7.5 ผลการทดลอง

7.5.1 การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง K กับความเร็วการไหล

ผลการทดลองพบว่าเมื่อความเร็วการไหล (Flow speed) เพิ่มขึ้น ค่า Speckle contrast (K) ลดลงแบบไม่เป็นเชิงเส้น (รูปที่ 7.4 (ก)) ค่า K จากการคำนวณด้วยการประมาณความเร็วแบบ Gaussian พบว่าค่า K มีค่าอยู่ในช่วง 0.15-0.33 สำหรับความเร็วในช่วง 2-10 mm/s และมีแนวโน้มลดลงเมื่อตัวอย่างมีการไหลที่เร็วขึ้นเช่นกัน แต่การเปลี่ยนแปลงของค่า K ในการทดลองอยู่ในช่วง 0.11-0.14 ซึ่งไม่ตรงกับการคำนวณในส่วนของเหตุผลได้อธิบายในหัวข้อวิเคราะห์ผลการทดลอง

เมื่อนำภาพ Speckle contrast แปลงเป็นภาพสีเทีมได้ภาพดังรูปที่ 7.4 (ข) พบว่าภาพกรณีน้ำนมอยู่นิ่งแตกต่างจากน้ำนมไหลด้วยความเร็วค่าหนึ่งอย่างชัดเจน เมื่อน้ำนมไหลเร็ว 2-6 mm/s สามารถแยกแยะความแตกต่างของการไหลได้ ถึงแม้ว่าค่า K ต่างกันไม่มากนักก็ตาม



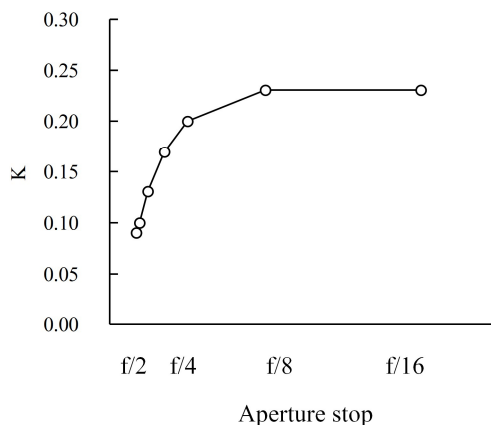
รูปที่ 7.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วการไหล (Flow speed) กับค่า Speckle contrast ที่ผ่านการเฉลี่ยข้อมูลจากภาพ Speckle contrast 100 ภาพ และใช้ Aperture stop = 4 และ Exposure time = 0.5 ms และ (ข) ภาพ Speckle เมื่อความเร็วเท่ากับ 0, 2, 4 และ 6 mm/s

7.5.2 การศึกษาผลของ Aperture stop

ผลการวัดค่า K เมื่อเปลี่ยนขนาดของ Aperture stop แสดงในรูปที่ 7.5 พบว่าค่า K จะมากขึ้น ถ้าลดขนาดของ Aperture stop ลง และค่า K จะเริ่มคงที่เมื่อใช้ Aperture stop เล็กกว่า $f/8$

ในการเลือกขนาด Aperture stop ต้องเลือกขนาดที่ให้ค่า K สูง แต่ทั้งนี้ต้องระวังเมื่อลดขนาด Aperture stop ลงความเข้มแสงที่กล้องรับได้มีค่าลดลงอย่างรวดเร็ว สัญญาณรบกวน (Noise) จะมีผลต่อการวัดค่า K มากขึ้น ดังนั้นผู้ใช้จึงต้องเลือก Aperture stop ที่ให้ทั้งค่า K และความเข้มแสงสูง

การจัดอุปกรณ์เชิงแสงที่ได้กล่าวในหัวข้อ 7.2 การใช้ $f/8$ เป็นตัวเลือกที่ดีที่สุดเนื่องจากให้ค่า K สูง โดยที่ความเข้มแสงตอนเปิดแหล่งกำเนิดแสงแตกต่างจากตอนปิดแหล่งกำเนิดแสง นอกจากนี้ขนาดของ Speckle (Speckle size) (สมการ (2-19)) ที่ $f/8$ พบว่ามี Speckle size = 16.1 μm ซึ่งมีขนาดมากกว่าสองเท่าของขนาดพิกเซล (1 พิกเซลมีขนาดเท่ากับ 7.5 μm)

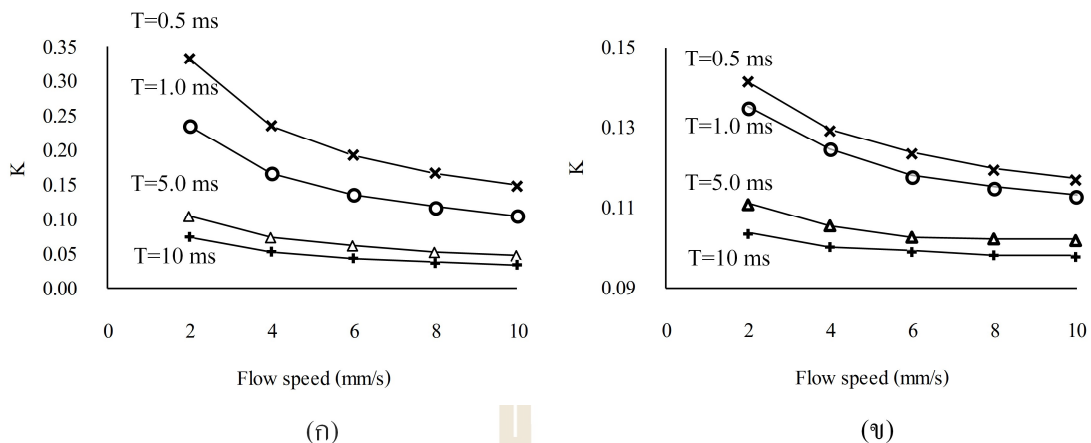


รูปที่ 7.5 (ก) ผลการวัดค่า Speckle contrast ที่ได้จากภาพ Speckle ที่ Aperture stop ต่างๆ

7.5.3 การศึกษาผลของ Exposure time

ค่า K จากการคำนวณด้วยสมการ Gaussian (สมการที่ (2-18)) เมื่อแทนค่า Exposure time เท่ากับ 0.5-10 ms ความเร็วการไหลเท่ากับ 2-10 mm/s (รูปที่ 7.6 (ก)) พบว่าความเร็วการไหลเดียวกันค่า K ลดลงเมื่อ Exposure time สูงขึ้นและจากผลการทดลองรูปที่ 7.6 (ข) พบว่ามีแนวโน้มเช่นเดียวกับการคำนวณ โดยค่า K จากการทดลองมีการเปลี่ยนแปลงของค่า K อยู่ในช่วง 0.10-0.15 ต่ำกว่าการคำนวณการคำนวณซึ่งอยู่ในช่วง 0.05-0.35 ซึ่งค่าที่ได้จากการทดลองไม่ตรงกับค่าที่ได้จากการคำนวณ เหตุผลจะได้อธิบายในหัวข้อวิเคราะห์ผลการทดลอง

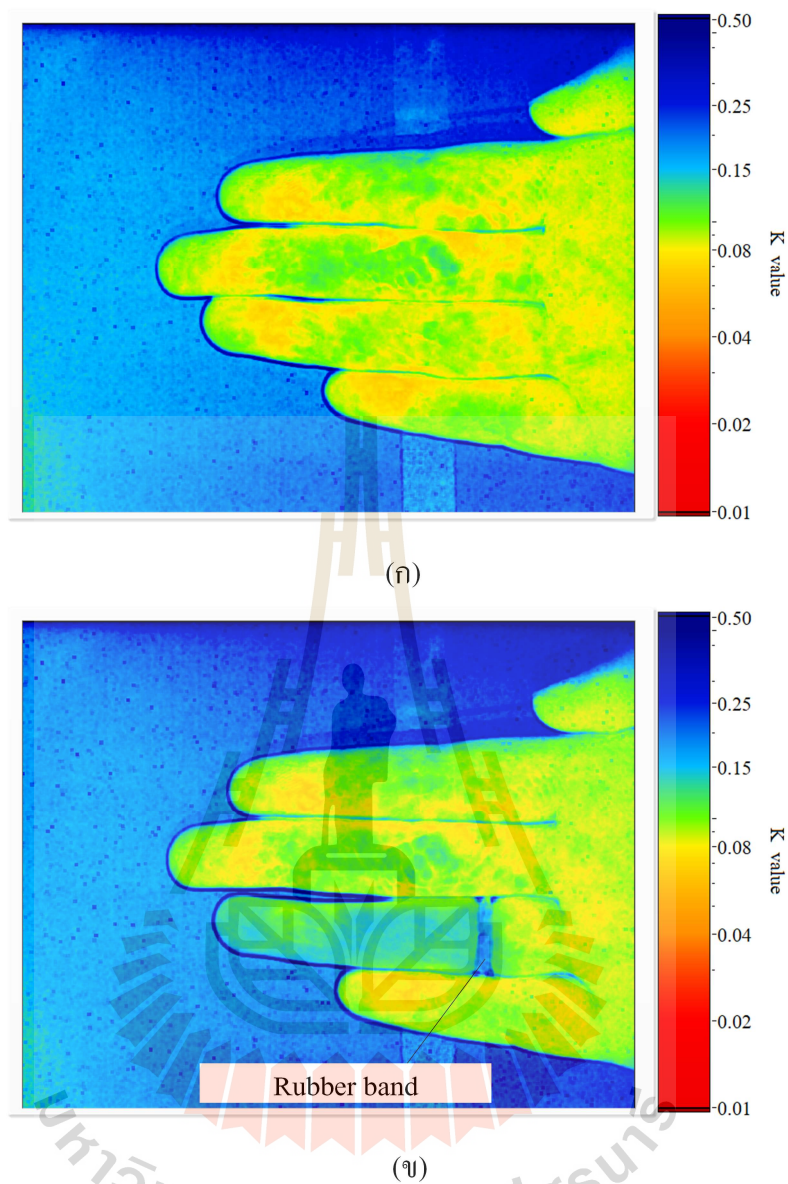
จากกราฟรูปที่ 7.6 เมื่อมีความเร็วการไหลที่สูงค่า K จะไม่ค่อยขึ้นกับความเร็วการไหล โดยที่ Exposure time ต่ำมีการเปลี่ยนแปลงของค่า K กับความเร็วการไหลสูงกว่าเมื่อ Exposure time สูงหรือในอีกความหมายหนึ่งค่า K จะมีความไว (Sensitivity) ลดลงเมื่อความเร็วของวัตถุสูงขึ้น หรือเมื่อค่า Exposure time ของกล้องมากขึ้น เช่น การเปลี่ยนแปลงของค่า K เมื่อ Exposure time มีค่าเข้าใกล้ Decorrelation time (τ_c) ค่า K จะมีความไวสูงสุดซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Yuan และคณะ [6]



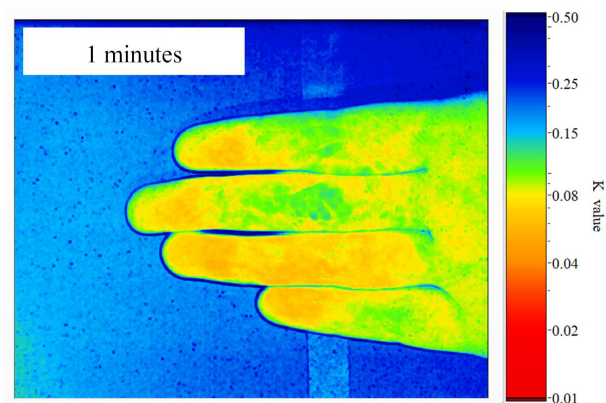
รูปที่ 7.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Exposure time กับค่า Speckle contrast (K) (ก) จำนวนด้วยสมการแบบ Gaussian (สมการที่ (2-18)) และ (ข) ผลการทดลอง

7.5.4 การวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือ

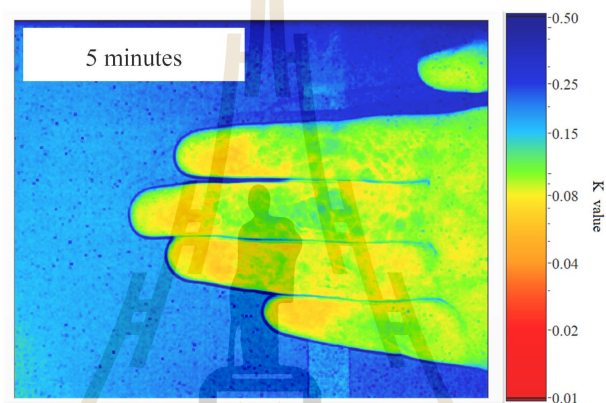
เทคนิค LSCI สามารถใช้วัดอัตราการไหลของเลือดในเชิงเปรียบเทียบได้โดยไม่ต้องสัมผัสกับตัวอย่าง ผลการวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือแสดงดังรูปที่ 7.7 พบว่าบริเวณที่มีการไหลของเลือดมีค่า K เฉลี่ยเท่ากับ 0.09 ดังรูปที่ 7.7 (ก) การใช้ยางรัดที่นิ้ว โดยปกติแล้วการไหลของเลือดที่ปลายนิ้วที่รัดด้วยยางวงมีการไหลที่ช้าลงหรือไม่มีการไหลของเลือด เมื่อถ่ายภาพ Speckle และนำไปวิเคราะห์ภาพเป็นภาพ Speckle contrast จะได้ดังรูปที่ 7.7 (ข) พบว่าบริเวณที่ไม่มี การไหลของเลือดมีค่า K เท่ากับ 0.14 ซึ่งเพิ่มขึ้นจากเดิม แสดงว่ามีการไหลที่ช้าลง เมื่อเอาหนังยางที่รัดอยู่ออก ค่า K ลดลง เลือดมีการไหลเร็วขึ้น เมื่อผ่านไประยะเวลาหนึ่ง เลือดจะมีการไหลเหมือนปกติดังรูปที่ 7.8 การทดลองการไหลของเลือดที่นิ้วมือนี้แสดงให้เห็นว่าเทคนิค LSCI สามารถประเมินความแตกต่างของความเร็วการไหลที่นิ้วมือได้จากภาพ Speckle contrast



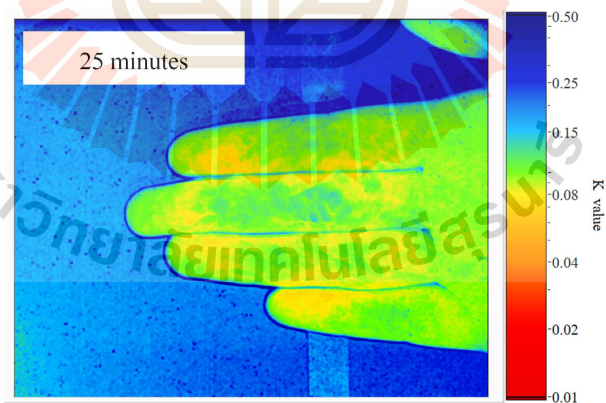
รูปที่ 7.7 ผลการวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือ (ก) ก่อนรัดนิ้วมือ และ (ข) หลังรัดนิ้วมือ 1 นาทีด้วย
ยางวง



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 7.8 ผลการวัดการไหลของเลือดที่นิ้วมือหลังเอายางรัดออกจากนิ้วนางออกเป็นเวลา (ก) 1 นาที (ข) 5 นาที และ (ค) 25 นาที ตามลำดับ

7.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองในหัวข้อที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่าการเปลี่ยนแปลงของค่า K ไม่ได้ขึ้นกับความเร็วการไหลของวัตถุเพียงอย่างเดียว แต่ขึ้นกับการตั้งค่าพารามิเตอร์ของกล้องด้วย ได้แก่ Aperture stop และ Exposure time ดังนั้นในการทดลองแต่ละครั้ง ควรสอบเทียบค่า K กับความเร็วการไหลของวัตถุ โดยตั้งพารามิเตอร์ของกล้องให้สอดคล้องกับจุดประสงค์การทดลอง และกำหนดพารามิเตอร์ดังกล่าวให้เท่าเดิมตลอดการทดลอง

การวิเคราะห์ความเร็วการไหลด้วยเทคนิค LSCI เป็นการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของ Speckle ซึ่งพื้นที่ ขนาดของ Speckle บนภาพควรมีขนาดใหญ่กว่า 2 เท่าของขนาดกล้อง พิกเซลทั้งในแนวแกน x และ y [1] ซึ่งการปรับ Aperture stop ทำให้ขนาดของ Speckle ที่ปรากฏบนภาพเปลี่ยนไป โดยที่ขนาด Aperture stop เล็ก ($f/\#$ สูง) ให้ขนาดของ Speckle ใหญ่ขึ้น และเมื่อประมวลผลภาพ Speckle เป็นภาพ Speckle contrast ค่า K ที่ได้จะมีค่าสูงขึ้น แต่การใช้ขนาด Aperture stop เล็กส่งผลให้แสงเข้าระบบรับภาพได้น้อยลง เมื่อปรับขนาด Aperture stop เล็กมาก แสงที่เข้าระบบรับภาพไม่เพียงพอต่อการประมวลผลภาพ Speckle contrast ปัญหาดังกล่าวสามารถแก้ไขได้ด้วยการเพิ่มความสว่างของแหล่งกำเนิดแสง หรือในบางกรณีที่ไม่สามารถเพิ่มความสว่างของแหล่งกำเนิดแสงได้ อาจแก้ไขโดยการปรับระยะวัตถุให้สั้นลง หรือเปลี่ยนแหล่งกำเนิดแสงเป็นความยาวคลื่นที่สูงขึ้น เนื่องจากพารามิเตอร์ดังกล่าวมีผลต่อขนาดของ Speckle เช่นกัน ตามสมการการคำนวณขนาด Speckle

ภาพ Speckle ที่บันทึกได้เป็นภาพ Speckle ที่ได้จากผลรวมความเข้มแสงในช่วง Exposure time ของกล้อง ถ้าวัตถุเคลื่อนที่ช้ากว่า Exposure time แล้วภาพที่ได้จะเห็นภาพวัตถุนั้นหยุดนิ่ง แต่ถ้าวัตถุเคลื่อนที่เร็วกว่า Exposure time ภาพที่ได้จะเห็นการเคลื่อนที่ของวัตถุนั้นเบลออก เมื่อวัตถุเคลื่อนที่เร็วมากขึ้นภาพที่บันทึกได้จะเบลออกมากขึ้น ถ้าวัตถุมีความเร็วสูงเกินไปค่า Speckle contrast จะไม่เปลี่ยนแปลง เช่นเดียวกับการถ่ายภาพปกติ เมื่อวัตถุเคลื่อนที่เร็วเกินไปก็จะไม่สามารถถ่ายภาพได้ชัด ยกเว้นต้องใช้กล้องที่มีค่า Exposure time ต่ำ ดังนั้นการปรับ Exposure time จำเป็นต้องทราบความเร็วการไหลที่สนใจก่อน เพื่อปรับ Exposure time ให้สามารถแยกความเร็วการไหลที่สนใจได้

จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าการปรับ Exposure time ลดลงสามารถแยกแยะความเร็วการไหลได้ดีกว่า Exposure time สูง อย่างไรก็ตาม Exposure time ต่ำความเข้มแสงบนอุปกรณ์รับภาพจะน้อยไปด้วย แล้วจะเหมือนกับการปรับ Aperture stop ให้มีขนาดเล็ก ปัญหานี้แก้ไขได้ด้วยการเพิ่มความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสง หรือในกรณีที่ไม่สามารถเพิ่มความเข้มแสงที่แหล่งกำเนิด

แสงได้ อาจจะไม่เลือก Exposure time ที่ให้ผลการเปลี่ยนแปลงของค่า K กับการเปลี่ยนความเร็วการไหลในช่วงที่สนใจที่ดีที่สุดแทน

การออกแบบเครื่องมือวิเคราะห์การไหลของเลือดด้วยเทคนิค LSCI จำเป็นต้องเลือกขนาด Aperture stop และเวลารับแสงที่เหมาะสมกับการวัดความเร็วการไหลที่สนใจ แต่ในบางครั้งอาจจะไม่สามารถปรับ Aperture stop และเวลารับแสงให้เหมาะสมได้ เนื่องจากข้อจำกัดของแหล่งกำเนิดแสง อาจจะแก้ไขโดยปรับขนาด Aperture stop ให้ใหญ่ขึ้นจนมีขนาด Speckle เท่ากับขนาดพิกเซล ซึ่งขนาด Speckle ดังกล่าวยังคงสามารถแยกแยะการไหลได้ [2]

การถ่ายภาพวิเคราะห์ความเร็วการไหลด้วยเทคนิค LSCI สามารถบอกได้ว่าบริเวณหนึ่งมีการไหลที่เร็วกว่าอีกบริเวณหนึ่ง แต่ไม่สามารถคำนวณค่า K เป็นความเร็วการไหลโดยตรงได้ การตีความหมายความเร็วสามารถทำได้โดยเปรียบเทียบความเร็วการไหลกับค่า K หรือประมาณความเร็วการไหลด้วยสมการ Lorentzian กรณีมีการเคลื่อนที่แบบบราวน์หรือการเคลื่อนที่ในท่อนขนาดเล็ก หรือสมการแบบ Gaussian สำหรับการไหลภายในท่อที่มีขนาดใหญ่ [4]

นอกจากนี้การทดลองแสดงให้เห็นว่าค่า K ที่ได้จากการทดลองและคำนวณจากสมการ Gaussian มีแนวโน้มที่เหมือนกัน แต่ค่าที่ได้ยังไม่ตรงกับการทดลอง อาจจะเป็นเพราะสมการที่ใช้ไม่ได้พิจารณาผลของขนาด Aperture stop ผลของการกระเจิงแสงของวัตถุที่อยู่หนึ่ง และสัญญาณรบกวนอื่นๆ [1, 14]



7.7 สรุปผลการทดลอง

เทคนิค LSCI เป็นเทคนิคการถ่ายภาพความเร็วของวัตถุได้ทั้งบริเวณที่สนใจโดยไม่ต้องสแกนลำแสง และได้รับความนิยมใช้วัดการไหลของเลือดภายในเส้นเลือด ผู้วิจัยจึงสนใจศึกษาเทคนิคดังกล่าว เริ่มต้นด้วยการศึกษาการวิเคราะห์การไหลของเลือดในท่อและศึกษาพารามิเตอร์ของกล้องที่มีผลต่อการคำนวณค่า Speckle contrast รวมทั้งศึกษาการไหลของเลือดที่นิ้วมือ เมื่อจำลองบริเวณที่ไม่มี การไหลของเลือดด้วยการใช้ยางวงรัดที่นิ้วมือ

พบว่าเมื่อเลือดมีการไหลในท่อที่เร็วขึ้นค่า Speckle contrast ลดลง นอกจากนี้พารามิเตอร์ของกล้องรับภาพ ได้แก่ ขนาด Aperture stop และเวลารับแสงมีผลทำให้ค่า Speckle contrast เปลี่ยนไปด้วย โดยที่ขนาด Aperture stop และ Exposure time แปรผกผันกับค่า Speckle contrast การพัฒนาเครื่องมือวิเคราะห์การไหลด้วยเทคนิค LSCI จำเป็นต้องกำหนดพารามิเตอร์ดังกล่าวให้คงที่ เพื่อสอบเทียบความเร็วการไหลกับค่า Speckle contrast สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ความเร็วการไหลต่อไป

นอกจากนี้เทคนิค LSCI สามารถประเมินความแตกต่างของความเร็วการไหลที่นิ้วมือ บริเวณที่มีการไหลของเลือด และบริเวณที่ไม่มี การไหลของเลือดได้

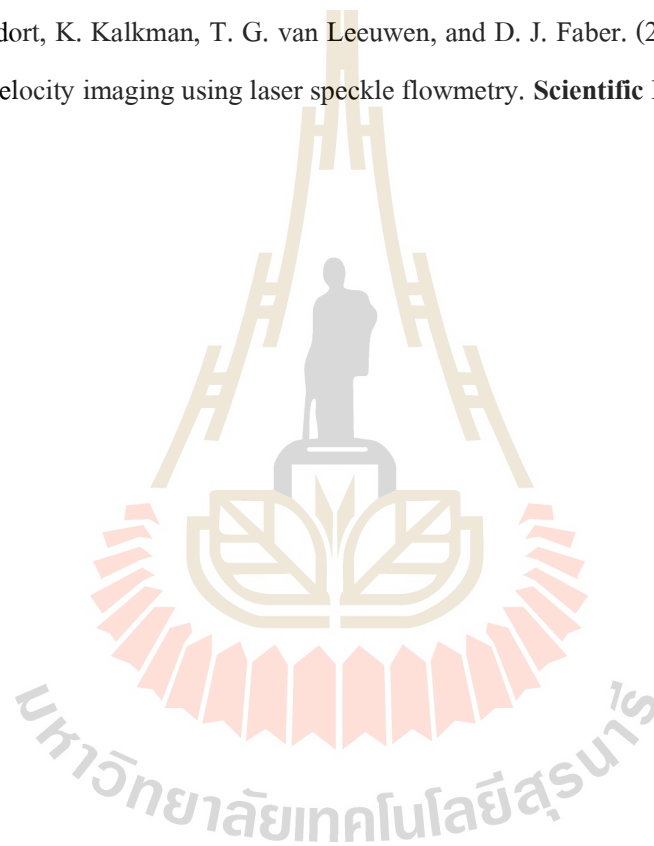
เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นนี้น่าจะมีประโยชน์สำหรับการเริ่มต้นพัฒนาเครื่องมือวิเคราะห์การไหลของเลือดในเส้นเลือดหรือการกระจายของเลือด

ในอนาคตผู้วิจัยคาดว่าจะพัฒนาเครื่องมือวิเคราะห์การไหลของเลือดให้อยู่ในเครื่องมือเดียวกันกับการถ่ายภาพเส้นเลือดได้ผิวหนัง รวมทั้งพัฒนาให้มีขนาดเล็ก นอกจากนี้ยังต้องแก้ไขผลกระทบที่เกิดจากการสั่นของอุปกรณ์

7.8 รายการอ้างอิง

- [1] P. G. Vaz, A. Humeau-Heurtier, E. Figueiras, C. Correia, and J. Cardoso. (2016). Laser Speckle Imaging to Monitor Microvascular Blood Flow: A Review. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**. 9:106-120.
- [2] J. Senarathna, A. Rege, N. Li, and N. V. Thakor. (2013). Laser Speckle Contrast Imaging: theory, instrumentation and applications. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**. 6: 99-110.
- [3] J. Allen and K. Howell. (2014). Microvascular imaging: techniques and opportunities for clinical physiological measurements. **Physiological Measurement**. 35 (7): R91-R141.
- [4] M. Draijer, E. Hondebrink, T. van Leeuwen, and W. Steenbergen. (2009). Review of laser speckle contrast techniques for visualizing tissue perfusion," **Lasers in Medical Science**. 24 (4) : 639-651.
- [5] D. A. Boas and A. K. Dunn. (2010). Laser speckle contrast imaging in biomedical optics," **Journal of Biomedical Optics**. 15 (1): 011109.
- [6] S. Yuan, A. Devor, D. A. Boas, and A. K. Dunn. (2005). Determination of optimal exposure time for imaging of blood flow changes with laser speckle contrast imaging," **Applied Optics**. 44 (10): 1823-1830.
- [7] T. Binzoni, A. Humeau-Heurtier, P. Abraham, and G. Mahe. (2013). Blood Perfusion Values of Laser Speckle Contrast Imaging and Laser Doppler Flowmetry: Is a Direct Comparison Possible?. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. 60 (5): 1259-1265.
- [8] J. Briers and A. Fercher. (1982). Retinal Blood Flow Visualization by Means of Laser Speckle. In G. V. Bally and P. Greguss (eds.). **Optics in Biomedical Sciences** (158-161). Austria : Springer.
- [9] N. Hecht, J. Woitzik, S. Konig, P. Horn, and P. Vajkoczy. (2013). Laser speckle imaging allows real-time intraoperative blood flow assessment during neurosurgical procedures," **Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism**. 33 (7): 1000-1007.
- [10] L. Yang, S. You, L. Zhang, T. Yang, P. Li, and J. Lu. (2013). Noninvasive vasculature detection using laser speckle imaging in avian embryos through intact egg in early incubation stage. **Biomedical Optics Express**. 4 (1): 32-37.

- [11] O. Yang, D. Cuccia, and B. Choi. (2011). Real-time blood flow visualization using the graphics processing unit. **Journal of biomedical optics**. 16 (1): 016009.
- [12] D. D. Duncan, S. J. Kirkpatrick, and R. K. Wang (2008). Statistics of local speckle contrast. **Journal of the Optical Society of America A**. 25 (1): 9-15.
- [13] M. Nemati, C. N. Presura, H. P. Urbach, and N. Bhattacharya. (2014). Dynamic light scattering from pulsatile flow in the presence of induced motion artifacts. **Biomedical Optics Express**. 5 (7): 2145-2156.
- [14] A. Nadort, K. Kalkman, T. G. van Leeuwen, and D. J. Faber. (2016). Quantitative blood flow velocity imaging using laser speckle flowmetry. **Scientific Reports**. 6: 25258.



บทที่ 8

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์นี้ได้พัฒนาเครื่องมือเชิงแสงขึ้นมา 2 ชนิด ประกอบด้วยเครื่องมือสำหรับ NIR imaging เป็นเทคนิคถ่ายภาพที่มีการนำไปใช้ถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังสำหรับประยุกต์ใช้งานทางด้านการศึกษา และเครื่องมือสำหรับถ่ายภาพแบบ LSCI เป็นเทคนิคถ่ายภาพความเร็วการไหลของวัตถุ ได้ทั้งบริเวณโดยไม่ต้องสแกนและไม่สัมผัสตัวอย่างโดยตรง โดยมีเป้าหมายระยะยาวคือการผนวกรวมเทคนิคทั้งสองเข้าด้วยกันในเครื่องเดียวเพื่อใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดในเส้นเลือดหรือเส้นเลือดเทียม

การพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังได้พัฒนาทั้งหมด 3 รุ่นให้มีขนาดเล็กสามารถพกพาได้และราคาถูกลง เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังที่บ้านผู้ป่วยเองได้ โดยรุ่นแรกใช้กล้อง NIR CMOS เป็นอุปกรณ์รับภาพให้ภาพที่มีคุณภาพสูง แต่ราคาแพงและอุปกรณ์ยึดจับที่ออกแบบมีขนาดใหญ่ไม่เหมาะกับการถ่ายภาพที่บ้านผู้ป่วย รุ่นที่สองใช้กล้อง Webcam เป็นอุปกรณ์รับภาพราคาถูกลง แต่ส่งข้อมูลผ่านสายทำให้ใช้งานไม่สะดวก และรุ่นที่สามใช้กล้อง IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพราคาถูกลงและมีแหล่งกำเนิดแสงภายในทำให้ต้นทุนในการสร้างต้นแบบถูกลงและมีการส่งข้อมูลแบบไร้สายทำให้ใช้งานได้สะดวกขึ้น

ในช่วงแรกของการพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดแบบ NIR imaging เพื่อใช้ประเมินการตีตันของเส้นเลือดเทียม ได้ใช้ Phantom แทนเนื้อเยื่อจริงและได้ศึกษาการจัดแสง 2 รูปแบบคือการจัดแสงแบบสะท้อนและการจัดแสงแบบ Dark field illumination

ผลการถ่ายภาพ Phantom โดยจัดแสงแบบสะท้อนแสดงให้เห็นว่าแสง NIR สามารถทะลุผ่านผิวหนังและเส้นเลือดเทียมไปยังเลือดภายในเส้นเลือดเทียมได้ที่ความลึก 10 mm สำหรับท่อเส้นผ่าศูนย์กลางภายใน 4 mm ผนังหนา 1 mm เมื่อทดสอบถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมกับบ็อกเกอร์ พบว่าการจัดแสงแบบ Dark field illumination ให้ภาพที่ชัดเจนกว่าการจัดแสงแบบสะท้อน นอกจากนี้การจัดแสงแบบ Dark field illumination สามารถลดการสะท้อนแสงของผิวหนังได้ อย่างไรก็ตามการจัดแสงดังกล่าวมีการสัมผัสตัวอย่างซึ่งอาจส่งผลเสียต่อสุขภาพผู้ป่วยได้ ดังนั้นการใช้เทคนิคการจัดแสงแบบ Dark field illumination จึงต้องมีการออกแบบและพัฒนาเพิ่มเติม

งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้การจัดแสงแบบสะท้อน ในการทดลองถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมของผู้ป่วยโรคไต พบว่าการถ่ายภาพแขนผู้ป่วยโรคไตด้วยเทคนิค NIR imaging ยังไม่สามารถประเมิน

รูปร่างหรือขนาดของเส้นเลือดเทียมได้โดยตรง แต่สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังของผู้ป่วยได้ ทั้งนี้อาจเป็นเพราะผิวหนังของผู้ป่วยที่มีลักษณะแห้งและแข็ง ทำให้แสงไม่สามารถทะลุผิวหนังได้ กรณีนี้ต้องมีการพัฒนาปรับปรุงเครื่องมือเพิ่มเติมจึงจะสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดเทียมได้

นอกจากนี้ยังพบว่าเมื่อนำเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นไปถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง เทคนิคการจัดแสงแบบ Dark field illumination ให้ภาพที่มี Contrast สูงกว่าการจัดแสงแบบสะท้อน ข้อมูลดังกล่าวสามารถใช้พัฒนาเครื่องมือให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพเส้นเลือดผู้ป่วยที่มีเส้นเลือดอยู่ลึกได้

ภาพถ่ายของเส้นเลือดใต้ผิวหนังที่ได้จากเทคนิค NIR imaging ปกติจะได้ภาพเส้นเลือดไม่ชัดเจนมากนัก งานวิจัยนี้จึงพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับประมวลผลภาพที่ได้จากเทคนิค NIR imaging งานวิจัยนี้ได้พัฒนาโปรแกรมปรับปรุงภาพ 5 วิธี ได้แก่ Histogram stretching, Histogram equalization, Normalization, Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ประเมินความชัดของเส้นเลือดที่เพิ่มขึ้นด้วยค่า Contrast improvement index (CII) รวมถึงได้ศึกษาเวลาในการประมวลผลภาพของแต่ละเทคนิค

ผลการทดสอบพบว่าการปรับปรุงภาพทั้ง 5 วิธี สามารถเพิ่มความชัดของเส้นเลือดได้ การปรับปรุงด้วยวิธี Histogram stretching, Histogram equalization และ Normalization ให้ภาพชัดขึ้นบริเวณกลางภาพตัวอย่างแต่บริเวณรอบข้างตัวอย่างมีลดลง ส่วนวิธี Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ให้ภาพเส้นเลือดชัดขึ้นทั้งภาพ แต่ใช้เวลาประมวลผลภาพนาน งานวิจัยนี้จึงเลือกใช้วิธี Histogram equalization ปรับปรุงภาพเนื่องจากโปรแกรม LabVIEW ที่มีคำสั่งดังกล่าวอยู่แล้ว ทำให้สามารถประมวลผลภาพได้เร็วกว่าวิธีอื่น ถึงแม้ว่าค่า CII จะน้อยกว่าวิธีการ Histogram equalization, Normalization, Laplacian of Gaussian และ Local histogram stretching ก็ตาม ภาพเส้นเลือดที่ชัดขึ้นน่าจะช่วยการประเมินการตีบของเส้นเลือดทำได้ง่ายขึ้น

จากผลการวิจัยและพัฒนาเครื่องมือที่กล่าวข้างต้น ทำให้เกิดแนวความคิดที่จะพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังให้มีราคาถูก เพื่อใช้กับการเรียนการสอนของนักศึกษาในสาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพ งานวิจัยนี้จึงได้เลือกใช้กล้องเว็บแคมมาแทนกล้อง CMOS ที่มีราคาสูง ผลการทดสอบเบื้องต้นพบว่าเครื่องมือสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ใกล้เคียงกับการใช้กล้อง CMOS จึงได้นำไปทดสอบเบื้องต้นกับการเรียนการสอนปฏิบัติการให้สารละลายทางเส้นเลือดดำ โดยคาดว่าเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นน่าจะช่วยลดจำนวนครั้งและลดความกังวลให้กับนักศึกษาได้ ผลการทดสอบเบื้องต้นกับนักศึกษาสาขาพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ชั้นปีที่ 2 ที่กำลังเรียนวิชาฝึกทักษะทางพยาบาล พบว่าจำนวนครั้งและเวลาในการแทงเข็มของนักศึกษาพยาบาลกลุ่มที่ใช้เครื่องมือมีจำนวนครั้งและเวลาดำเนินการน้อยกว่ากลุ่มไม่ใช้เครื่องมือเล็กน้อย

เมื่อนำข้อมูลที่ได้ทดสอบด้วยวิธีการทางสถิติพบว่าทั้ง 2 กลุ่มใช้เวลาในการแทงเข็ม และจำนวนครั้งในการแทงเข็มไม่แตกต่างกัน อย่างไรก็ตามเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นน่าจะมีประโยชน์ต่อการเรียนการสอนได้ เช่น การใช้เครื่องมือสาธิตตำแหน่งเส้นเลือดที่เหมาะสมให้กับนักศึกษาหรือการให้นักศึกษาใช้เครื่องมือนี้ศึกษาลักษณะเส้นเลือดก่อนจะมีการทำปฏิบัติการจริง

การพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดดำใต้ผิวหนังให้มีราคาถูก ขนาดเล็ก และสามารถพกพาได้ งานวิจัยนี้ได้ออกแบบให้ IP camera เป็นอุปกรณ์รับภาพ เนื่องจากภายใน IP camera มีกล้องรับภาพ แล่งกำเนิดแสงและอุปกรณ์ส่งข้อมูลแบบไร้สายอยู่แล้ว ทำให้ไม่จำเป็นต้องสร้างอุปกรณ์ขึ้นมาใหม่ งานวิจัยนี้ได้ออกแบบการจัดอุปกรณ์เชิงแสงของ IP camera ใหม่ให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพเส้นเลือดบริเวณมือ นอกจากนี้ยังออกแบบที่จับอุปกรณ์เพิ่มเติมเพื่อให้ง่ายต่อการถ่ายภาพ

การประเมินคุณภาพของภาพเส้นเลือดที่ได้จากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นนี้ได้เปรียบเทียบค่า Image contrast ของภาพเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบบริเวณหลังมือและแขนกับภาพที่ถ่ายได้ด้วยเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นโดยใช้กล้อง CMOS และกล้องเว็บแคม พบว่าเครื่องมือที่ใช้ IP camera ให้ภาพเส้นเลือดที่มีค่า Contrast ของเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบต่ำกว่าเครื่องมือที่ใช้กล้อง CMOS แต่ไม่แตกต่างกับเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นโดยใช้กล้องเว็บแคม สำหรับอาสาสมัครผิวสีเข้ม หรืออ้วนระดับ 1

เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ คาดว่าน่าจะมีประโยชน์ในการนำไปใช้ในการวิเคราะห์ความผิดปกติของเส้นเลือดใต้ผิวหนัง การเรียนการสอนสำหรับสาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพ นอกจากนี้เครื่องมือมีขนาดที่สามารถพกพาได้ เจ้าหน้าที่สามารถใช้ถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังผู้ป่วยที่บ้านผู้ป่วยได้

การพัฒนาเครื่องมือแบบ LSCI สำหรับวิเคราะห์การไหลของเลือดได้ศึกษาการวิเคราะห์การไหลของเลือดในท่อและศึกษาพารามิเตอร์ของกล้องที่มีผลต่อการคำนวณค่า Speckle contrast รวมทั้งศึกษาการไหลของเลือดที่นิ้วมือ พบว่าเมื่อเลือดมีการไหลที่เร็วขึ้นค่า Speckle contrast ลดลง นอกจากนี้พารามิเตอร์ของกล้องรับภาพ ได้แก่ Aperture stop และ Exposure time มีผลต่อค่า Speckle contrast โดยที่ Aperture stop หรือ Exposure time แปรผกผันกับค่า Speckle contrast การพัฒนาเครื่องมือวิเคราะห์การไหลของเลือดด้วยเทคนิค LSCI จำเป็นต้องกำหนดพารามิเตอร์ดังกล่าวให้เหมาะสมสำหรับการวัดค่าความเร็วการไหลของวัตถุที่สนใจศึกษา

การทดสอบการไหลของเลือดที่นิ้วมือแสดงให้เห็นว่าเทคนิค LSCI สามารถจำแนกความเร็วการไหลของเลือดบริเวณที่มีการไหลของเลือดปกติกับบริเวณที่ไม่มีไหลของเลือดได้ โดยบริเวณที่ไม่มีไหลของเลือดคือบริเวณที่ใช้ยางวงรัดที่นิ้วมือ ดังนั้นภาพ Speckle contrast ที่ได้น่าจะมีประโยชน์ในการช่วยประเมินการตีบของเส้นเลือด เพื่อให้คำแนะนำเบื้องต้น ในการดูแล

รักษาแก่ผู้ป่วยได้อย่างทันเวลา หรือนำข้อมูลที่ได้อัปโหลดไปขอคำแนะนำจากแพทย์เฉพาะทางเพิ่มเติม การพัฒนาเครื่องมือถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในอนาคต คาดว่าจะพัฒนาโปรแกรมรับภาพจาก IP camera ขึ้นมาเองเพื่อให้สามารถเพิ่มปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบนโทรศัพท์มือถือหรือแท็บเล็ตได้ รวมทั้งพัฒนาระบบส่งข้อมูลภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังผ่านอินเทอร์เน็ต เพื่อให้ผู้ป่วยถ่ายภาพเส้นเลือดตัวเองส่งให้แพทย์หรือพยาบาลผู้ดูแลวินิจฉัยความผิดปกติในเบื้องต้นได้

การพัฒนาเครื่องมือวิเคราะห์การไหลของเลือดให้อยู่ในเครื่องมือเดียวกับการถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังและมีขนาดเล็ก รวมถึงแก้ไขผลกระทบที่เกิดจากการสั่นของอุปกรณ์

การพัฒนาการปรับปรุงภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังในอนาคตคาดว่าจะปรับปรุงโปรแกรมทำ Laplacian of Gaussian ให้สามารถประมวลผลภาพได้เร็วขึ้น และพัฒนาโปรแกรมในส่วนของการกำหนดหน้าต่างดำเนินการตามภาพตั้งต้นอัตโนมัติ เนื่องจากภาพที่ได้จากเทคนิคดังกล่าวให้รายละเอียดของเส้นเลือดชัดเจนทั้งภาพและสามารถเดาลักษณะของเส้นเลือดบนภาพได้



การบันทึกภาพจากกล้องสามารถเขียนโปรแกรมได้หลายวิธี เช่น เขียนโปรแกรมรับภาพต่อเนื่องด้วย While loop หรือรับภาพต่อเนื่องด้วย Even structure เป็นต้น นอกจากนี้วิธีการบันทึกภาพมีหลายวิธี เช่น บันทึกภาพลงหน่วยความจำหลัก (Random access memory, RAM) ก่อนบันทึกข้อมูลลงหน่วยความจำรอง (Hard disk drive, HDD) หรือบันทึกภาพลง HDD ของเครื่องโดยตรง หรือบันทึกภาพลง HDD ภายนอก เป็นต้น ซึ่งวิธีการรับภาพหรือการบันทึกภาพแต่ละวิธีมีข้อดี ข้อเสียแตกต่างกันขึ้นอยู่กับการใช้งาน หัวข้อนี้อธิบายผลการบันทึกข้อมูลภาพจากกล้องด้วยวิธีต่างๆ

(1) โปรแกรมรับภาพต่อเนื่องโดยใช้ Even structure

การทดสอบบันทึกภาพ 12 บิต จากกล้อง Basler acA 1300-60gm โดยใช้ Even structure รับภาพต่อเนื่อง รับภาพเมื่อมีเหตุการณ์การส่งภาพจากกล้อง (Frame Done) ภายในโปรแกรมบันทึกภาพมีโปรแกรมในส่วนของการกำหนดเวลาสำหรับหน่วยเวลารับภาพ ในการทดสอบกำหนดให้บันทึกภาพขนาด 1282×1026 พิกเซล ความลึกของสี = 12 bit จำนวน 100 ภาพ บันทึกเป็นภาพ 16 bit ลงบนอุปกรณ์ 3 อุปกรณ์ อุปกรณ์ที่ 1 เป็นการบันทึกภาพลงหน่วยความจำหลัก (RAM, DDR3 1600) ก่อนบันทึกลงหน่วยความจำรอง อุปกรณ์ที่ 2 บันทึกภาพลง HDD เชื่อมต่อผ่าน SATA (HDD ภายในคอมพิวเตอร์) และ HDD เชื่อมต่อผ่าน USB3.0 (HDD ภายนอก) การบันทึกภาพ แต่ละอุปกรณ์มีการหน่วงเวลาเท่ากับ 0 ถึง 50 ms โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 10 ms แสดงผลการทดสอบได้ดังตาราง ก.1-ก.3 เมื่อจำนวนภาพซ้ำสูงสุดคือจำนวนภาพที่ซ้ำในภาพทั้งหมด 100 ภาพ Average of ΔT (ms) คือค่าเฉลี่ยของผลต่างของเวลาในการรับภาพก่อนหน้ากับภาพปัจจุบัน และ SD คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของผลต่างของเวลาในการรับภาพก่อนหน้ากับภาพปัจจุบัน

ตาราง ก.1 ผลการบันทึกภาพแบบเก็บข้อมูลลง RAM

| Delay (ms) | จำนวนภาพซ้ำ | Average of ΔT ($\langle \Delta T \rangle$, ms) | SD (ms) | Frame rate (FPS) $F = (1/\langle \Delta T \rangle) \times 1000$ |
|------------|-------------|--|---------|--|
| 0 | 1 | 20 | 12 | 50 |
| 10 | 0 | 40 | 2 | 25 |
| 20 | 0 | 40 | 3 | 25 |
| 30 | 0 | 40 | 3 | 25 |
| 40 | 0 | 45 | 2 | 22 |
| 50 | 0 | 57 | 3 | 18 |

ตาราง ก.2 ผลการบันทึกภาพแบบเก็บข้อมูลลง HDD เชื่อมต่ออุปกรณ์แบบ SATA

| Delay (ms) | จำนวนภาพซ้ำ | Average of ΔT ($\langle \Delta T \rangle$, ms) | SD (ms) | Frame rate (FPS) $F = (1/\langle \Delta T \rangle) \times 1000$ |
|------------|-------------|--|---------|--|
| 0 | 1 | 15 | 3 | 67 |
| 10 | 1 | 21 | 2 | 48 |
| 20 | 1 | 31 | 2 | 32 |
| 30 | 1 | 41 | 3 | 24 |
| 40 | 0 | 52 | 3 | 19 |
| 50 | 0 | 68 | 8 | 15 |

ตาราง ก.3 ผลการบันทึกภาพแบบเก็บข้อมูลลง HDD (Seagate, STEA500400) เชื่อมต่ออุปกรณ์แบบ USB3.0

| Delay (ms) | จำนวนภาพซ้ำ | Average of ΔT ($\langle \Delta T \rangle$, ms) | SD (ms) | Frame rate (FPS) $F = (1/\langle \Delta T \rangle) \times 1000$ |
|------------|-------------|--|---------|--|
| 0 | 1 | 55 | 41 | 18 |
| 10 | 0 | 69 | 53 | 14 |
| 20 | 0 | 80 | 50 | 13 |
| 30 | 0 | 92 | 51 | 11 |
| 40 | 0 | 98 | 48 | 10 |
| 50 | 0 | 117 | 52 | 8 |

จากข้อมูลตาราง ก.1-ก.3 สังเกตเห็นว่าใน 1 รอบโปรแกรมใช้เวลาอย่างน้อยสุดเท่ากับ 15 ms แต่ภาพที่บันทึกได้กลับมีภาพที่ซ้ำกัน เมื่อเพิ่มเวลาในการทำงานของ โปรแกรมรับภาพ จนใช้เวลารวมในการรับภาพเท่ากับ 40 ms เมื่อบันทึกข้อมูลลง RAM ได้ภาพไม่ซ้ำกัน แต่บันทึกข้อมูลลง HDD โดยตรงยังคงมีภาพซ้ำกัน ดังนั้นกล้องสามารถส่งข้อมูลภาพได้เร็วสุด 40 ms ต่อภาพ คิดเป็น 25 ภาพต่อวินาที

การบันทึกภาพลง RAM ก่อนใช้เวลาในการบันทึกข้อมูลน้อยที่สุด ถัดมาบันทึกข้อมูลลง HDD ของเครื่องคอมพิวเตอร์ และการบันทึกที่ใช้เวลานานที่สุดคือการบันทึกลง HDD ภายนอก นอกจากนี้การบันทึกข้อมูลลง HDD ภายนอกมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในการบันทึกภาพแต่ละครั้งสูง หมายความว่าภาพที่บันทึกได้มีความต่อเนื่องของข้อมูลต่ำ

(2) โปรแกรมรับภาพต่อเนื่องโดยใช้ While loop

การทดสอบนี้กำหนดให้บันทึกภาพโดยใช้ While Loop เป็นหลักในการรับภาพต่อเนื่อง การรับภาพด้วยวิธีดังกล่าวเป็นการรับภาพใหม่ เมื่อดำเนินโปรแกรมภายใน While loop เสร็จ การทดสอบนี้ดำเนินการเหมือนกับการทดสอบหัวข้อ 0 แต่เปลี่ยน โปรแกรมรับภาพแบบต่อเนื่องเป็น While loop แสดงผลการทดสอบได้ดังตาราง ก.4-ก.6

ตาราง ก.4 ผลการบันทึกภาพแบบเก็บข้อมูลลง RAM

| Delay (ms) | จำนวนภาพซ้ำ | Average of ΔT ($\langle \Delta T \rangle$, ms) | SD (ms) | Frame rate (FPS) $F = (1/\langle \Delta T \rangle) \times 1000$ |
|------------|-------------|--|---------|--|
| 0 | 14 | 4 | 2 | 250 |
| 10 | 2 | 14 | 1 | 71 |
| 20 | 1 | 23 | 1 | 43 |
| 30 | 1 | 32 | 1 | 32 |
| 40 | 0 | 43 | 1 | 23 |
| 50 | 0 | 54 | 1 | 19 |

ตาราง ก.5 ผลการบันทึกภาพแบบเก็บข้อมูลลง HDD เชื่อมต่ออุปกรณ์แบบ USB3.0

| Delay (ms) | จำนวนภาพซ้ำ | Average of ΔT ($\langle \Delta T \rangle$, ms) | SD (ms) | Frame rate (FPS) $F = (1/\langle \Delta T \rangle) \times 1000$ |
|------------|-------------|--|---------|--|
| 0 | 4 | 16 | 3 | 63 |
| 10 | 1 | 22 | 2 | 45 |
| 20 | 1 | 33 | 4 | 30 |
| 30 | 0 | 42 | 2 | 23 |
| 40 | 0 | 57 | 6 | 18 |
| 50 | 0 | 66 | 5 | 15 |

ตาราง ก.6 ผลการบันทึกภาพแบบเก็บข้อมูลลง HDD เชื่อมต่ออุปกรณ์แบบ SATA

| Delay (ms) | จำนวนภาพซ้ำ | Average of ΔT ($\langle \Delta T \rangle$, ms) | SD (ms) | Frame rate (FPS) $F = (1/\langle \Delta T \rangle) \times 1000$ |
|------------|-------------|--|---------|--|
| 0 | 1 | 59 | 50 | 17 |
| 10 | 0 | 67 | 44 | 15 |
| 20 | 0 | 84 | 53 | 12 |
| 30 | 0 | 94 | 53 | 11 |
| 40 | 0 | 107 | 53 | 9 |
| 50 | 0 | 105 | 43 | 10 |

จากข้อมูลในตาราง ก.4-ก.6 ดังเกตเห็นว่าใน 1 รอบโปรแกรมบันทึกข้อมูลลง RAM ใช้เวลา 4 ms บันทึกลง HDD ภายในคอมพิวเตอร์ 16 ms และบันทึกข้อมูลลง HDD ภายนอกใช้เวลา 59ms ภาพที่บันทึกได้มีภาพที่ซ้ำกัน นอกจากนี้ขณะรับภาพมีบางช่วงของการแสดงผลภาพมีแถบสีดำขึ้นบนภาพ สาเหตุมาจากกล้องยังคงเก็บข้อมูลภาพอยู่ และไม่สามารถส่งข้อมูลภาพตามการร้องขอของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นได้ เมื่อมีการหน่วงเวลามากกว่า 40 ms ไม่พบแถบสีดำบนภาพขณะบันทึก และไม่พบภาพที่ซ้ำกัน ดังนั้นกล้องสามารถส่งข้อมูลภาพได้ไวสุด 40 ms ต่อภาพคิดเป็น 25 ภาพต่อวินาทีเหมือนการทดสอบก่อนหน้า

(3) ทดสอบรับภาพจากกล้อง

การทดสอบนี้รับภาพแบบต่อเนื่อง ด้วยโปรแกรม Measurement & Automation Explorer ของบริษัท National Instruments และกำหนดรับภาพขนาด 1282×1026 พิกเซล รับข้อมูลภาพเป็น Mono 8 และ Mono12 และ Acquisition Frame Rate = 60 FPS พบว่าอัตราการรับภาพ กรณีภาพ Mono 8 รับภาพได้ 60 FPS ส่วน Mono 12 รับภาพได้ 41 FPS ดังรูปที่ ก.1

| | | | |
|------------------------------|----------------------|------------------------------|-----------------------|
| Video Mode | 1282x1026 Mono 8 | Video Mode | 1282x1026 Mono 12 |
| Pixel Format | Mono 8 | Pixel Format | Mono 12 |
| Output Image Type | Grayscale (U8) Speed | Output Image Type | Grayscale (U16) Speed |
| Acquisition Frame Rate (Abs) | 59.9988000 | Acquisition Frame Rate (Abs) | 59.9988000 |
| Resulting Frame Period (Abs) | 16680.0000 | Resulting Frame Period (Abs) | 24636.0000 |
| Resulting Frame Rate (Abs) | 59.9520384 | Resulting Frame Rate (Abs) | 40.5910050 |

(ก)

(ข)

รูปที่ ก.1 ผลการทดสอบรับภาพจากกล้อง (ก) รับภาพ Mono 8 และ (ข) รับภาพ Mono 12

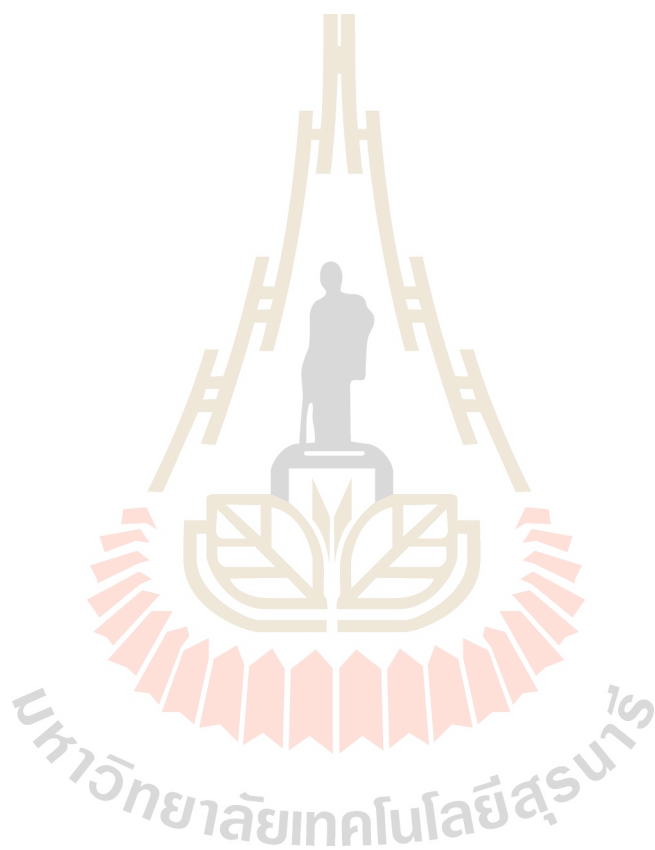
(4) สรุป

การรับภาพแบบต่อเนื่องด้วย Even structure สามารถปรับการรับภาพให้สอดคล้องกับการส่งข้อมูลภาพจากกล้องได้ ส่วน While loop รับภาพต่อเนื่องได้เร็วแต่ไม่สอดคล้องกับการส่งข้อมูลภาพจากกล้อง ทำให้ภาพที่บันทึกได้ไม่สมบูรณ์ อย่างไรก็ตามการรับภาพทั้งแสงแบบจำเป็นต้องมีโปรแกรมหน่วงเวลาเพื่อให้รับภาพได้ไม่ซ้ำกัน

การบันทึกภาพลง RAM ใช้เวลาในการบันทึกข้อมูลน้อยที่สุด ทำให้สามารถรับภาพได้ไว แต่หน่วยความจำของ RAM มีจำกัดเมื่อเทียบกับ HDD เช่น RAM ที่ใช้ในรายงานนี้มีขนาดพื้นที่เก็บข้อมูล 4 GB โดยทั่วไประบบปฏิบัติการใช้ RAM อยู่ที่ 1.8-2.0 GB จึงมีพื้นที่บันทึกภาพเหลือประมาณ 2 GB ถ้าภาพ 1282×1026 pixel มีขนาดไฟล์เท่ากับ 2.57 MB จะสามารถบันทึกภาพได้เพียง 700 ภาพ ดังนั้นการบันทึกภาพลง RAM เหมาะกับการบันทึกภาพที่มีการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลภาพไวมาก แต่จำนวนภาพที่ต้องการบันทึกไม่มาก เช่น การบันทึกภาพสำหรับวิเคราะห์การไหลที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงการไหล เป็นต้น

การบันทึกภาพลง HDD ภายในคอมพิวเตอร์ใช้เวลาในการบันทึกภาพรองลงมาจาก RAM ดังนั้นการบันทึกภาพลง HDD ภายในคอมพิวเตอร์ เหมาะกับการบันทึกภาพที่มีการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลไม่เร็วมากนัก เช่น การบันทึกภาพการจำลองเหตุการณ์การอุดค้นของเลือด ซึ่งข้อมูล

ดังกล่าวบันทึกภาพ 1-10 นาที เป็นต้น ถ้าบันทึกภาพลง RAM พื้นที่เก็บข้อมูลอาจจะไม่เพียงพอ ส่วนการบันทึกภาพลง HDD ภายนอกไม่เหมาะสมกับงานวิจัยนี้เนื่องจากเวลาในการบันทึกภาพใช้เวลานานที่สุด และภาพที่ได้ขาดความต่อเนื่องของข้อมูล



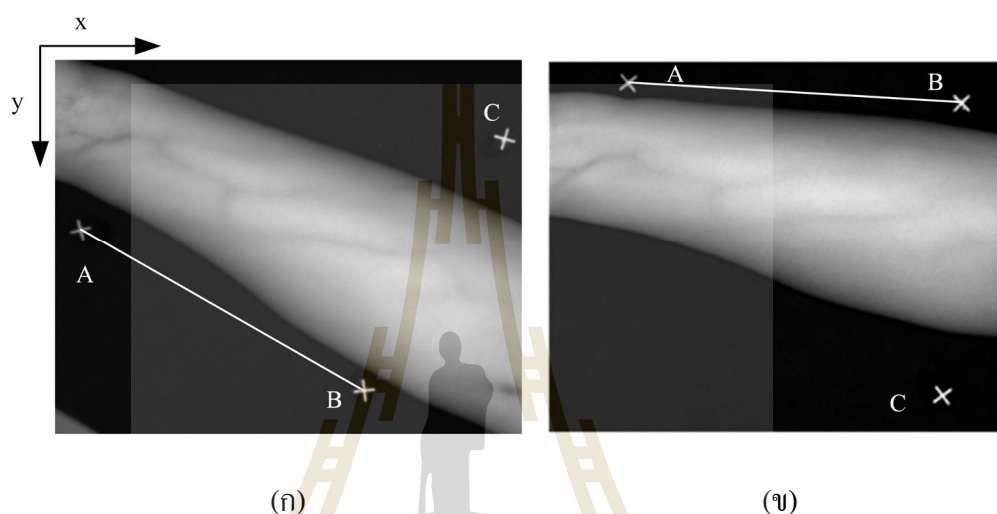


ภาควิชา

โปรแกรมหมอนภาพอัตโนมัติ

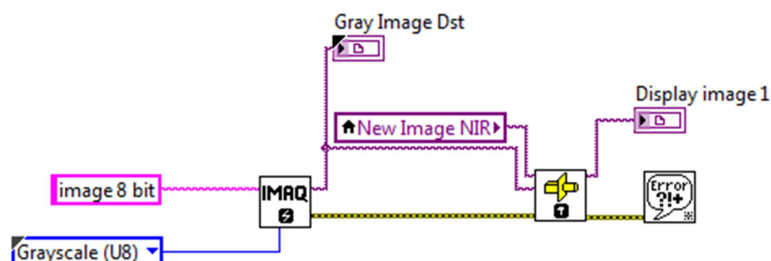
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาพที่บันทึกได้บางครั้งได้ภาพแชนไม่เหมือนเดิม (รูปที่ ข.1) ทำให้ยากในการเปรียบเทียบรายงานนี้จึงดำเนินการหมุนภาพแชนให้อยู่ในแนวเดียวกัน วิธีการหมุนภาพอัตโนมัติที่รายงานนี้ใช้คือการหมุนภาพตามภาพกากบาท 3 จุด ในการบันทึกภาพแชนแต่ละครั้งจะถ่ายภาพโดยวางแชนขนานกับเส้นตรง AB ดังรูปที่ ข.1 แล้วค้นหาภาพกากบาททั้ง 3 จุด แล้วหมุนภาพให้เส้นตรง AB ขนาดกับแกน x การหมุนภาพอัตโนมัติที่ใช้กับงานวิจัยนี้ มีขั้นตอนดังต่อไปนี้



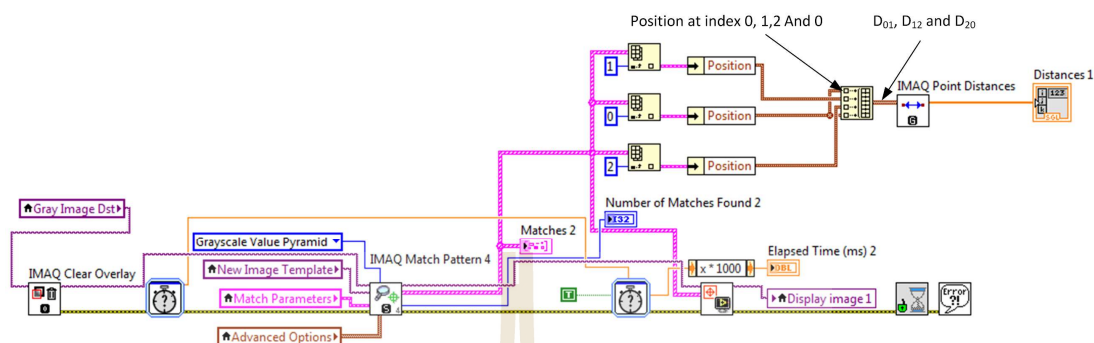
รูปที่ ข.1 ภาพแชนที่บันทึกได้ (ก) วางแชนเอียง และ (ข) วางแชนตรง

ขั้นตอนที่ 1 นำภาพที่ต้องการวิเคราะห์ เข้ามาในโปรแกรมแปลงภาพเป็นข้อมูล 8 บิตด้วย IMAQ Cast Image (รูปที่ ข.2) เนื่องจากกล้องคำสั่งค้นหาวัตถุในภาพ สามารถค้นหาวัตถุในภาพขาวดำ 8 บิต เท่านั้น แต่งานวิจัยนี้บันทึกภาพเป็นภาพชนิด 16 บิต



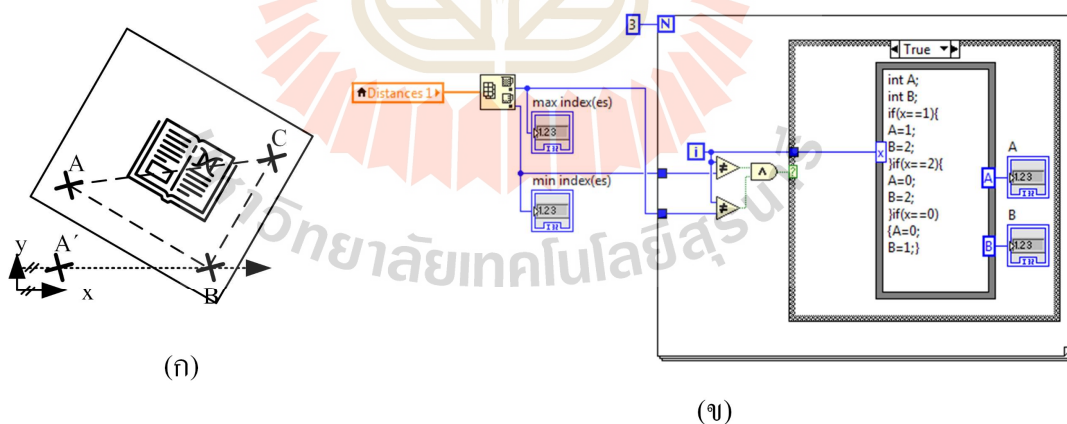
รูปที่ ข.2 โปรแกรมแปลงภาพ 16 บิตเป็นภาพ 8 บิต

ขั้นตอนที่ 2 ค้นหาภาพกากบาทในภาพที่ได้จากขั้นตอนที่ 1 และคำนวณระยะห่างระหว่างภาพ 1 กากบาท เก็บข้อมูลลงตัวแปร Distances3 .ดังรูปที่ ข 1



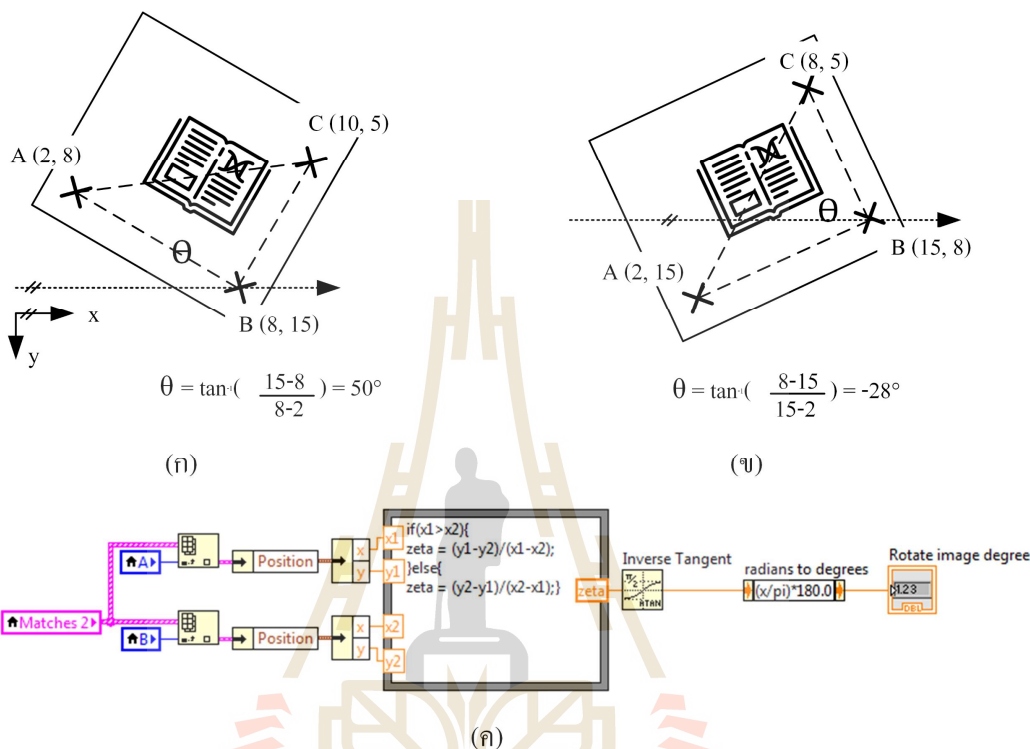
รูปที่ ข.3 โปรแกรมค้นหาภาพกากบาทในภาพ และคำนวณระยะห่างระหว่างภาพกากบาท

ขั้นตอนที่ 3 คำนวณหาตำแหน่ง A, B และ C จากข้อมูลระยะห่างระหว่างภาพกากบาท เมื่อ กำหนดให้ระยะห่างระหว่างจุด A กับ C ห่างกันมากที่สุด ระยะห่างระหว่างจุด B กับ C น้อยที่สุด เมื่อนำระยะห่าง) Distances1) มาเรียงลำดับ ระยะห่างที่อยู่ตรงกลางคือระยะห่างระหว่างจุด A กับ B โปรแกรมค้นหาตำแหน่ง A และ B แสดงดังรูปที่ ข .4



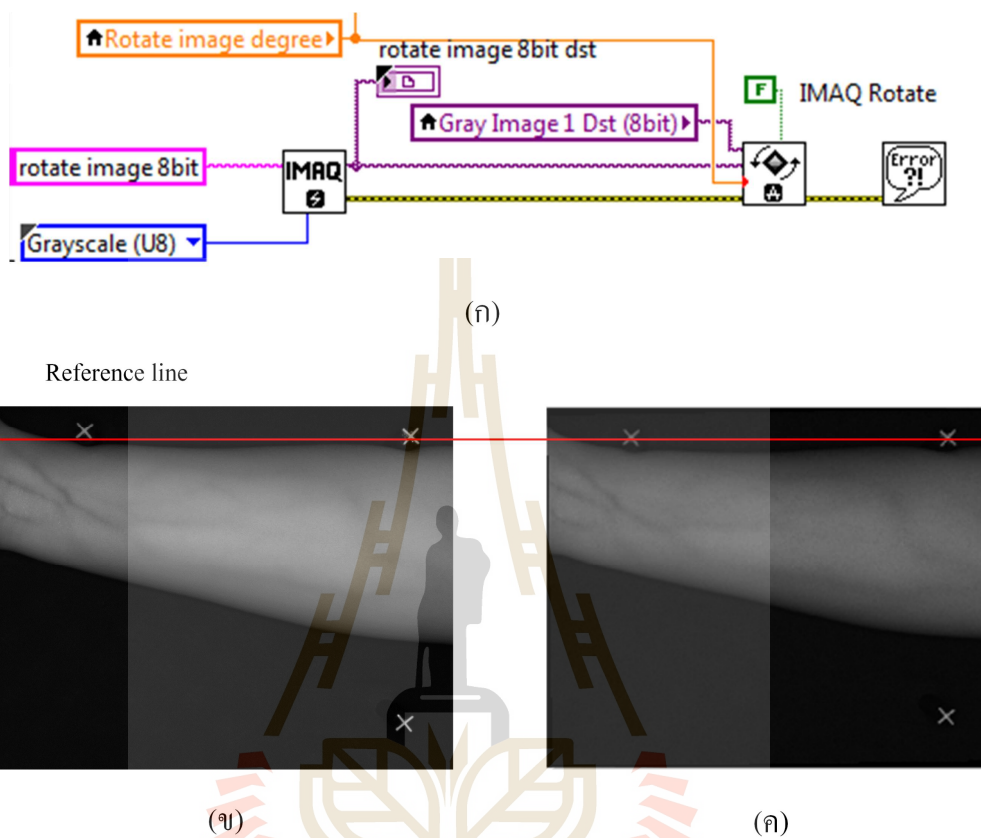
รูปที่ ข.4 ภาพจำลองตำแหน่งภาพกากบาทที่ (ก) และ (ข) โปรแกรมค้นหาตำแหน่ง A และ B ในภาพ (ก)

ขั้นตอนที่ 4 คำนวณมุมที่จะหมุน (θ) จาก $\theta = \tan^{-1}(y/x)$ เมื่อ y คือระยะห่างระหว่างจุด A กับ B ในแนวแกน y และ x คือระยะห่างระหว่างจุด A กับ B ในแนวแกน x ตัวอย่างการคำนวณการหมุน ดังรูปที่ ข.5 (ก) และ (ข) โปรแกรมคำนวณมุมการหมุนแสดงดังรูปที่ ข.5 (ค)



รูปที่ ข.5 ผลการคำนวณมุมการหมุนเป็นมุมทวนเข็มนาฬิกา (ข) ผลการคำนวณมุมการหมุนเป็นมุมตามเข็มนาฬิกา และ (ค) โปรแกรมคำนวณมุมการหมุนภาพ

ขั้นตอนที่ 5 หมุนภาพด้วยกล่องคำสั่ง IMAQ Rotate (รูปที่ 6 (ก)) หมุนไปเป็นมุมตามที่คำนวณได้ในขั้นตอนที่ 4 จะได้ผลการหมุนภาพดังรูปที่ ข. 8 (ค)



รูปที่ ข.6 (ก) โปรแกรมหมุนภาพ (ข) ภาพแขนก่อนหมุนภาพ และ (ค) ภาพแขนหลังการหมุนภาพ

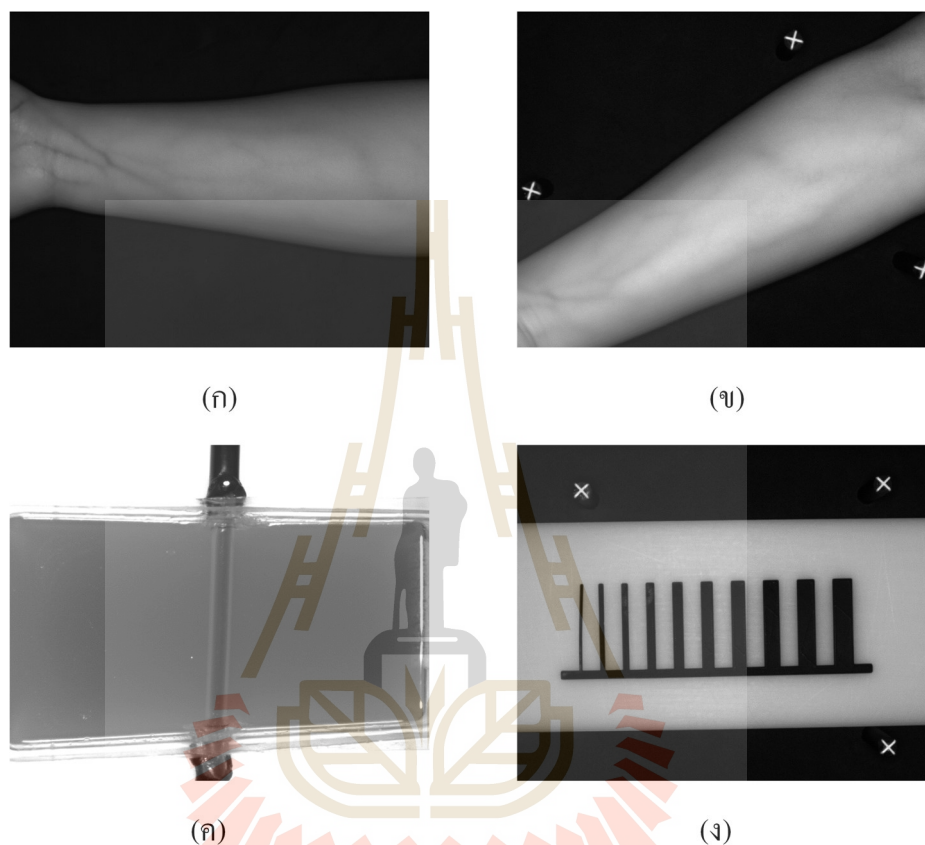


ภาคผนวก ค

โปรแกรมตัดภาพอัตโนมัติ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาพที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีภาพหลายลักษณะ (รูปที่ ค.1) เช่น ภาพปลายแขนที่ไม่มีวัตถุอ้างอิง (ภาพทากบาท, Marker image) ภาพปลายแขนที่มีวัตถุอ้างอิง ภาพ Phantom ที่ไม่มีภาพอ้างอิง และภาพที่ใช้ทดสอบวัดขนาด เป็นต้น



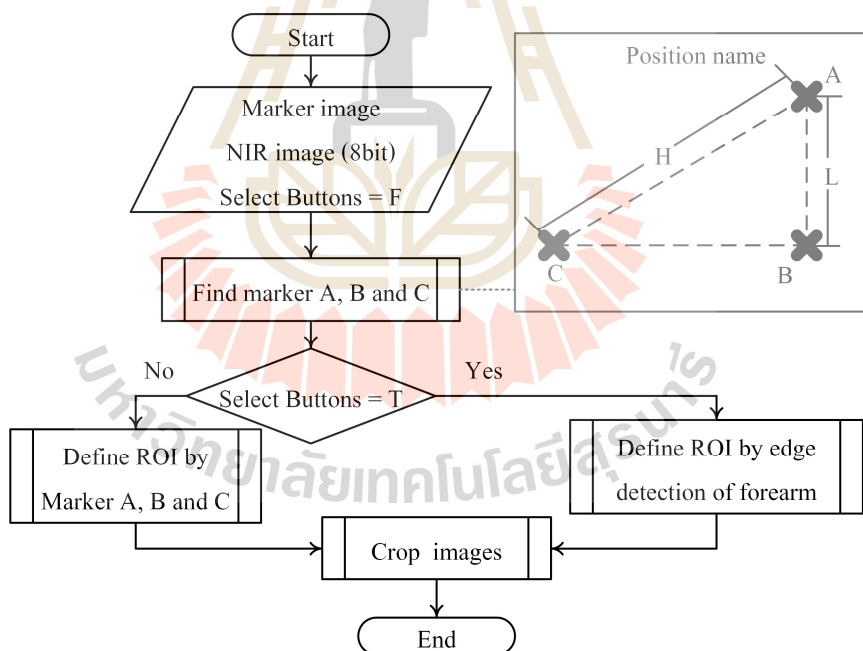
รูปที่ ค.1 ภาพที่บันทึกได้ (ก) ภาพปลายแขนที่ไม่มีวัตถุอ้างอิง (ข) ภาพปลายแขนที่มีวัตถุอ้างอิง (ค) ภาพ Phantom ที่มีท่อ PTFE ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในเท่ากับ 4 mm วางอยู่ลึกลงไป ใน Phantom ประมาณ 1 mm และ (ง) ภาพที่ใช้ทดสอบวัดขนาด 1-10 mm

ภาพแต่ละภาพมีวิธีการเลือกบริเวณที่สนใจแตกต่างกันไป เช่น ภาพปลายแขนที่ไม่มีวัตถุอ้างอิงค้นหาบริเวณที่สนใจโดยการหาขอบด้านบนสุดและล่างสุดของปลายแขน ภาพปลายแขนที่มีภาพอ้างอิงค้นหาบริเวณที่สนใจโดยตัดภาพวัตถุอ้างอิงออกก่อนตัดภาพปลายแขน ภาพ Phantom ที่บันทึกได้ส่วนใหญ่ไม่มีวัตถุอ้างอิง ทำให้ไม่สามารถตัดภาพอัตโนมัติได้ และภาพที่ใช้ทดสอบวัดขนาด มีภาพวัตถุอ้างอิงจึงตัดภาพตามวัตถุอ้างอิง ดังนั้นผู้วิจัยจึงออกแบบโปรแกรมค้นหาบริเวณที่สนใจสำหรับตัดภาพอัตโนมัติไว้ 2 วิธี คือ กำหนดบริเวณที่สนใจจากภาพวัตถุอ้างอิง และขอบของปลายแขน

การออกแบบโปรแกรมในส่วนนี้ออกแบบตัวเลือกทั้งหมด 4 ตัวเลือก ตามลักษณะของภาพที่กล่าวไปข้างต้น โปรแกรมตัดภาพอัตโนมัติ ทำตาม que ผู้ใช้เลือกไว้ อย่างไรก็ตามบางครั้งผู้ใช้อาจจะเลือกลักษณะภาพไม่สอดคล้องกับภาพที่นำเข้า โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมีการตรวจสอบลักษณะภาพเบื้องต้น เช่น ภาพแขน ไม่มีวัตถุอ้างอิง แต่เลือกตัดภาพแบบที่มีวัตถุอ้างอิง โปรแกรมจะไม่ตัดภาพ และแสดงข้อความแจ้งเตือนว่าไม่มีภาพวัตถุอ้างอิง เป็นต้น

การออกแบบโปรแกรมตัดภาพอัตโนมัติที่กล่าวในหัวข้อนี้ ผู้วิจัยกำหนดรูปแบบการตัดภาพ 2 ตัวเลือกคือตัดภาพแขนที่มีวัตถุอ้างอิง กับภาพแขนที่ไม่มีวัตถุอ้างอิง แสดงแผนผังการดำเนินการของโปรแกรมดังรูปที่ ค.2

จากรูปที่ ค.2 ดำเนินการค้นหาตำแหน่งวัตถุอ้างอิง A, B และ C ก่อนเมื่อมีการเลือกลักษณะภาพเป็นภาพแขน (Select Buttons=T) จะค้นหาขอบด้านบนและด้านล่างของแขน หรือเลือกตัดตามภาพวัตถุอ้างอิง (Select Buttons=F) จะค้นหาตำแหน่งวัตถุอ้างอิง เพื่อกำหนดบริเวณที่สนใจ หลังจากนั้นทำการตัดภาพที่นำเข้า



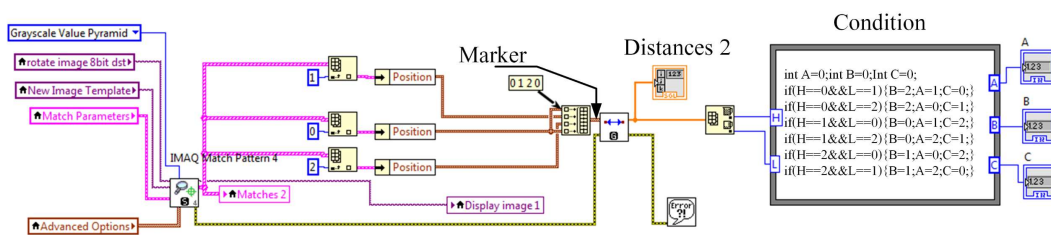
รูปที่ ค.2 แผนผังโปรแกรมตัดภาพอัตโนมัติ

(1) โปรแกรมค้นหาตำแหน่งอ้างอิง

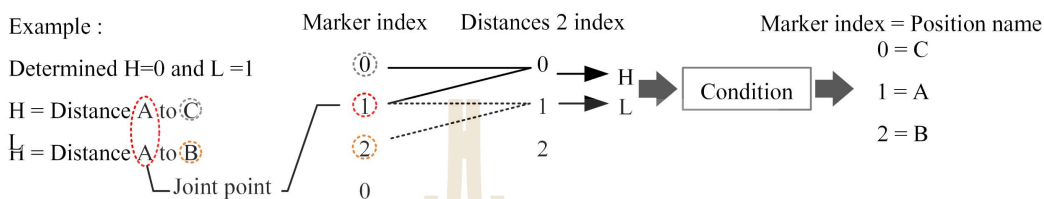
การค้นหาวัดดูอ้างอิงในภาพด้วยกล่องคำสั่ง IMAQ Match Pattern 4 ให้ข้อมูลตำแหน่งของวัดดูอ้างอิงเปลี่ยนไปทุกครั้งที่ค้นหาวัดดูในภาพ เราไม่ทราบถึงการลำดับตำแหน่งของวัดดูอ้างอิง (Maker index) ด้วยกล่องคำสั่งดังกล่าว ทำให้ไม่รู้ว่า Maker index ตำแหน่งใดเป็น A, B หรือ C ผู้วิจัยจึงกำหนดเงื่อนไขให้กับตำแหน่งดังกล่าว ด้วยระยะห่างระหว่างตำแหน่ง A ถึง B ห่างกันน้อยที่สุด และระยะห่างระหว่าง A ถึง C ห่างกันมากที่สุด ทำให้ผู้วิจัยสามารถสร้างเงื่อนไขในการระบุตำแหน่ง A B และ C ตามตารางที่ ค.1 และพัฒนาโปรแกรม LabVIEW สำหรับกำหนดตำแหน่งดังกล่าวได้ดังรูปที่ ค.3 (ก) ตัวอย่างการกำหนดตำแหน่ง A, B และ C เมื่อคำนวณระยะห่างระหว่างวัดดูอ้างอิง (Distances) ได้ตำแหน่ง 0 มีค่าสูงสุด และตำแหน่ง 1 มีค่าน้อยสุด แล้ว Marker ตำแหน่ง 0 เป็นตำแหน่ง C ตำแหน่ง 1 เป็น A และตำแหน่ง 2 เป็น B เพราะ Distances ที่ตำแหน่ง 0 คำนวณจาก Marker ตำแหน่ง 0 กับ 1 ส่วน Distances ตำแหน่ง 1 คำนวณจาก Marker ตำแหน่ง 1 และ 2 จากรูปที่ ค.4 (ข) ระยะห่างที่มีค่ามากที่สุดและน้อยสุด คำนวณจากตำแหน่ง A ทั้งคู่ ทำให้ตำแหน่งที่ใช้คำนวณหาระยะห่างที่มากที่สุดและน้อยสุดเป็นตำแหน่ง A ตำแหน่งที่เหลือที่ใช้คำนวณหาระยะห่างที่มากที่สุดเป็นตำแหน่ง C และตำแหน่งที่เหลือที่ใช้คำนวณหาระยะห่างที่น้อยสุดเป็นตำแหน่ง B

ตารางที่ ค. 1 เหตุผลที่จะเป็นไปได้ และการกำหนด Marker index เป็น Marker A B และ C

| Case Order | Maximum distances (H) | | | Minimum distances(L) | | | Marker index | | |
|---------------|-----------------------|--------------|---|----------------------|--------------|---|--------------|----------|----------|
| | Distance index | Marker index | | Distance index | Marker index | | Marker A | Marker B | Marker C |
| | | 1 | 2 | | 1 | 2 | | | |
| 1 | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 0 |
| 2 | 0 | 0 | 1 | 2 | 2 | 0 | 0 | 2 | 1 |
| 3 | 1 | 1 | 2 | 0 | 0 | 1 | 1 | 0 | 2 |
| 4 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 0 | 2 | 0 | 1 |
| 5 | 2 | 2 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1 | 2 |
| 6 | 2 | 2 | 0 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 0 |



(ก)



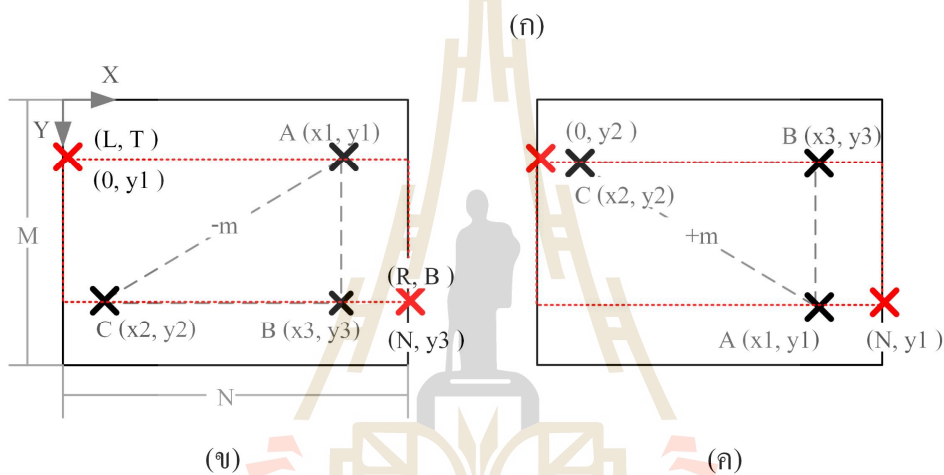
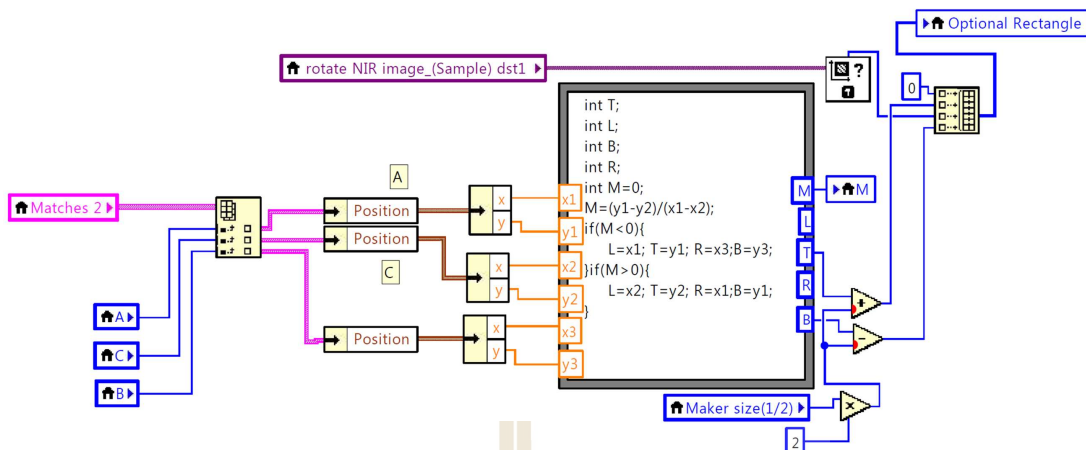
(ข)

รูปที่ ค.3 (ก) โปรแกรมในส่วนของการค้นหาวัตถุอ้างอิง และกำหนดตำแหน่ง A B และ C (ข) ตัวอย่างการกำหนดตำแหน่ง A B และ C

(2) โปรแกรมค้นหาบริเวณที่สนใจตามภาพอ้างอิง

การกำหนดบริเวณที่สนใจสำหรับ LabVIEW ทำได้โดยสร้างตัวแปรอาร์เรย์เก็บข้อมูล 2 จุด ประกอบไปด้วยตำแหน่งซ้าย (L) บน (T) ขวา (R) และล่าง (B) โปรแกรมในส่วนนี้กำหนดตำแหน่งซ้ายเท่ากับ 0 และตำแหน่งขวาเท่ากับขนาดภาพในแนวแกน x (N) ส่วนตำแหน่งบน และล่าง กำหนดจากเงื่อนไขตามโปรแกรมในรูปที่ ค.4 (ก)

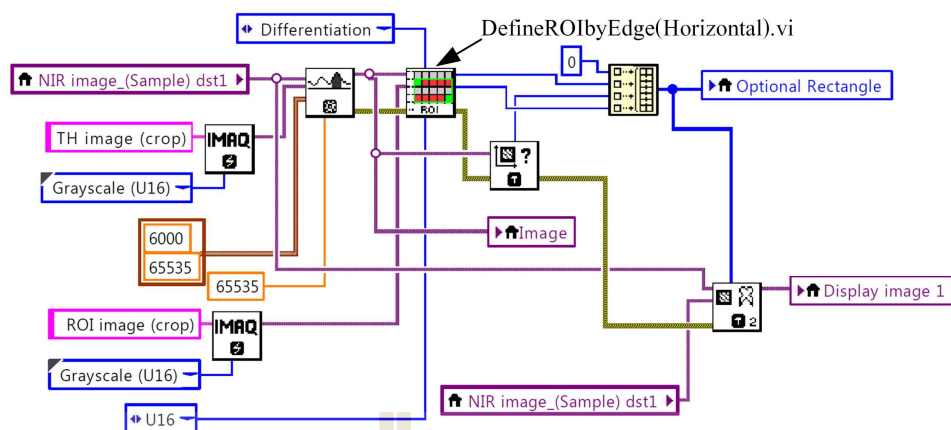
ตำแหน่งวัตถุอ้างอิงที่ใช้ในงานวิจัยนี้มี 2 กรณีดังรูปที่ ค.4 (ข) และ (ค) ทั้งสองกรณีมีความชันของเส้นตรงที่ลากจากจุด C ไป A แตกต่างกัน กรณีความชันเป็นลบ $T=y_1$ และตำแหน่ง $B=y_2$ หรือ y_3 ส่วนกรณีความชันเป็นบวก $T=y_2$ หรือ y_3 และ $B=y_1$ ข้อมูลตำแหน่งที่ได้ ยังนำไปใช้ตัดภาพไม่ได้ เนื่องจากตำแหน่งของวัตถุอ้างอิงเป็นจุดกึ่งกลางวัตถุ ผู้วิจัยทำการบวกขนาดของวัตถุอ้างอิงกับตำแหน่งบนและลบขนาดของวัตถุอ้างอิงกับตำแหน่งล่างเพื่อตัดภาพวัตถุอ้างอิงออก



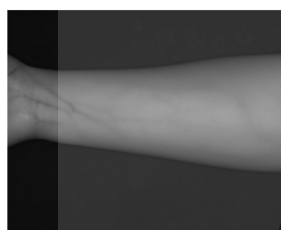
รูปที่ ค.4 (ก) โปรแกรมกำหนดบริเวณที่สนใจด้วยภาพวัตถุอ้างอิง (ข) ภาพจำลองการวางวัตถุอ้างอิง ความชันที่เส้นตรง CA เป็นลบ และ (ค) ความชันที่เส้นตรง CA เป็นบวก

(3) โปรแกรมค้นหาบริเวณที่สนใจตามขอบภาพแขน

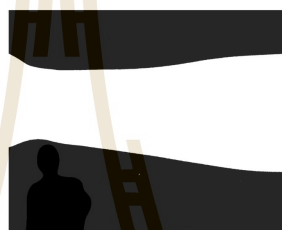
การตัดภาพตามแขนในหัวข้อนี้เป็นการตัดภาพบนพื้นฐานของการหาขอบของวัตถุ ในแนวนอน เพื่อให้ได้ภาพแขน ผู้วิจัยเขียนโปรแกรมดังรูปที่ ค.5 (ก) รับภาพ NIR image มาแปลงภาพเป็นภาพ 2 ระดับคือ 0 กับ 255 เพื่อง่ายต่อการหาขอบภาพ แล้วใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Threshold แปลงภาพได้ผลการตัดภาพดังรูปที่ ค.5 (ค) และใช้กล่องคำสั่ง DefineROIbyEdge (Horizontal) ที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นค้นหาตำแหน่งขอบแขนด้านบนและด้านล่าง เมื่อนำข้อมูลตำแหน่งที่ได้ไปตัดภาพได้ผลดังรูปที่ ค.5 (ง)



(ก)



(ข)



(ค)

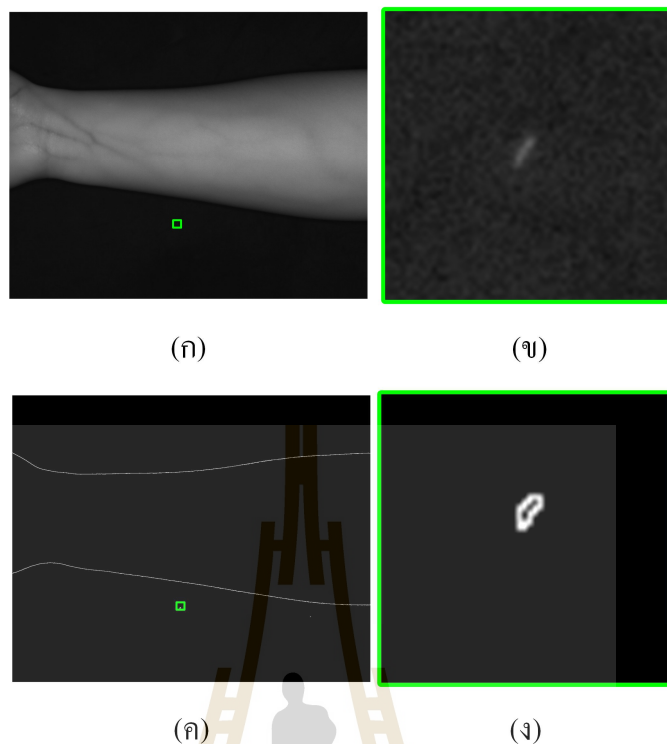


(ง)

รูปที่ ค.5 (ก) โปรแกรมค้นหาบริเวณที่สนใจจากขอบภาพ (ข) ภาพที่บันทึกได้ (ค) ภาพ 2 ระดับ และ (ง) ภาพที่ผ่านการตัดภาพ ด้วยการค้นหาบริเวณที่สนใจตามรูป (ก)

รูปที่ ค.5 (ง) ที่ได้ไม่สอดคล้องกับขอบเขตด้านล่างของปลายแขน เมื่อขยายภาพบริเวณขอบเขตด้านล่าง พบว่ามีร่องรอยบางอย่างบริเวณภาพพื้นหลัง (รูปที่ ค.6) ค่าระดับสีภายในบริเวณดังกล่าวมีค่าสูงกว่าค่าตัดระดับสีที่กำหนดไว้ ทำให้ระบุตำแหน่งขอบเขตด้านล่างผิดพลาดวิธีแก้ไขคือปรับค่าตัดระดับสีเพิ่มขึ้น ถ้าบริเวณดังกล่าวมีค่าระดับสีมากกว่าค่าระดับสีภายในภาพปลายแขนแล้ว อาจจะแก้ไขด้วยการเฉลี่ยภาพ (Gaussian Smoothing) เพื่อให้บริเวณดังกล่าวมีค่าใกล้เคียงกับภาพพื้นหลังมากขึ้น

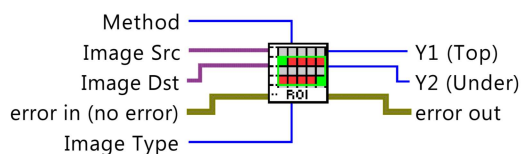
ค่าตัดระดับสีในภาพของหัวข้อนี้ กำหนดเป็นค่าตัดระดับสีในภาพเท่ากับ 6000 ถ้ามากกว่าหรือเท่ากับ 6000 มีค่าระดับสีเป็น 255 ถ้าน้อยกว่าเป็น 0 ค่าตัดระดับสีได้มาจากค่าระดับสีสูงสุดในบริเวณภาพพื้นหลังที่สุ่มพื้นที่ที่สนใจด้วยโปรแกรม ImageJ



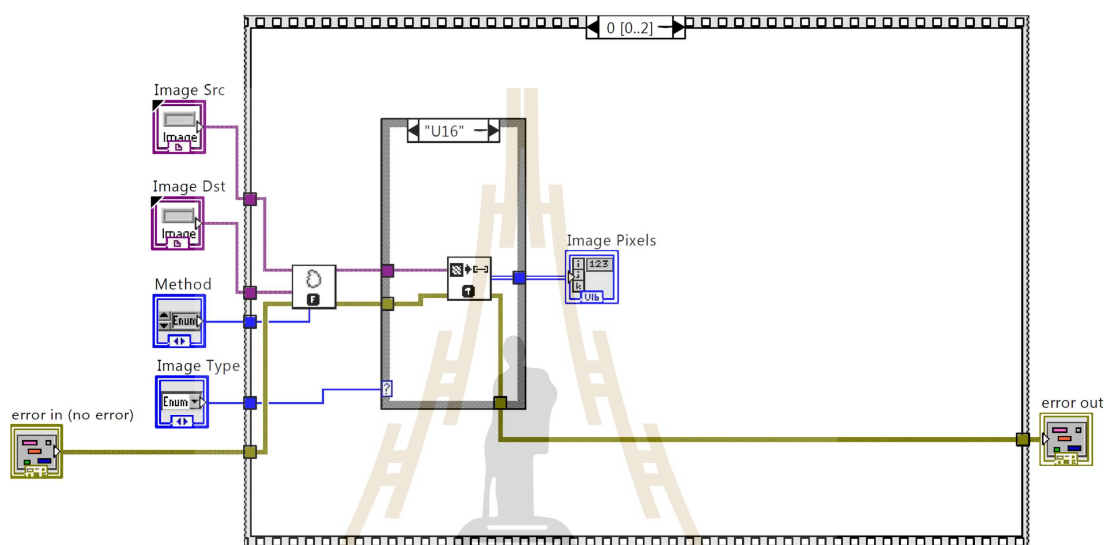
รูปที่ ๖.๖ ภาพที่บันทึกได้ (ข) ภาพภายในสี่เหลี่ยมสีเขียวของ (ก) มีการปรับภาพให้ชัดขึ้นด้วยโปรแกรม Visio ให้ Brightness 80% และ Contrast 90% (ค) ภาพขอบแทนของ (ก) และ (ง) ภาพภายในสี่เหลี่ยมสีเขียวของ (ค)

(4) โปรแกรมค้นหาขอบบนและล่างของภาพแทน

โปรแกรมย่อยที่ผู้พัฒนาขึ้นสำหรับหาขอบแทนด้านบนและขอบแทนด้านล่าง มีชื่อว่า “DefineROIbyEdge (Horizontal)” (รูปที่ ๖.๗) เริ่มจากรับภาพผ่าน Image Src แล้วค้นหาขอบภาพด้วยกล่องคำสั่ง IMAQ EdgeDetection เก็บภาพลงตัวแปรผ่านขา Image Dst แล้วแปลงข้อมูลภาพที่ได้เป็นอาร์เรย์ เพื่อค้นหาขอบภาพในแนวนอนด้านบนและล่าง เมื่อค้นหาตำแหน่งเสร็จ โปรแกรมคืนค่าตำแหน่งขอบด้านบน) Y1 (Top) และตำแหน่งขอบด้านล่าง) Y2 (Under) โปรแกรมนี้ ออกแบบให้รองรับข้อมูลชนิด U8 และ U16 เท่านั้น) รูปที่ ๖.๘)

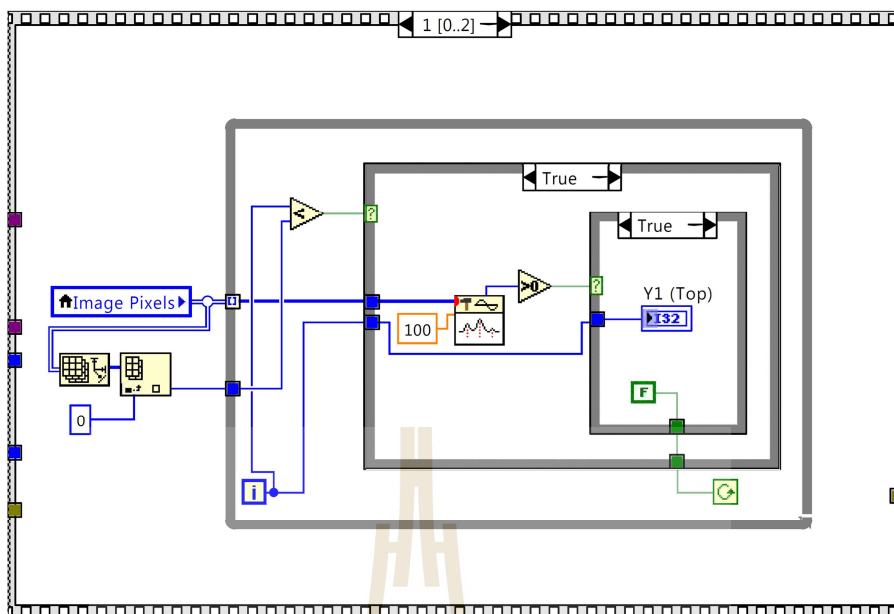


รูปที่ ค.7 ก่อตั้งคำสั่ง DefineROIbyEdge (Horizontal).vi

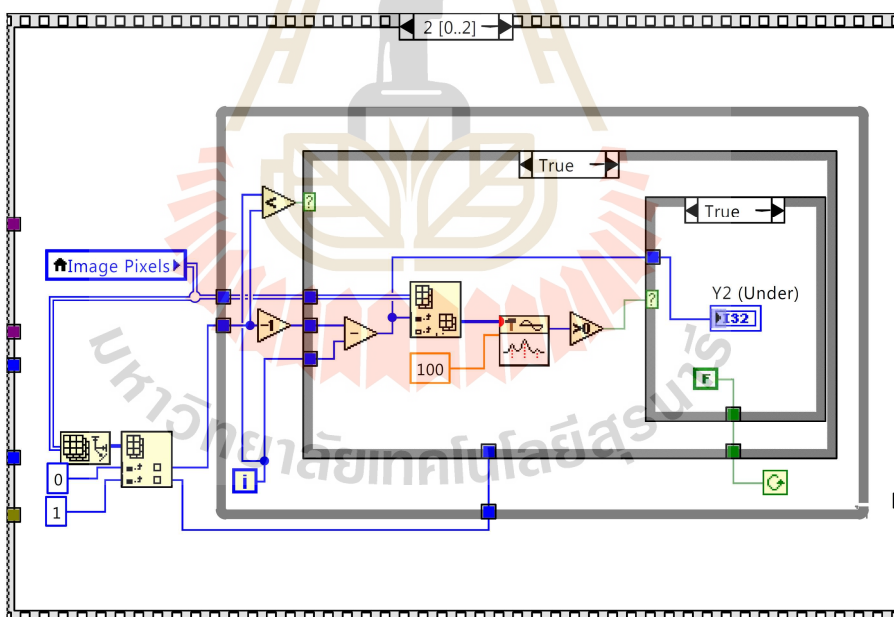


รูปที่ ค.8 โปรแกรมในส่วนของการหาขอบภาพ และแปลงข้อมูลภาพเป็นอาร์เรย์

การค้นหาค้นหาขอบด้านบนและล่างของภาพขาวดำ โดยพิจารณาจุดยอดของค่าระดับสีของข้อมูลภาพในแนวนอน (Y) ทีละแถว ถ้ามีจำนวนจุดยอดมากกว่า 0 ให้พิจารณาจุดนั้นเป็นขอบของขาว การหาขอบขาวด้านบนเริ่มพิจารณาจาก $Y = 0$ ถึง $Y =$ ขนาดของภาพในแนวแกน Y (M) ถ้าพบแถวแรกที่มีขอบ กำหนดตำแหน่งนั้นเป็นขอบด้านบน และหยุดการค้นหาค้นหาขอบ (รูปที่ ค.9) ส่วนการหาขอบด้านล่างพิจารณาจาก $Y = M$ ถึง $Y = 0$ ถ้าพบแถวแรกที่มีขอบให้กำหนดตำแหน่งนั้นเป็นขอบด้านล่าง และหยุดการค้นหาค้นหาขอบ (รูปที่ ค. 10) การหาจุดยอดของค่าระดับสีใช้คำสั่ง Peak Detector.vi



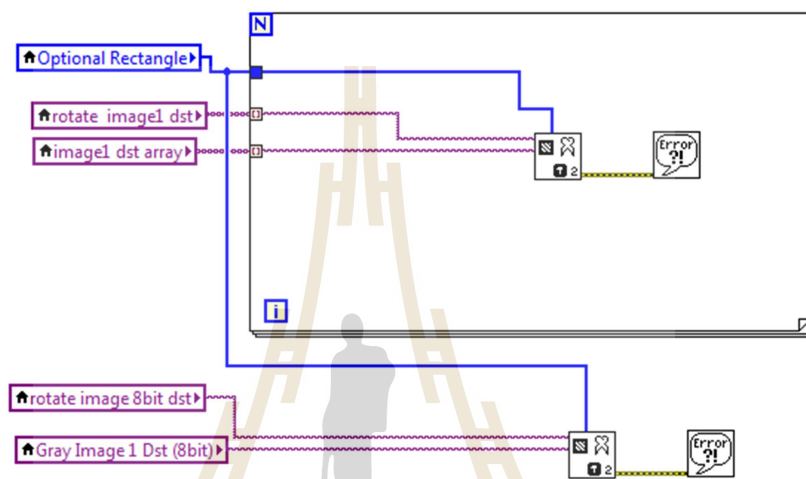
รูปที่ ค.9 โปรแกรมในส่วนของการค้นหาขอบทางด้านบน



รูปที่ ค.10 โปรแกรมในส่วนของการค้นหาขอบด้านล่าง

(5) โปรแกรมตัดภาพ

โปรแกรมตัดภาพใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Extract ในการดำเนินการตัดภาพ ข้อมูลตำแหน่งที่ใช้ตัดภาพที่ได้จากหัวข้อที่กล่าวไปข้างต้น เก็บลงตัวแปร Optional Rectangle จากรูปที่ ค. 12 ดำเนินการตัดภาพทั้งหมดในตัวแปร rotate image1 dst และตัดภาพในตัวแปร rotate image 8bit dst เก็บข้อมูลลงตัวแปร image1 dst array และ Gray Image 1 Dst (8bit) ตามลำดับ



รูปที่ ค.11 ตัวอย่าง โปรแกรมตัดภาพด้วยกล่องคำสั่ง IMAQ Extract

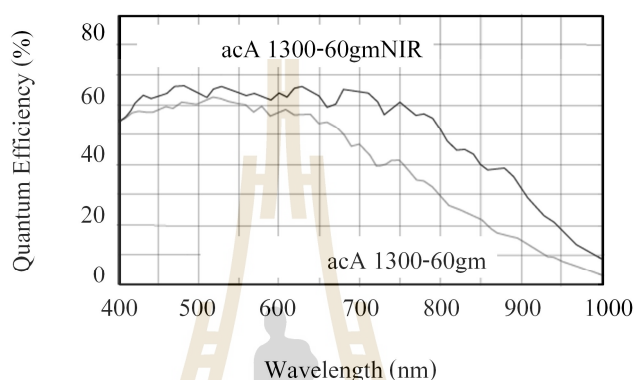


ภาคผนวก ง

โปรแกรมประมวลผลภาพสำหรับ ภาพจาก CMOS ที่มี NIR Enhancement

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

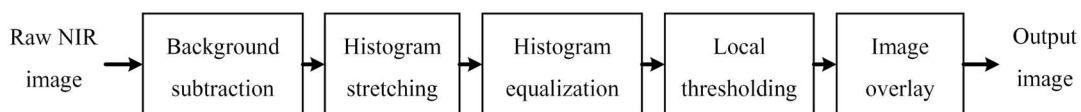
งานวิจัยนี้ใช้กล้อง Basler acA 1300-60gm รับภาพ กล้องดังกล่าวมี CMOS เป็นอุปกรณ์รับแสง CMOS ได้รับการปรับปรุงให้ตอบสนองต่อแสงความยาวคลื่นอินฟราเรดช่วงใกล้มากขึ้น (NIR Enhancement) ดังรูปที่ ง.1 ทำให้ไม่จำเป็นต้องใช้แหล่งกำเนิดแสงที่สว่างมากนัก อย่างไรก็ตามภาพที่บันทึกได้ ยังคงได้ภาพเส้นเลือดไม่ชัดเจนนัก จึงจำเป็นต้องมีการประมวลผลภาพเข้ามาช่วยทำให้เห็นภาพเส้นเลือดชัดเจนขึ้น



รูปที่ ง.1 การตอบสนองต่อแสงของกล้องรุ่นที่มี NIR Enhancement (acA 1300-60gmNIR, เส้นสีดำ) และกล้องรุ่นที่ไม่มี NIR Enhancement (acA 1300-60gm)

การประมวลผลภาพให้เห็นเส้นเลือดชัดเจน ที่ได้จากกล้อง NIR Enhancement มีขั้นตอนหลักเหมือนกับภาพที่ได้จากกล้องเว็บแคม (รูปที่ ง.2) แต่การเขียน โปรแกรมแตกต่างกัน เนื่องจากภาพที่ได้จากกล้อง NIR Enhancement เป็นภาพชนิด 16 บิต ส่วนภาพที่ได้จากกล้องเว็บแคมเป็นภาพ 8 บิต ทำให้ไม่สามารถใช้บางคำสั่งของ LabVIEW เหมือนกันได้ และการกำหนดค่าตั้งต้นในการประมวลผลภาพต่างกัน เช่น ค่าระดับสูงสุดของภาพ 8 บิตเป็น 255 ส่วน 16 บิตเป็น 65535 เป็นต้น

หัวข้อนี้ได้อธิบายโปรแกรม LabVIEW สำหรับดำเนินการประมวลผลภาพแต่ละขั้นตอนสำหรับภาพที่นำเข้ามาเป็นภาพชนิด 16 บิต



รูปที่ ๓.2 แผนผังการประมวลผลภาพให้เห็นเส้นเลือดชัดเจน

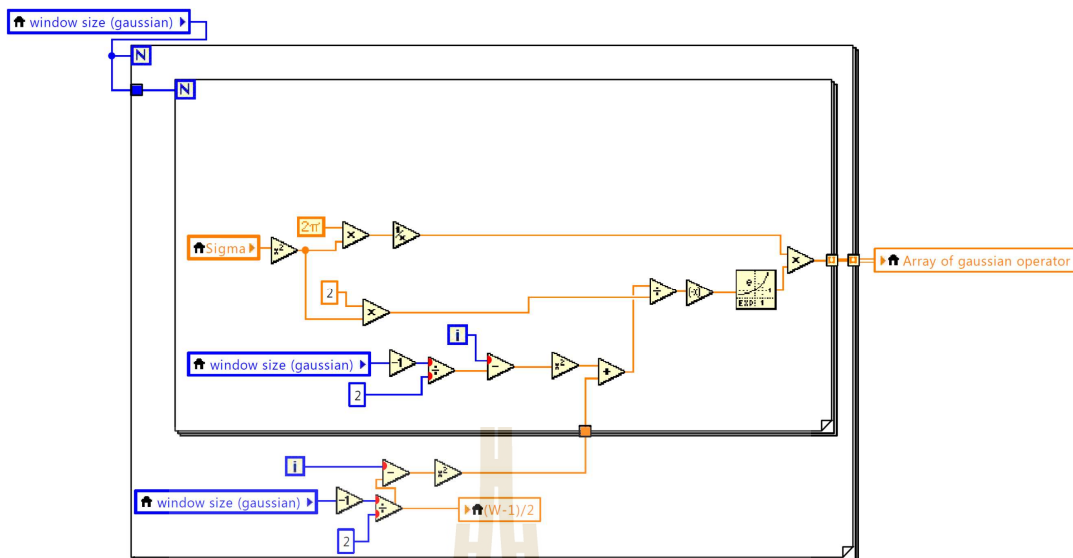
(1) Background subtraction

การตัดภาพพื้นหลังมีขั้นตอนดังรูปที่ ๓.3 โดยภาพที่นำเข้ามา สามารถกำหนดได้ว่าจะทำ Gaussian filter หรือไม่ ถ้าไม่ทำขั้นตอนดังกล่าวจะข้ามไปทำขั้นตอนการตัดภาพสีเทาเป็นภาพ 2 ระดับ (0 และ 1) เมื่อนำภาพที่แปลงเป็นภาพ 2 ระดับคูณกับภาพที่นำเข้ามา (Raw NIR image) ภาพผลลัพธ์ (Output image) ที่ได้คือบริเวณภาพพื้นหลังมีค่าเป็น 0 และปลายแขนมีค่าเท่ากับภาพตั้งต้น

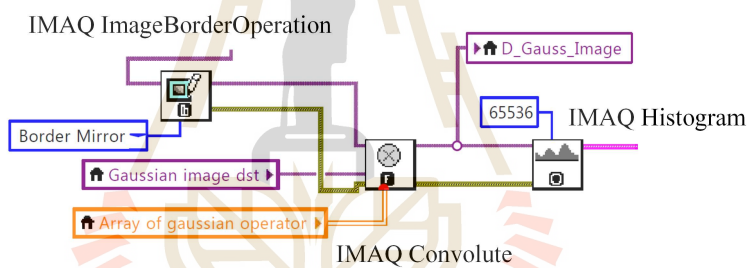


รูปที่ ๓.3 แผนผังการตัดภาพพื้นหลัง

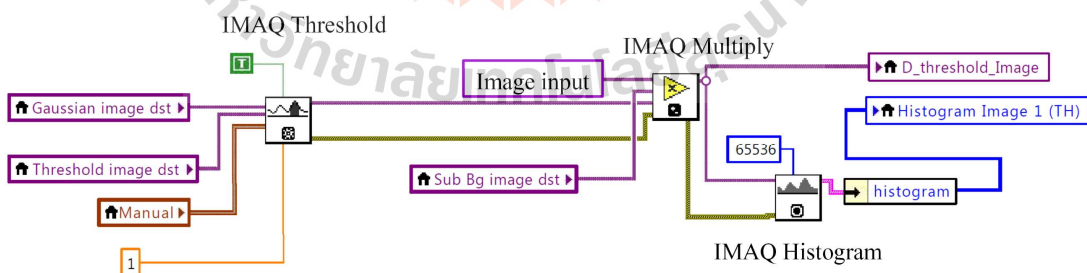
การใช้ Gaussian filter ทำให้การตัดภาพพื้นหลังทำได้ดีขึ้น แต่ก็ใช้เวลาในการประมวลผลภาพนานขึ้น ซึ่งเวลาในการประมวลผลภาพขึ้นกับขนาดของ Gaussian kernel และขนาดภาพ เช่น Gaussian kernel เท่ากับ 5×5 พิกเซลใช้เวลาประมาณ 2 วินาที เป็นต้น Gaussian kernel สามารถเขียนโปรแกรมสร้างหน้าต่างได้ดังรูปที่ ๓.4 Gaussian filter คือการนำภาพตั้งต้น Convolution กับ Gaussian kernel ด้วยกล่อง IMAQ Convolute และใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Image BorderOperation ชดเชยขอบภาพเขียนโปรแกรมได้ดังรูปที่ ๓.5 แล้วตัดภาพพื้นหลังด้วยวิธีที่กล่าวไปในข้างต้นด้วยโปรแกรมดังรูปที่ ๓.6



รูปที่ ๓.4 โปรแกรมสร้าง Gaussian kernel



รูปที่ ๓.5 โปรแกรม Gaussian filter และอ่านค่าระดับสี



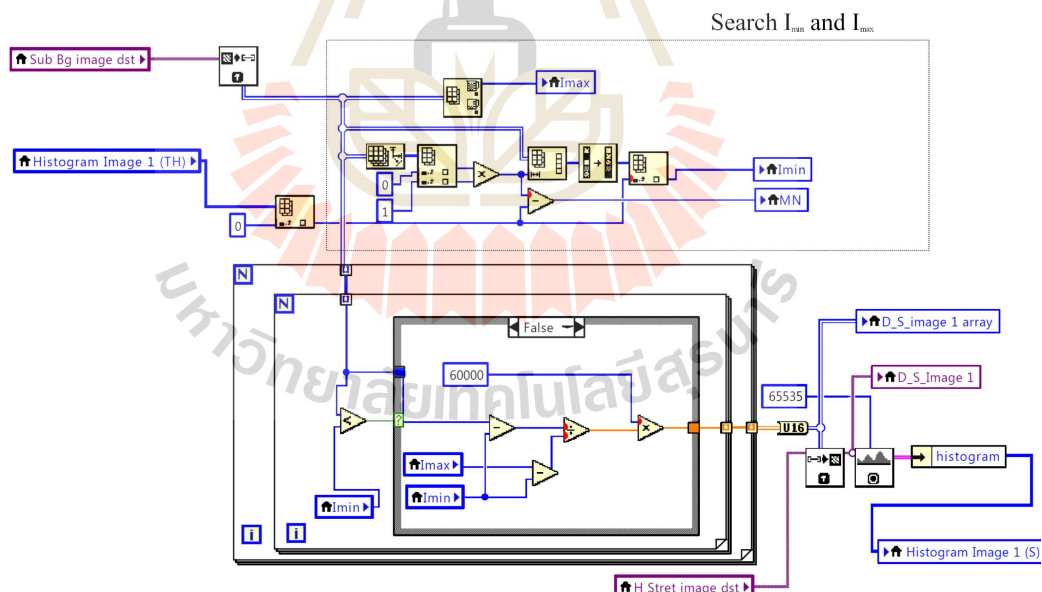
รูปที่ ๓.6 โปรแกรมตัดภาพพื้นหลัง

(2) Histogram stretching

โปรแกรมส่วนนี้แบ่งได้เป็น 2 ส่วนย่อย ได้แก่ ส่วนของการค้นหาขอบเขตของค่าระดับสีของปลายแขน และส่วนของการปรับค่าระดับสีให้ค่าระดับสีของเส้นเลือดกับค่าระดับสีของเนื้อเยื่อ โดยรอบห่างกันมากขึ้น (Histogram stretching) รูปที่ ๗.๗

ส่วนของการค้นหาขอบเขตของค่าระดับสี (I_{\max} และ I_{\min}) I_{\max} สามารถหาได้ง่าย ๆ จากค่าระดับสีสูงสุดในภาพด้วยกล่องคำสั่ง Array Max & Min ส่วน I_{\min} มีขั้นตอนที่มากขึ้น เนื่องจาก I_{\min} ของปลายแขนไม่ใช่ค่าต่ำสุดในภาพ แต่เป็นค่าระดับสีต่ำสุดที่มากกว่า 0 จำเป็นต้องค้นหาจำนวนระดับสีที่เป็นภาพพื้นหลัง จากกราฟฮิสโตแกรมที่ ค่าระดับสีเท่ากับ 0 (index = 0) แทนด้วยตัวแปร n_0 แล้วนำข้อมูลภาพ (Sub Bg image dst) มาแปลงเป็นอาร์เรย์ใน 1 มิติด้วยกล่องคำสั่ง Reshape Array กำหนด Dimension size เป็นขนาดภาพ แล้วเรียงลำดับจากน้อยไปมากด้วยกล่องคำสั่ง Sort 1D Array แล้ว I_{\min} มีค่าเท่ากับตัวแปรอาร์เรย์ที่เรียงลำดับจากน้อยไปมาก ที่ $I_{\text{index}} = n_0$

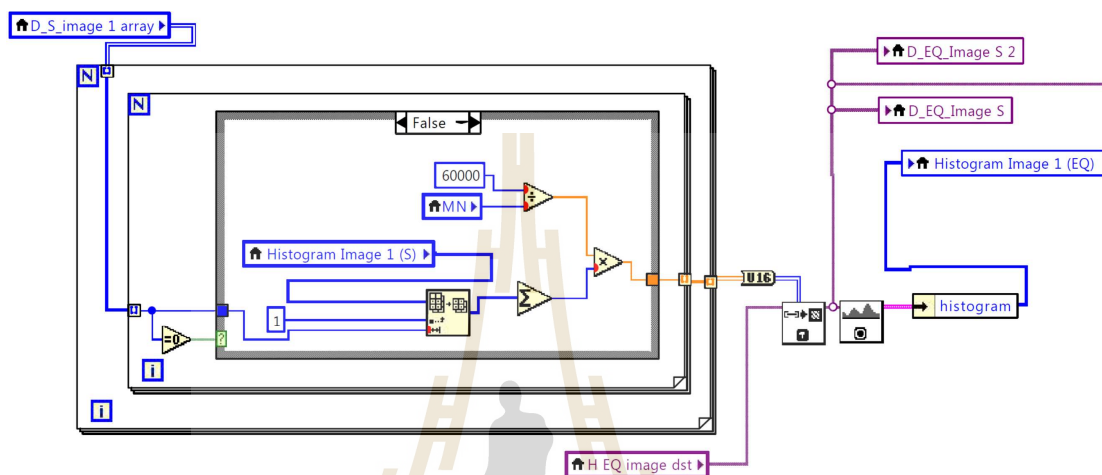
ส่วนของ Histogram stretching ดำเนินการยืดค่าระดับสีให้ $I_{\min} = 0$ ส่วน $I_{\max} = 60000$ ด้วยสมการเชิงเส้น โดยที่ค่าระดับสีที่น้อยกว่า I_{\min} กำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0



รูปที่ ๗.๗ โปรแกรมยืดฮิสโตแกรมของภาพ ไม่สนใจค่าสีภาพพื้นหลัง

(3) Histogram equalization

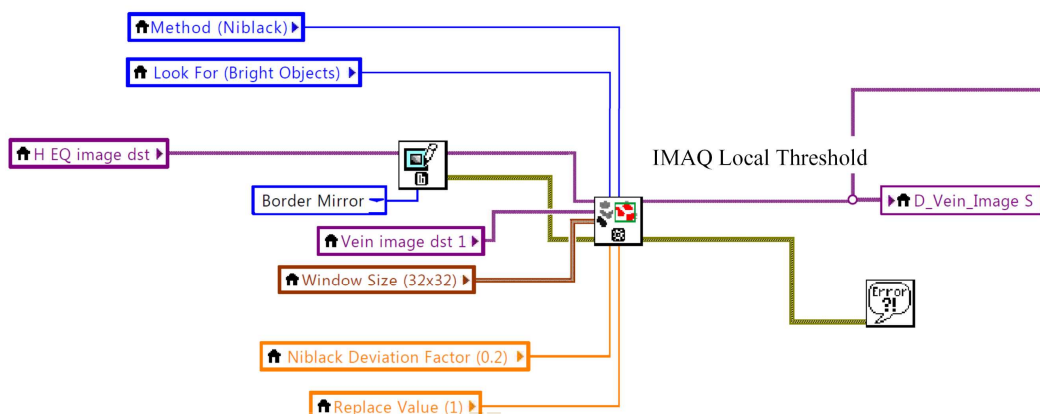
ในหัวข้อนี้พิจารณาเฉพาะค่าระดับสีบริเวณแชนเท่านั้น จึงแปลงค่าระดับสีเฉพาะค่าระดับสีที่มากกว่า 0 มีการค้นหาขอบเขตของค่าระดับสีเหมือนวิธีการ Histogram stretching สามารถเขียนโปรแกรมได้ดังรูปที่ ๓.8



รูปที่ ๓.8 โปรแกรม Histogram equalization ไม่สนใจค่าระดับสีเท่ากับ 0

(4) Local thresholding

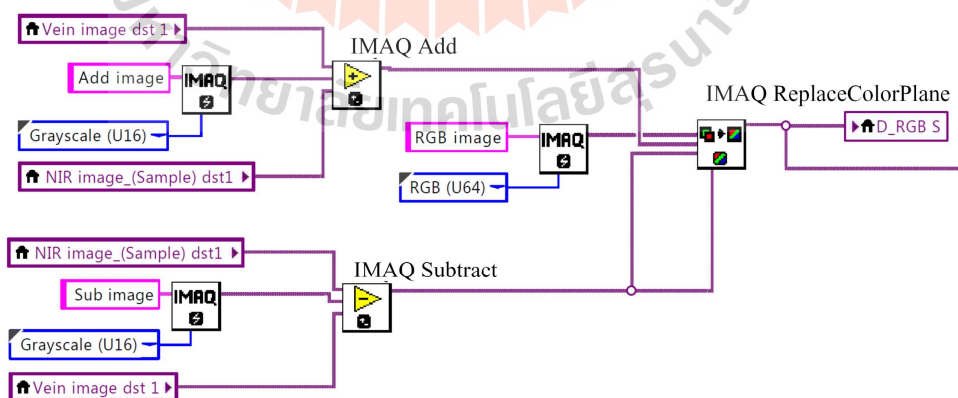
การดำเนินการตัดภาพเป็นภาพ 2 ระดับสำหรับแยกภาพเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ ใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Local Threshold กำหนดวิธีการแปลงภาพด้วยวิธีการของ Niblack วิธีนี้มีตัวแปรให้ปรับทั้งหมด 3 ตัวแปร ได้แก่ Window size คือขนาดของหน้าต่างในการดำเนินการแปลงภาพ Niblack Deviation Factor คือค่าคงที่ค่าหนึ่ง และ Replace Value คือค่าระดับสีของภาพผลลัพธ์ ในกรณีภาพแชน กำหนด Window size = 62 ส่วนภาพมือ Window size = 32 ค่า Niblack Deviation Factor เท่ากับ 0.02 และ Replace Value = 1 เขียนโปรแกรมได้ดังรูปที่ ๓.9



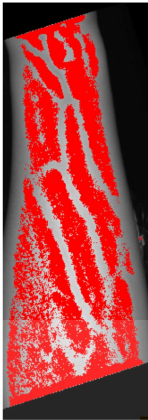
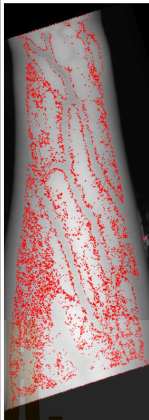
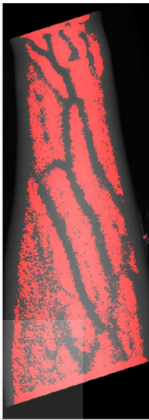
รูปที่ ง.9 โปรแกรม Local Threshold

(5) Image overlay

การดำเนินการซ้อนทับภาพเส้นเลือดลงภาพที่บันทึกได้ (Image overlay) ใช้กล่องคำสั่ง IMAQ ReplaceColorPlane ดังรูปที่ ง.10 เป็นการนำภาพที่รับเข้ามาบวก และลบกับภาพเส้นเลือดที่ได้จากขั้นตอน Local thresholding (Vein image) ได้ภาพ Add image กับ Sub image ตามลำดับ ถ้าต้องการซ้อนทับสีแดงลงบนภาพให้นำ Add image เป็นระนาบสีแดง ระนาบที่เหลือเป็น Sub image ใช้วิธีนี้เพราะดำเนินการเร็วกว่าการใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Overlay นอกจากนี้การกำหนดระนาบสีแดงเป็น Vein image ระนาบที่เหลือเป็นภาพที่รับเข้ามาแล้ว บริเวณที่เป็นเนื้อเยื่อที่ต้องการให้เป็นสีแดงเพียงสีแดงจะไม่ใช่สีแดง เนื่องจากค่าระดับสีเขียว และน้ำเงินไม่เท่ากับ 0 ดังรูปที่ ง.11



รูปที่ ง.10 โปรแกรม Image Overlay

| Method | IMAQ Overlay Point | | IMAQ ReplaceColorPlane |
|--------------|---|---|---|
| Consume time | 56.96 s | 2.88 s | 0.79 s |
| image |  |  |  |

รูปที่ ง.11 เวลาที่ใช้ในซ้อนทับภาพ และผลการซ้อนทับภาพด้วยวิธีการต่าง ๆ แสดงให้เห็นว่ากล่องคำสั่ง IMAQ ReplaceColorPlane ใช้เวลาประมวลผลภาพน้อยกว่า IMAQ Overlay Point

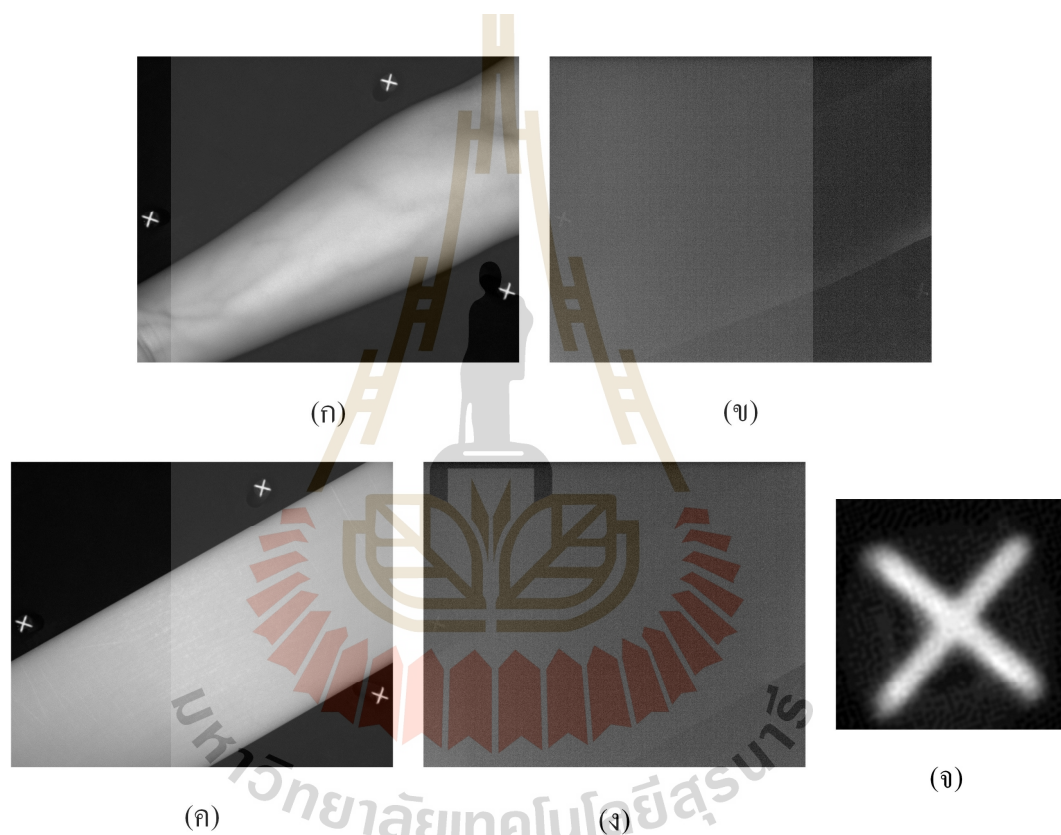


ภาคผนวก จ

โปรแกรมวัดขนาดเส้นเลือด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

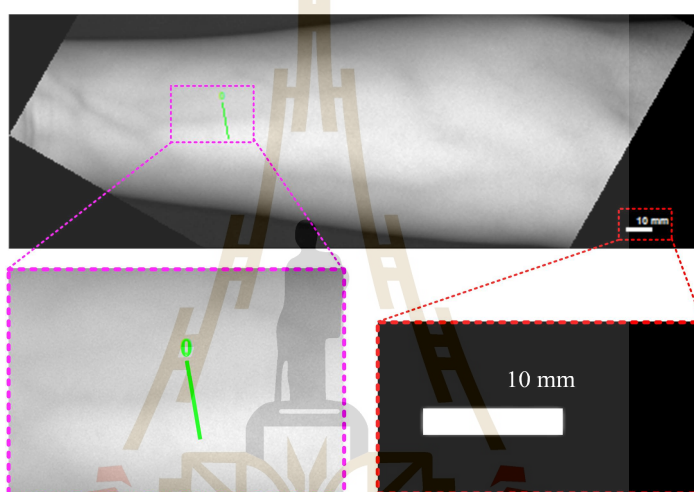
การวัดขนาดเส้นเลือดใต้ผิวหนังจำเป็นต้องมีภาพ 5 ภาพ (รูปที่ จ.1) ภาพที่ 1 เป็นภาพที่เปิดแหล่งกำเนิดแสง NIR ภายในภาพประกอบไปด้วยวัตถุที่ต้องการวัดขนาด (เส้นเลือด) และวัตถุอ้างอิง (Marker) จำนวน 3 ภาพเรียกภาพนี้ว่า NIR image ภาพที่ 2 เป็นภาพถ่ายด้วยแหล่งกำเนิดแสง NIR เช่นกัน แต่ภาพประกอบไปด้วยแผ่นอ้างอิง (Polyoxymethylene, POM) จะมี Marker หรือไม้กีดได้ (Referent image) ภาพที่ 3 และ 4 เป็นภาพวัตถุที่ต้องการวัดขนาด และภาพแผ่นอ้างอิงที่ปิดแหล่งกำเนิดแสงเรียกภาพเหล่านี้ว่า Dark image (Sample) และ Dark image (Referent) ตามลำดับ ภาพที่ 5 เป็นภาพวัตถุอ้างอิงเรียกว่า Marker image



รูปที่ จ.1 ภาพที่บันทึกได้ (ก) NIR image (ข) Dark image (Sample) (ค) Referent image (ง) Dark image (Referent) และ (จ) Marker image

การวัดขนาดเริ่มจากคำนวณหาระยะห่างระหว่าง Marker เพื่อสอบเทียบระยะห่างในหน่วยพิกเซลกับหน่วยมิลลิเมตร ในขั้นตอนดังกล่าวได้สมการการแปลงหน่วยพิกเซลเป็นหน่วยมิลลิเมตร ถัดมาวาดเส้นอ้างอิงบนภาพ และตรวจสอบจำนวนพื้นที่ที่สนใจ

ถ้ามีการวาดพื้นที่ที่สนใจ (ROI) บนรูปที่ จ.2 โปรแกรมคำนวณหาค่าการสะท้อนแสงบริเวณ ROI แล้วคำนวณหาเส้นอ้างอิง (Baseline) ซึ่งเป็นการสะท้อนแสงบริเวณเนื้อเยื่อโดยรอบเส้นเลือด และหาเส้นต่ำสุด (Minimum line) เป็นการสะท้อนแสงของบริเวณเส้นเลือด ถัดไปหาเส้นกึ่งกลางระหว่างเส้นที่เป็นเนื้อเยื่อกับเส้นเลือด (Half line)

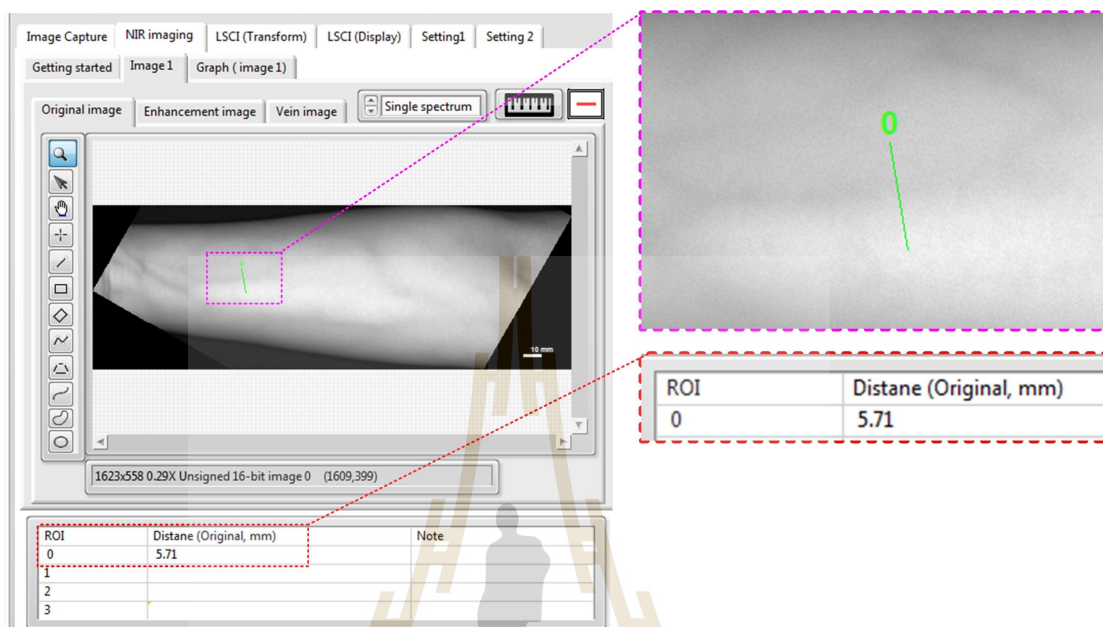


รูปที่ จ.2 ภาพที่ต้องการวัดขนาดเส้นเลือด เมื่อเส้นสีเขียวคือบริเวณที่สนใจ และมุมขวาด้านล่างภายในกรอบสี่เหลี่ยมสีแดงคือขนาดอ้างอิง กำหนดขนาดเป็น 10 mm

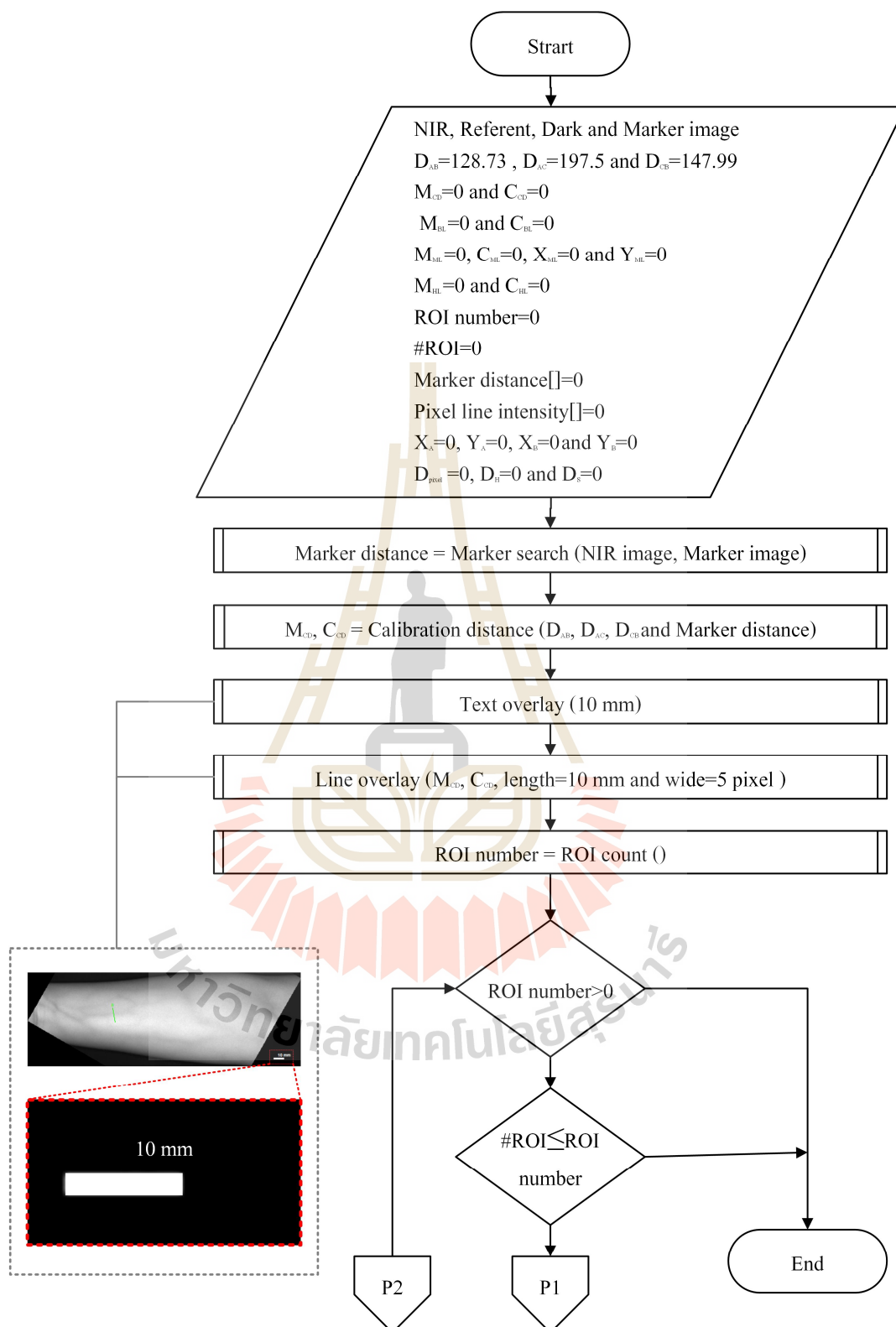
จุดตัดระหว่างเส้นการสะท้อนแสงใน ROI กับ Half line ใช้ในการคำนวณขนาดต่อไป โดยระยะห่างระหว่างจุดตัดที่ได้มีหน่วยเป็นพิกเซล แปลงเป็นหน่วยมิลลิเมตรด้วยสมการแปลงหน่วยพิกเซลเป็นหน่วยมิลลิเมตรที่ได้กล่าวไปข้างต้น

ขนาดที่คำนวณได้เป็นขนาดของวัตถุ ที่พิจารณาค่าการสะท้อนแสง บริเวณขอบที่มีค่าการสะท้อนแสงลดลงครึ่งหนึ่งเรียกขนาดนี้ว่า “Half wide distance” ในขณะที่ขนาดจากไม้บรรทัดหรือเวอร์เนีย เป็นขนาดขอบของวัตถุ (Sample size) ดังนั้นการคำนวณขนาดของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจึงจำเป็นต้องทำการสอบเทียบขนาดที่วัดเป็น Half wide distance กับ Sample size เพื่อแปลงขนาดที่คำนวณได้เป็น Sample size เมื่อคำนวณขนาดเสร็จ ค่าของ Sample size และชื่อตำแหน่งบริเวณที่สนใจปรากฏที่หน้าจอ ดังรูปที่ จ.3 และเลื่อนตำแหน่งของ ROI ไป 1 แล้วคำนวณขนาดใหม่อีกครั้ง

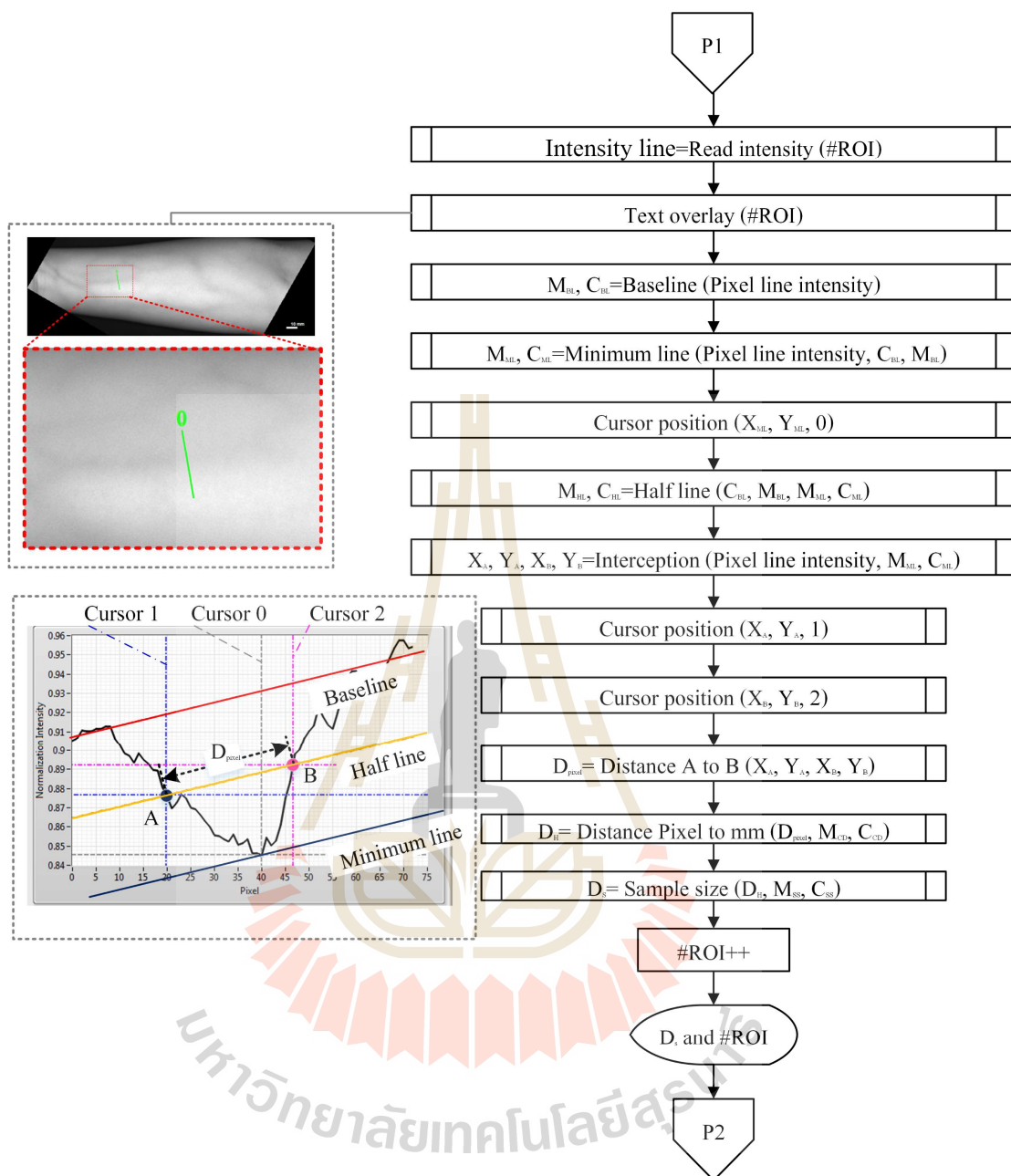
จนครบจำนวน ROI บนภาพ โปรแกรมวัดขนาดที่อธิบายในข้างต้นเขียนเป็นแผนผังการทำงานได้ ดังรูปที่ จ.4 และรูปที่ จ.5



รูปที่ จ.3 หน้าต่างโปรแกรม LabVIEW เมื่อเลือกบริเวณที่สนใจ 1 ตำแหน่งในภาพ ขนาดเส้นเลือดที่คำนวณได้ปรากฏในตารางกรอบสี่เหลี่ยมสีแดง



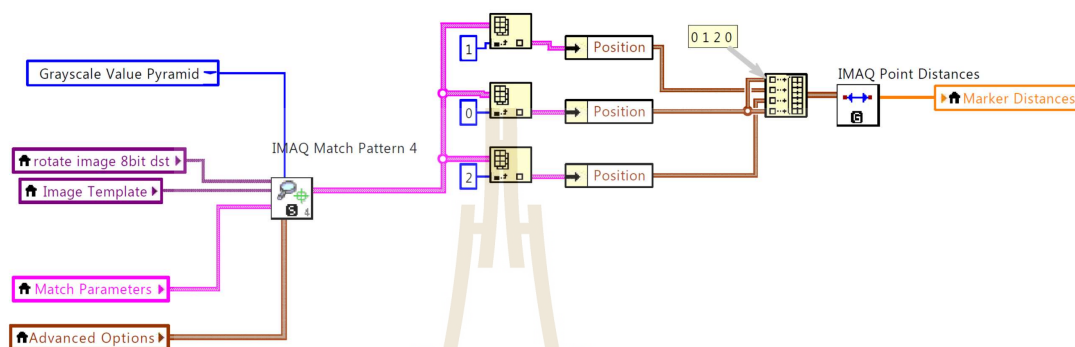
รูปที่ จ.4 แผนผังการวัดขนาดเส้นเลือด



รูปที่ จ.5 แผนผังการดำเนินการวัดขนาดเส้นเลือด (ต่อ)

(1) การค้นหาตำแหน่งและระยะห่างระหว่างภาพวัตถุอ้างอิง (Marker search 0)

การค้นหาตำแหน่งภาพ Marker ทำโดยใช้ฟังก์ชัน IMAQ Match Pattern 4 ข้อมูลตำแหน่งของภาพ Marker นำไปคำนวณระยะห่างระหว่างภาพ Marker เก็บไว้ในตัวแปรชื่อ Marker Distances ดังรูปที่ จ.6



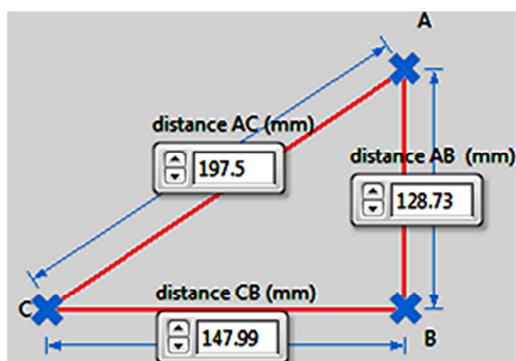
รูปที่ จ.6 LabVIEW code ในส่วนของการค้นหาตำแหน่งภาพ Marker

(2) การคำนวณหาตัวแปรสำหรับแปลงหน่วยพิกเซลเป็นมิลลิเมตร (Calibration distance 0)

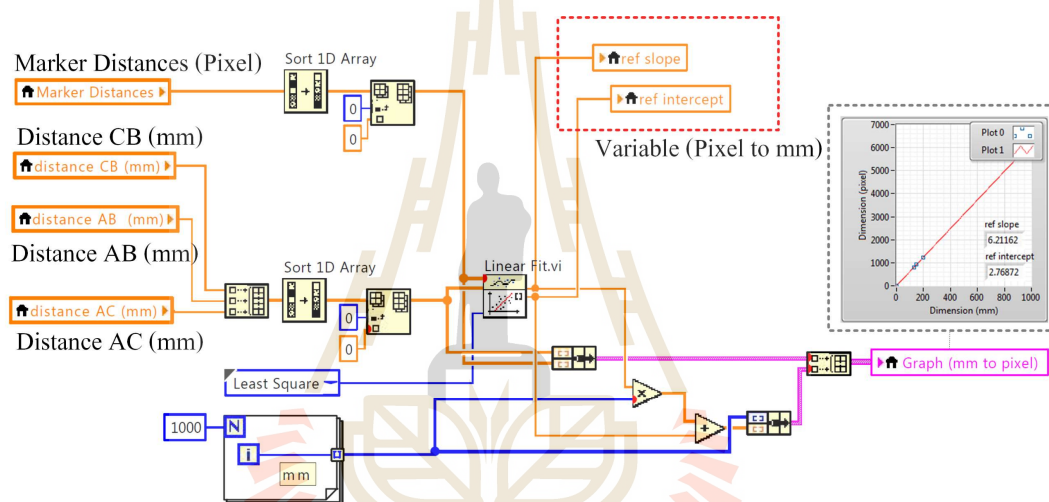
การคำนวณในส่วนนี้ทำได้โดย วัดระยะห่างระหว่างจุดกึ่งกลางของภาพ Marker ด้วยเวอร์เนียร์ แล้วบันทึกลงโปรแกรม LabVIEW ที่พัฒนาขึ้นดังรูปที่ จ.7 มารวมกันแล้วเรียงลำดับจากน้อยไปมาก เข้าที่ขา X ของ Linear Fit.vi ส่วน Marker Distances นำมาเรียงลำดับเช่นกัน แต่เข้าขา Y ของ Linear Fit.vi

กล่องคำสั่ง Linear Fit.vi ดำเนินการประมาณความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูล X และ Y ได้สมการเส้นตรง มีค่าความชันเท่ากับ “ref slope” และจุดตัดแกน Y เท่ากับ “ref intercept” เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล ผู้วิจัยเลือกแสดงข้อมูลความสัมพันธ์ที่ได้ในรูปของกราฟ (Graph (mm to pixel)) ดังรูปที่ จ.8 กำหนดให้แกน X เป็นแกนของหน่วยมิลลิเมตร มีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 1000 เพิ่มขึ้นครั้งละ 1 หน่วย ส่วนแกน Y เป็นแกนหน่วยพิกเซลคำนวณจากตัวแปร ref slope (M_{CD}) และ ref intercept (C_{CD}) ตามสมการ (จ-1)

$$Y_{Pixel} = M_{CD} X_{mm} + C_{CD} \quad (จ-1)$$



รูปที่ จ.7 ระยะห่างระหว่างวัตถุอ้างอิงที่บันทึกลง โปรแกรม LabVIEW

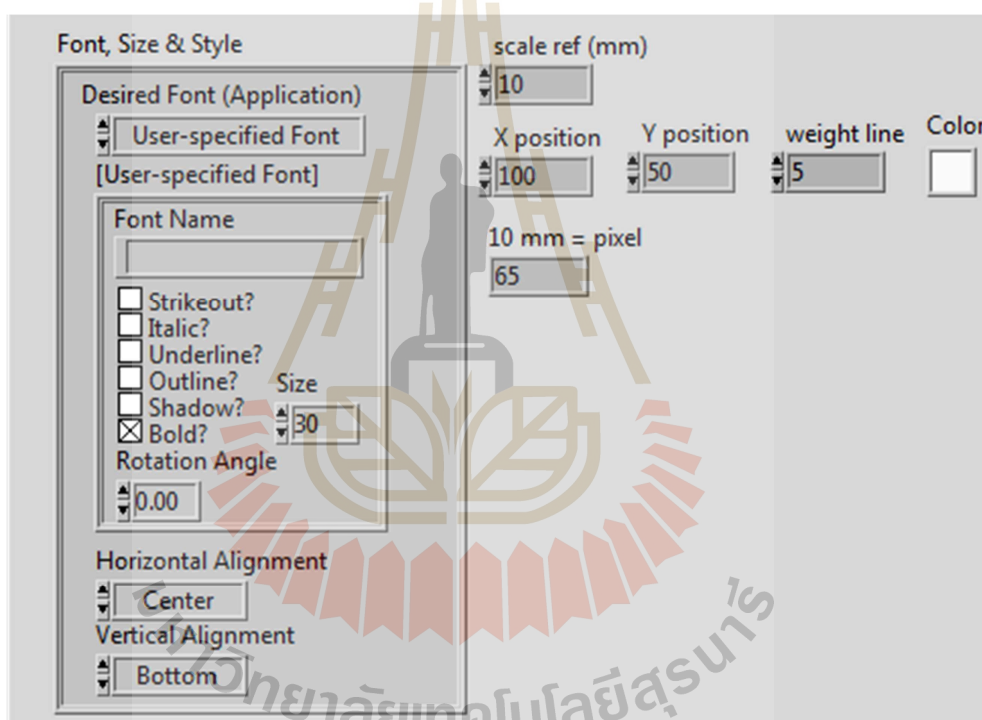


รูปที่ จ.8 LabVIEW codes ในส่วนของการคำนวณหาตัวแปรสำหรับแปลงหน่วยพิกเซลเป็นมิลลิเมตร ภายในกรอบสี่เหลี่ยมสีแดงคือตัวแปรสำหรับแปลงหน่วย และภายในกรอบสี่เหลี่ยมเทาแสดงความสัมพันธ์ระหว่างหน่วยมิลลิเมตรกับหน่วยพิกเซล

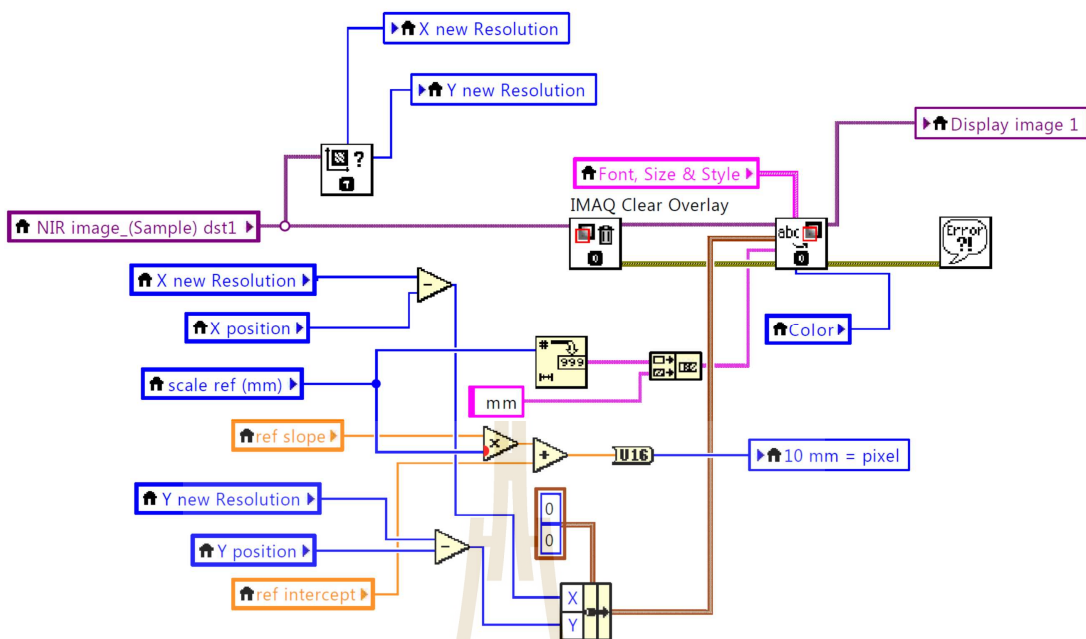
(3) การซ้อนทับข้อความและเส้นอ้างอิง (Text overlay () และ Line overlay ())

การซ้อนทับข้อความลงบนภาพใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Overlay Text โปรแกรมในส่วนนี้จำเป็นต้องรับข้อความที่ต้องการซ้อนทับก่อน เช่น ข้อความของเส้นอ้างอิง หรือตำแหน่งของ ROI เป็นต้น รูปแบบการแสดงผลข้อความกำหนดดังรูปที่ จ.9

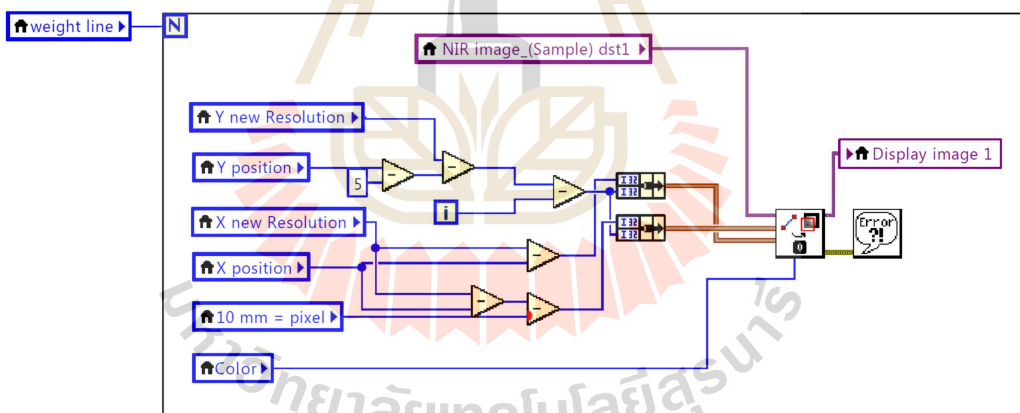
การซ้อนทับเส้นอ้างอิงลงบนภาพใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Overlay Line ผู้ใช้โปรแกรมสามารถกำหนดตำแหน่งเส้นอ้างอิงได้โดยกำหนดที่ X position และ Y position ความหนาของเส้นและสีกำหนดได้ที่ Weight line และ Color ตามลำดับ นอกจากนี้ยังสามารถกำหนดความยาวของเส้นอ้างอิงผ่านตัวแปร Scale ref (mm) ดังรูปที่ จ.9



รูปที่ จ.9 หน้าจอ โปรแกรม LabVIEW สำหรับกำหนดค่าในการแสดงผลข้อความและเส้นอ้างอิง เมื่อกำหนดให้แสดงข้อความ 10 mm (scal ref) บนเส้นอ้างอิง ที่ตำแหน่งห่างจากขอบขวา เป็น X position และขอบล่าง Y position กำหนดให้ข้อความมีสีขาว (Color) ส่วนเส้นอ้างอิงกำหนดให้มีสี และตำแหน่งเริ่มต้นของเส้นเป็นตำแหน่งเดียวกับข้อความ ส่วนความยาวได้จากการคำนวณการแปลงหน่วย (10 mm = 65 pixel) มีความหนา (Weight line) เท่ากับ 5 pixel



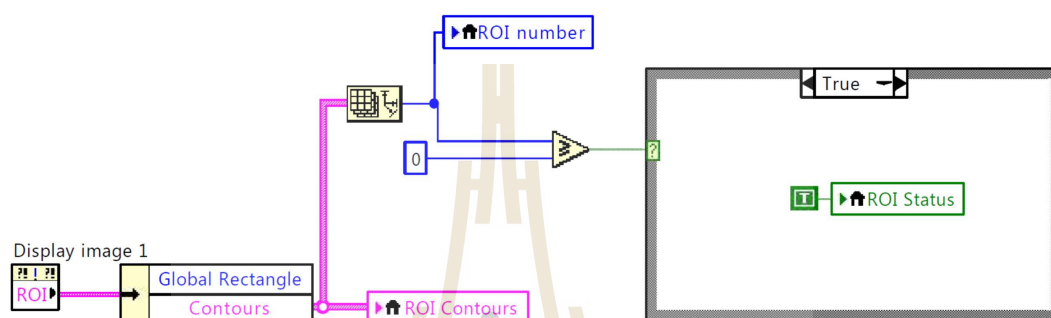
รูปที่ จ.10 LabVIEW codes สำหรับซ้อนทับข้อความลงบนภาพ



รูปที่ จ.11 LabVIEW codes สำหรับซ้อนทับเส้นลงบนภาพ

(4) การนับจำนวนพื้นที่ที่สนใจ (ROI count (0))

โปรแกรมในส่วนนี้เป็นการตรวจสอบจำนวน ROI ว่ามี ROI อยู่บนภาพหรือไม่ ถ้าไม่มีกำหนดให้ ROI Status เป็น “F” แล้วไม่มีการดำเนินการคำนวณหาขนาดต่อ แต่ถ้ามี ROI อย่างน้อย 1 ROI แล้ว ROI Status เป็น “T” ดำเนินการคำนวณขนาดต่อไป โดยเก็บจำนวน ROI ลงตัวแปร ROI number ดังรูปที่ จ.12



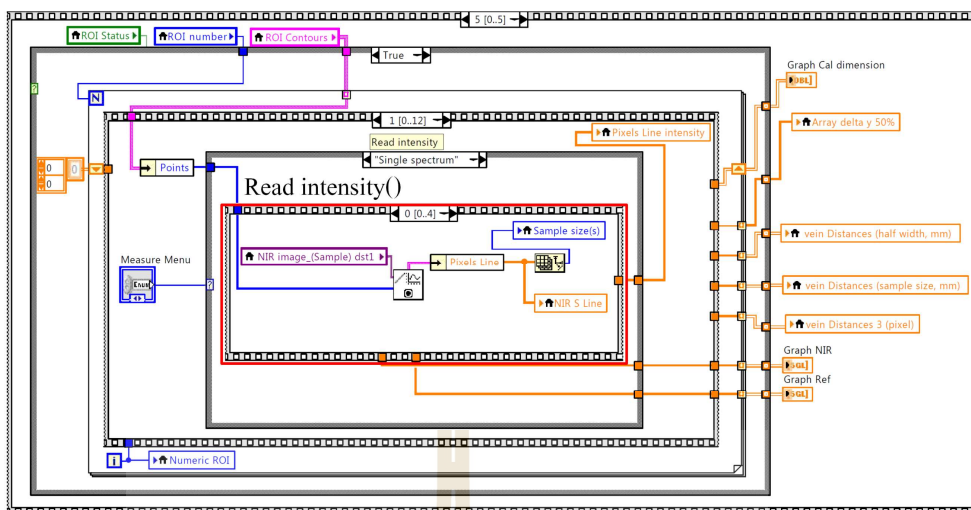
รูปที่ จ.12 LabVIEW codes สำหรับตรวจสอบจำนวน ROI และเก็บจำนวน ROI ลงตัวแปร ROI number

(5) การอ่านค่าการสะท้อนแสงบริเวณที่สนใจ (Intensity line=Read intensity (0))

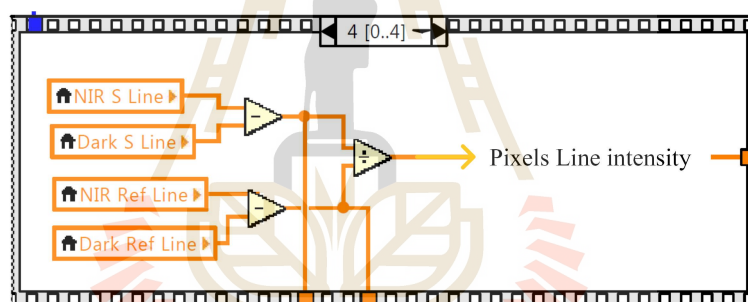
ก่อนเริ่มดำเนินการคำนวณหาค่าการสะท้อนแสง มีการตรวจสอบเงื่อนไขก่อนว่าควรดำเนินการต่อหรือไม่จากตัวแปร ROI Status ถ้า ROI Status เป็น “T” จึงดำเนินการหาค่าการสะท้อนแสงบริเวณที่สนใจ (Pixels Line intensity, I_n) การคำนวณทำตามสมการที่ (จ-2) เมื่อ I_{NIR} เป็นค่าระดับสีของ ภาพ NIR IDS เป็นค่าระดับสีของภาพ Dark image (Sample) IR เป็นค่าระดับสีของภาพ Referent และ I_{DR} เป็นค่าระดับสีของภาพ Dark image (Referent)

การอ่านค่าระดับสีในหัวข้อนี้ใช้กล่องคำสั่ง IMAQ Line Profile เขียนโปรแกรม LabVIEW ได้ดัง รูปที่ จ.13 และคำนวณหาค่าการสะท้อนแสงดังรูปที่ จ.14

$$I_n = \frac{I_{NIR} - I_{DS}}{I_R - I_{DR}} \quad (\text{จ-2})$$



รูปที่ จ.13 LabVIEW codes ในส่วนของการดำเนินการคำนวณขนาด ภายในกรอบสีแดงคือ โปรแกรมในส่วนของการอ่านค่าระดับสีของภาพ NIR ที่ตำแหน่ง ROI เท่ากับ i

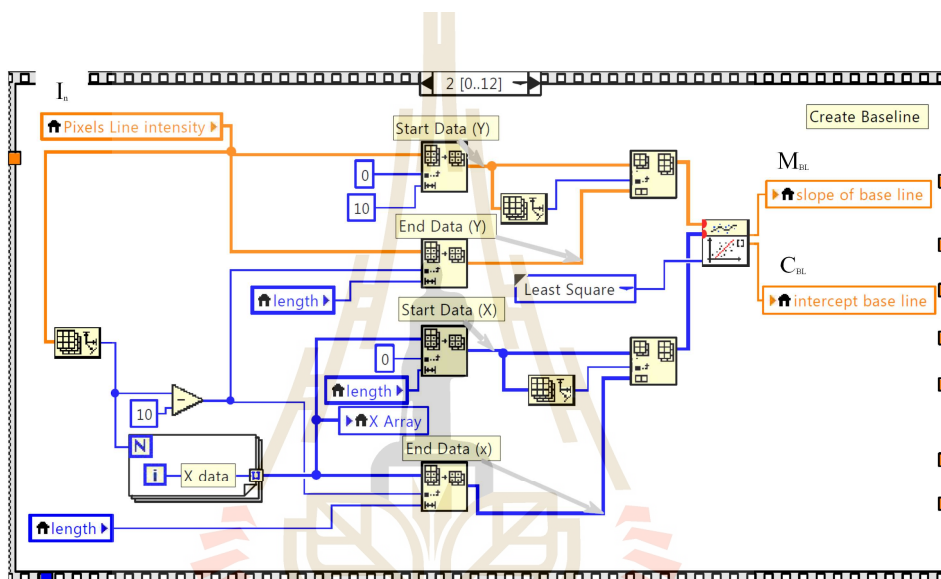


รูปที่ จ.14 LabVIEW codes ในส่วนของการคำนวณหาค่าการสะท้อนแสงเก็บข้อมูลไว้ที่ตัวแปร Pixels Line intensity

(6) การสร้างเส้น Baseline (Baseline 0)

เส้น Baseline เป็นเส้นตัวแทนการสะท้อนแสงของเนื้อเยื่อโดยรอบ สร้างมาจากความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นของค่าการสะท้อนแสงที่ได้จากหัวข้อ (5) ตั้งแต่ข้อมูลตำแหน่งที่ 0 ถึง 9 และตำแหน่งที่ $n-9$ ถึง n เมื่อ n คือจำนวนข้อมูลของ I_n เขียนสมการการสะท้อนแสงของ Baseline (I_{BL}) ได้ดังสมการ (จ-3) และเขียนโปรแกรมได้ดังรูปที่ จ.15

$$I_{BL} = M_{BL} X_{index} + C_{BL} \quad (จ-3)$$



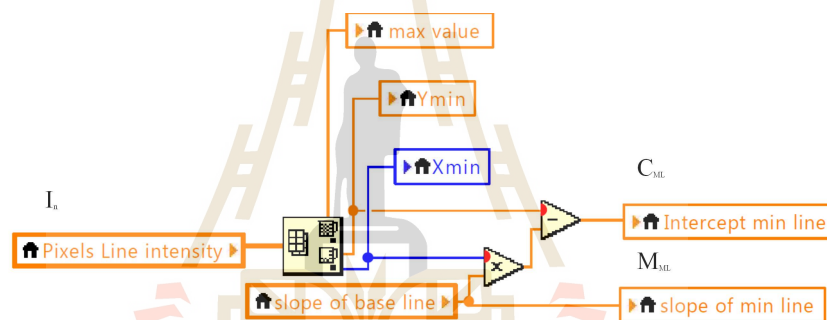
รูปที่ จ.15 LabVIEW codes ในส่วนของการสร้างเส้น Baseline

(7) การสร้างเส้นตรงขนานกับเส้น **Baseline** และมีค่าระดับสีต่ำสุดอยู่บนเส้นตรง
(**Minimum line ()**)

เส้นระดับสีต่ำสุด (Minimum line) เป็นเส้นตรงที่ขนานกับเส้น Baseline และมีค่าการสะท้อนแสง I_n ต่ำที่สุด ($I_{n, min}$) อยู่บนเส้น การสะท้อนแสงที่มี I_n ต่ำที่สุด (I_{ML}) ดังสมการที่ (จ-4)

$$I_{ML} = M_{ML} X_{index} + C_{ML} \quad (จ-4)$$

เมื่อความชันของเส้น Minimum line (M_{ML}) = M_{BL} จุดตัดแกน I_{ML} (C_{ML}) = $I_{n, min} - (M_{BL} \times X_{n, min index})$ และ $X_{n, min index}$ คือตำแหน่งที่มีการสะท้อนแสงต่ำที่สุด Minimum line ใช้สำหรับหาเส้นที่เป็นตัวแทนของข้อมูลเส้นเลือดต่อไป เขียนโปรแกรม LabVIEW ได้ดังรูปที่ จ.16



รูปที่ จ.16 LabVIEW code ในส่วนของการสร้าง Minimum line

(8) การสร้างเส้นตรงที่อยู่กึ่งกลางระหว่าง Baseline และ Minimum line (Half line)

เส้นกึ่งกลาง (Half line) เป็นเส้นตัวแทนของค่าการสะท้อนแสงของเส้นเลือดขนานกับเส้น Baseline และอยู่ระหว่างกลางเส้น Baseline และ Minimum line ดังนั้นความชันของ Half line เท่ากับ Baseline ส่วนจุดตัดแกน Y เท่ากับครึ่งหนึ่งของระยะห่างระหว่าง Baseline และ Minimum line (D) คำนวณได้ดังสมการ (จ-5)

เมื่อ C_1 และ C_2 เป็นค่าคงที่ในสมการเส้นตรงที่ 1 และ 2 ตามลำดับ A เป็นสัมประสิทธิ์หน้า Y หรือในรายงานแทนด้วย I และ B เป็นสัมประสิทธิ์หน้า X สมการคำนวณระยะห่างระหว่างเส้นตรงใช้ได้กับเส้นตรงที่ขนานกันค่า A และ B ของสมการเส้นตรงมีค่าเท่ากันเท่านั้น

สมการเส้นตรงของ Baseline และ Minimum line เขียนใหม่ในรูป $AX+BY+C=0$ ได้ดังสมการที่ (จ-6) และ (จ-7) ดังนั้นตัวแปร $C_1=-C_{BL}$ ตัวแปร $C_2=-C_{ML}$ ตัวแปร $A=-M_{BL}$ หรือ $-M_{ML}$ และตัวแปร $B=1$

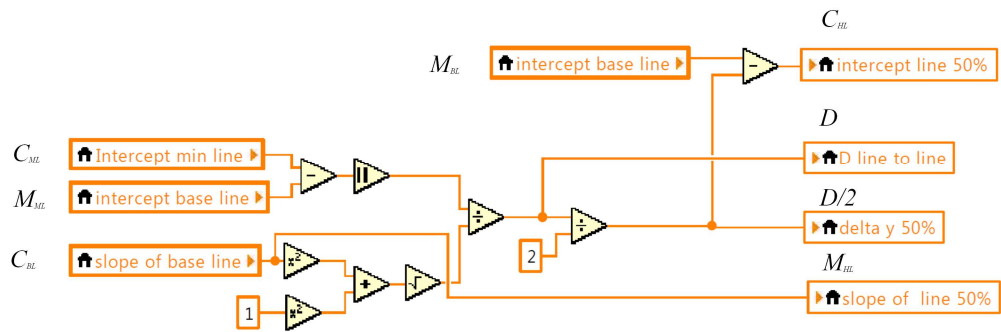
$$D = \frac{|C_1 - C_2|}{\sqrt{A^2 + B^2}} \quad (\text{จ-5})$$

$$L1: (-M_{BL})X_{index} + I_{BL} + (-C_{BL}) = 0 \quad (\text{จ-6})$$

$$L2: (-M_{ML})X_{index} + I_{ML} + (-C_{ML}) = 0 \quad (\text{จ-7})$$

ค่าระยะห่างระหว่าง Baseline และ Minimum line หา 2 ได้ค่าตัดแกน I ของเส้นตรง Half line เขียนสมการ Half line ได้เป็นสมการที่ (จ-8) และเขียน โปรแกรม LabVIEW ได้ดังรูปที่ จ.17

$$I_{HL} = M_{HL}X_{index} + \left(\frac{D}{2}\right) \quad (\text{จ-8})$$



รูปที่ จ.17 LabVIEW codes ในส่วนของการหาสมการเส้นตรงของ Half line



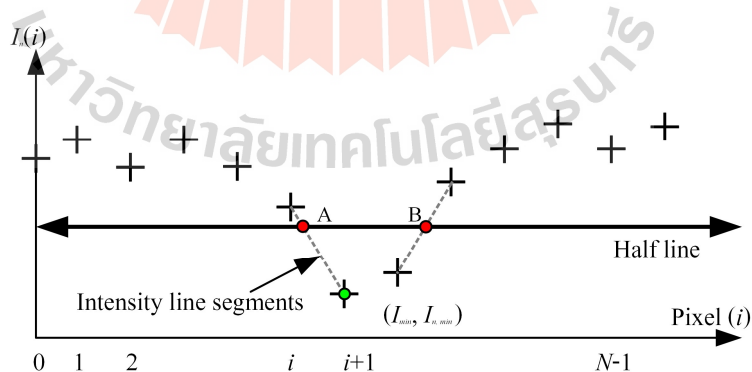
(9) การหาจุดตัดระหว่างข้อมูลการสะท้อนแสงกับ Half line (Interception 0)

โปรแกรมในส่วนนี้เป็นโปรแกรมค้นหาขอบของเส้นเลือด เพื่อนำไปคำนวณขนาดของเส้นเลือด งานวิจัยนี้แทนขอบของเส้นเลือด ด้วยจุดตัดระหว่างส่วนของเส้นตรง ของค่าการสะท้อนแสงของวัตถุระหว่างพิกเซลหนึ่งไปยังพิกเซลหนึ่งบนเส้น ROI (Intensity line segments) กับ Half line

ถ้าจุดตัดที่คำนวณได้อยู่ในตำแหน่งพิกเซลที่น้อยกว่าตำแหน่งพิกเซลของค่าการสะท้อนแสงที่ต่ำที่สุด (i_{min}) จุดดังกล่าวเป็นจุดขอบเริ่มต้นของเส้นเลือด (A) และจุดตัดที่คำนวณได้อยู่ในตำแหน่งพิกเซลที่มากกว่า i_{min} จุดดังกล่าวเป็นจุดขอบสิ้นสุดของเส้นเลือด (B)

ข้อมูลการสะท้อนแสงที่ได้เป็นข้อมูลแบบไม่ต่อเนื่อง บางครั้งจุดข้อมูลการสะท้อนแสงไม่อยู่บน Half line และผู้วิจัยไม่ทราบความสัมพันธ์ของการสะท้อนแสงจากวัตถุที่ได้ จึงเลือกพิจารณาข้อมูลในช่วงสั้นๆ โดยสร้างสมการเส้นตรงจากข้อมูลการสะท้อนแสงที่ตำแหน่ง i ถึง $i+1$ คำนวณหาจุดตัดระหว่าง Intensity line segments กับ Half line ดังรูปที่ จ.18 เมื่อสมการ Half line w ได้จากสมการ (จ-9) และสมการ Intensity line เขียนได้จากสมการ (จ-10) จุดตัดระหว่างเส้นตรงคำนวณได้จากสมการที่ (จ-13) และ (จ-14)

สามารถเขียนโปรแกรม LabVIEW คำนวณหาความชันและจุดตัดแกน i ของ Intensity line ได้ดังรูปที่ จ.19-22 ถ้าความชันที่ได้ไม่เท่ากับความชันของ Half line ให้ตรวจสอบตำแหน่ง i ถ้า $i = i_{min}$ แล้วไม่ต้องคำนวณจุดตัดให้เลื่อนตำแหน่ง i ไป 1 หรือถ้า i น้อยกว่า i_{min} แล้วบันทึกข้อมูลจุดตัดที่ได้ลงตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับขอบเริ่มต้นของเส้นเลือด เป็นต้น



รูปที่ จ.18 การหาจุดตัดของข้อมูล เมื่อเครื่องหมายบวกคือค่าการสะท้อนแสงของวัตถุ N คือจำนวนจุดข้อมูลการสะท้อนแสงของวัตถุภายใน ROI ส่วน i แทนตำแหน่งพิกเซลภายใน ROI จุดวงกลมสีแดงคือจุดตัด Intensity line segments กับ Half line และจุดสีเขียวคือจุดที่มีค่าการสะท้อนแสงต่ำที่สุด หมายเหตุข้อมูลนี้เป็นข้อมูลที่สมมติขึ้น

Half line: $I_{intercept} = M_{HL} X_{intercept} + C_{HL}$ (จ-9)

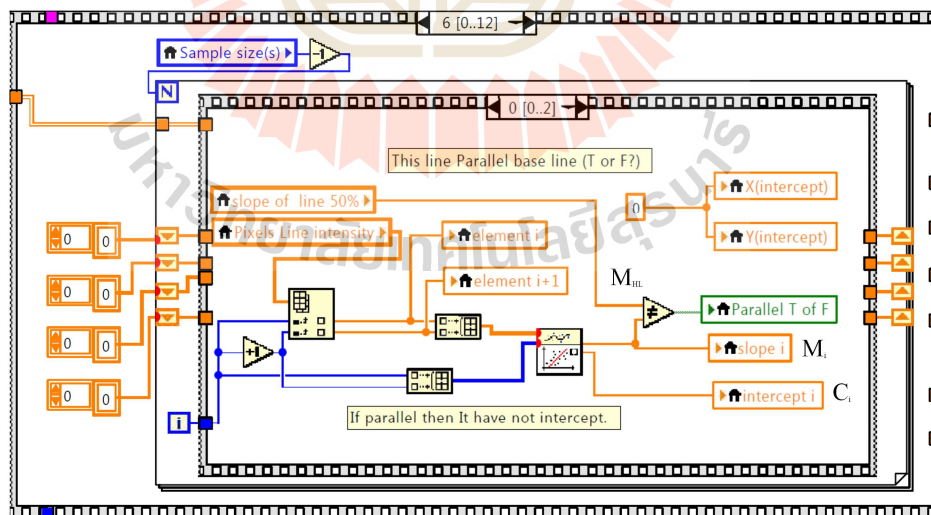
Intensity line: $I_i = M_i X_i + C_i$ (จ-10)

$$M_i = \frac{Y_{i+1} - Y_i}{X_{i+1} - X_i}$$
 (จ-11)

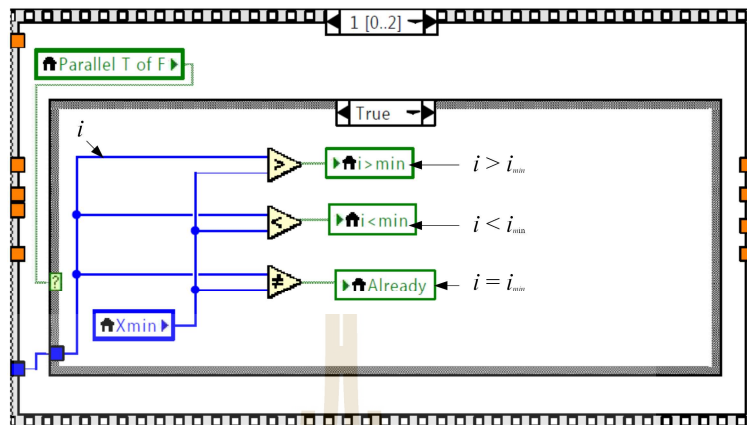
$$C_i = I_i - M_i X_i$$
 (จ-12)

Intensity line: $I_{intercept} = M_i X_{intercept} + C_i$ (จ-13)

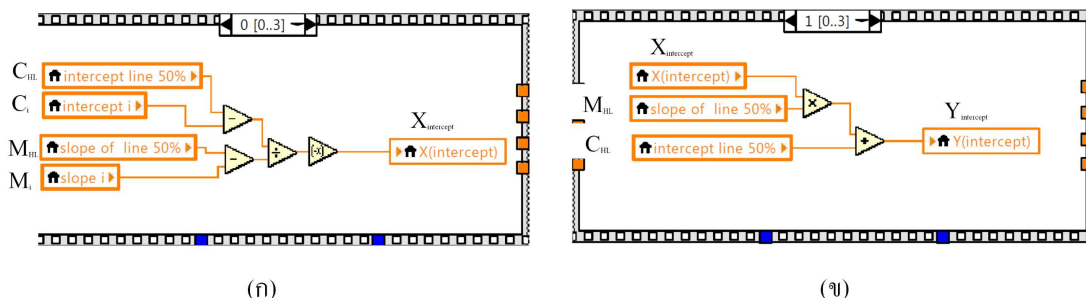
(จ-9)- (จ-13): $X_{intercept} = -\frac{C_{HL} - C_i}{M_{HL} - M_i}$ (จ-14)



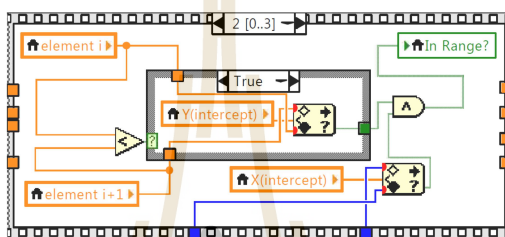
รูปที่ จ.19 LabVIEW codes ในส่วนของการหาสมการเส้นตรงที่ตำแหน่ง i ถึง $i+1$



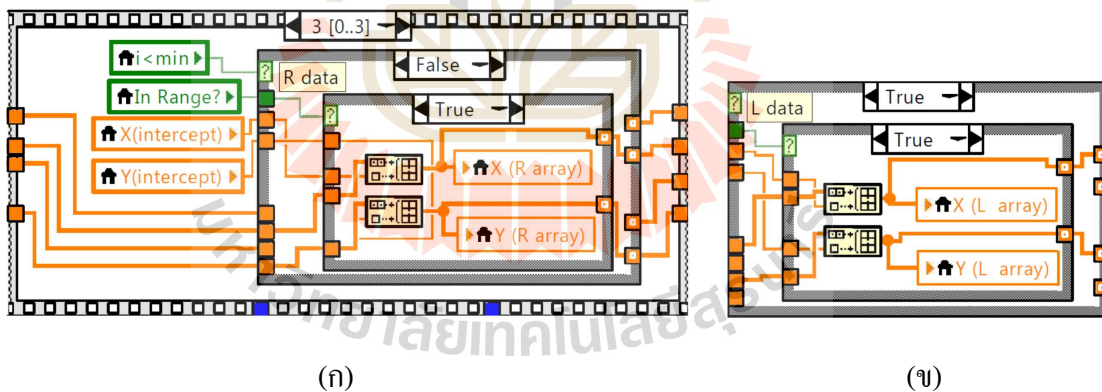
รูปที่ จ.20 LabVIEW code ตรวจสอบตำแหน่ง i



รูปที่ จ.21 LabVIEW codes กำหนดหาจุดตัดระหว่างเส้นตรง (ก) แกน Index และ (ข) แกนIntensity



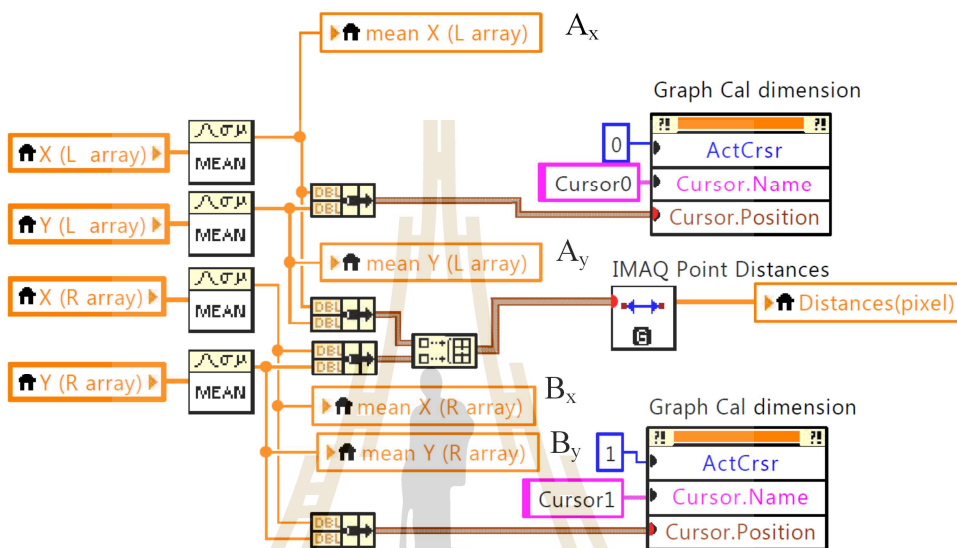
รูปที่ จ.22 LabVIEW codes ตรวจสอบจุดบนส่วนของเส้นตรง



รูปที่ จ.23 LabVIEW codes บันทึกจุดตัด (ก) ตัวแปรที่เป็นจุดขอบสิ้นสุดของเส้นเลือด และ (ข) ตัวแปรที่เป็นจุดขอบเริ่มต้นของเส้นเลือด

(10) การคำนวณขนาด (Distance A to B ()

หัวข้อที่ (9) ได้ข้อมูลขอบเริ่มต้นของเส้นเลือด (A_x, A_y) และขอบสิ้นสุดของเส้นเลือด (B_x, B_y) แล้วคำนวณหาระยะห่างระหว่างจุดด้วยกล่องคำสั่ง IMAQ Point Distances ดังรูปที่ จ.24 ขนาดที่คำนวณได้ในขั้นตอนนี้มีหน่วยเป็นพิกเซล



รูปที่ จ.24 LabVIEW code ในส่วนของการเฉลี่ยข้อมูลตำแหน่ง และคำนวณระยะห่างขอบเริ่มต้น และสิ้นสุดของเส้นเลือด

(11) การแปลงหน่วยพิกเซลเป็นมิลลิเมตร (Distance pixel to mm) และ Half wide distance เป็น Sample size (Sample size ()

การแปลงหน่วยพิกเซลเป็นมิลลิเมตรทำได้โดยใช้สมการที่ (จ-1) หรือสมการ (จ-15) ได้มาจากการสอบเทียบกับระยะห่างของวัตถุอ้างอิงที่ได้ได้กล่าวในหัวข้อ (2)

$$X_{mm} = \frac{Y_{Pixel} - C_{CD}}{M_{CD}} \tag{จ-25}$$

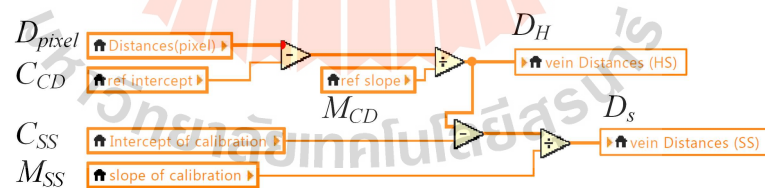
ขนาดที่คำนวณได้เป็นขนาดที่มีหน่วยเป็นมิลลิเมตร แต่ขนาดที่ได้ยังคงเป็นขนาดที่มีการสะท้อนแสงลดลงครั้งหนึ่ง ผู้วิจัยจึงดำเนินการสอบเทียบขนาดที่คำนวณได้ที่พัฒนาขึ้นกับขนาดที่วัดด้วยเวอร์เนียร์แสดงผลการวัดได้ดังตารางที่ จ.1 เมื่อใช้โปรแกรม Excel คำนวณความสัมพันธ์ได้สมการดังสมการที่ (จ-16)

ตาราง จ.1 ขนาดตัวอย่างที่ได้วัดได้ด้วยเวอร์เนียร์ และผลการคำนวณขนาดที่คำนวณได้

| D_s (mm) | D_H (mm) |
|------------|------------|
| 1.50 | 1.43 |
| 2.59 | 2.40 |
| 3.38 | 3.11 |
| 4.48 | 4.10 |
| 5.46 | 4.98 |
| 6.34 | 5.84 |
| 7.40 | 6.78 |
| 8.36 | 7.68 |
| 9.34 | 8.65 |
| 10.50 | 9.68 |

$$D_s = \frac{D_H - C_{SS}}{M_{SS}} \quad (\text{จ-16})$$

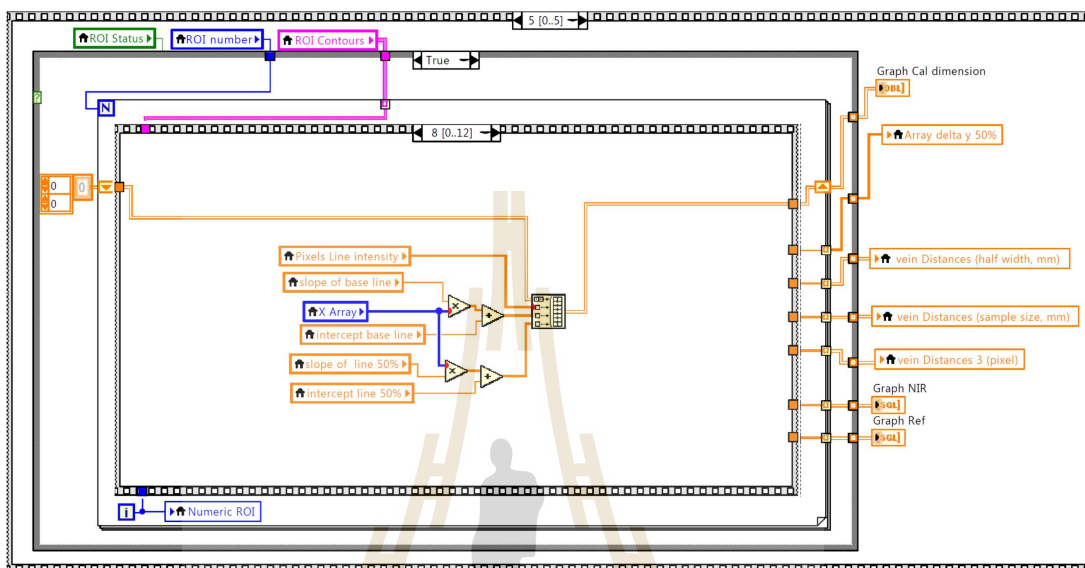
เมื่อ $C_{SS} = 0.0093$ และ $M_{SS} = 0.9205$ แล้วโปรแกรมแปลงหน่วย และขนาดเขียนได้ดังรูปที่ จ.25



รูปที่ จ.25 LabVIEW codes ในส่วนของการแปลงหน่วยและแปลงขนาด

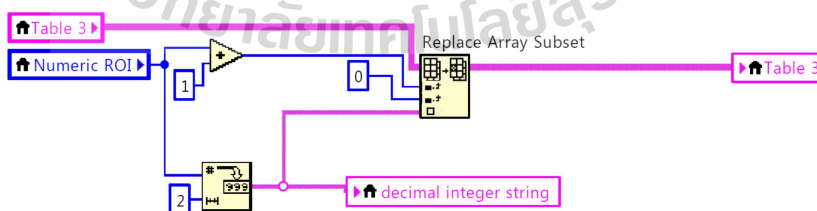
(12) การแสดงผลข้อมูล

กราฟแสดงข้อมูลการวัดขนาดแต่ละครั้งประกอบไปด้วยการสะท้อนแสงของวัตถุ เส้น Base เส้น Minimum และเส้น Half เขียน โปรแกรมรวมข้อมูลดังกล่าวได้ดังรูปที่ จ.26

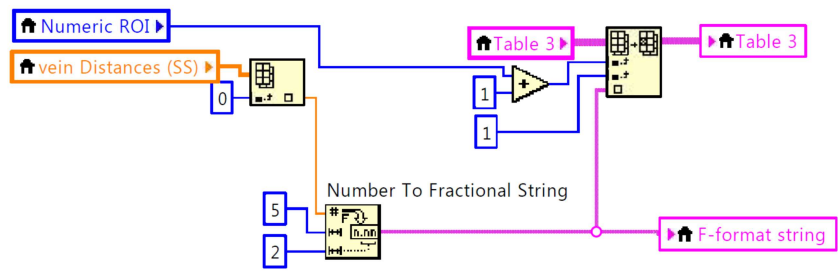


รูปที่ จ.26 LabVIEW codes ในส่วนของการแสดงผลข้อมูลออกกราฟ

ตารางบนหน้าจอ โปรแกรม LabVIEW สำหรับแสดงข้อมูลประกอบไปด้วย ตำแหน่งของ ROI ขนาดเส้นเลือดที่คำนวณได้ในหน่วยมิลลิเมตร และบันทึกย่อ สามารถเขียนโปรแกรมเพิ่มข้อมูลลงตารางดังรูปที่ จ.27 และรูปที่ จ.28



รูปที่ จ.27 LabVIEW codes เพิ่มชื่อ ROI ลงตาราง



รูปที่ จ.28 LabVIEW codes เพิ่มขนาดที่คำนวณได้ลงตาราง





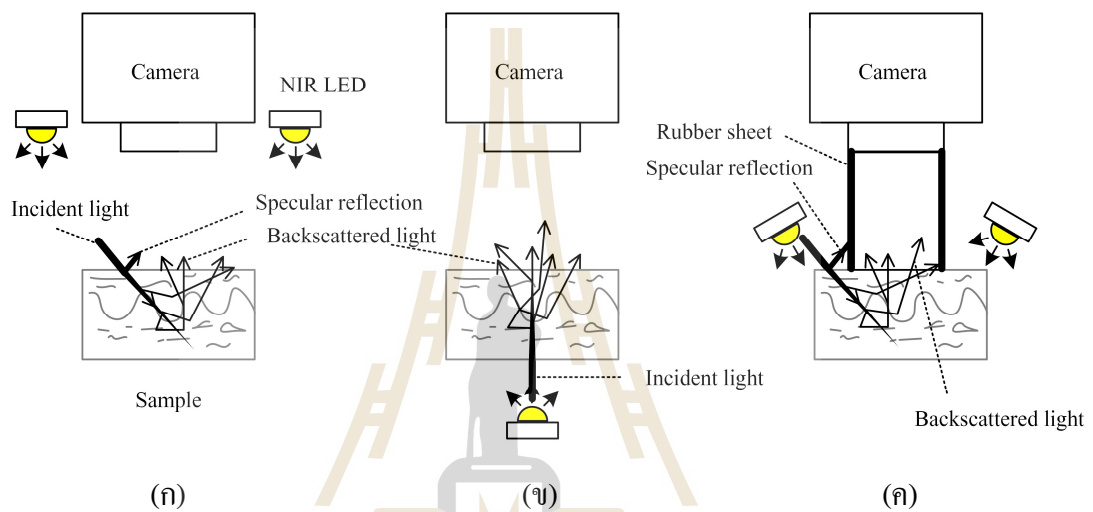
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

ผลการถ่ายภาพด้วยการจัดอุปกรณ์ทางแสงแบบต่างๆ

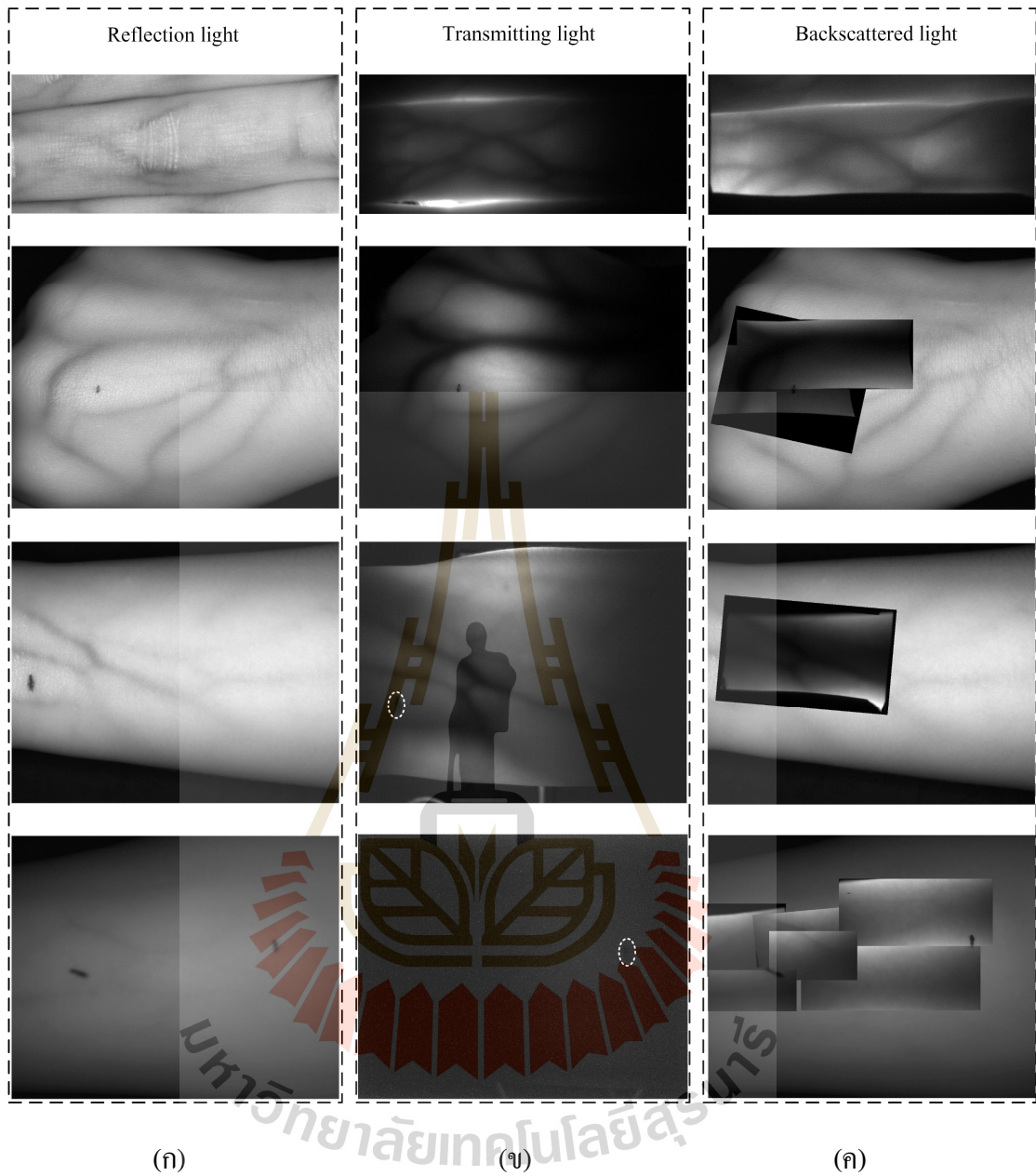
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

การจัดอุปกรณ์ทางแสงสำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง มีการจัดแสงทั้งหมด 3 วิธี ได้แก่ การจัดแสงแบบสะท้อน การจัดแสงแบบทะลุผ่าน และการจัดแสงแบบ Dark field illumination มีการจัดอุปกรณ์ดังรูปที่ ๑.1 สามารถถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังได้ดังรูปที่ ๑.2

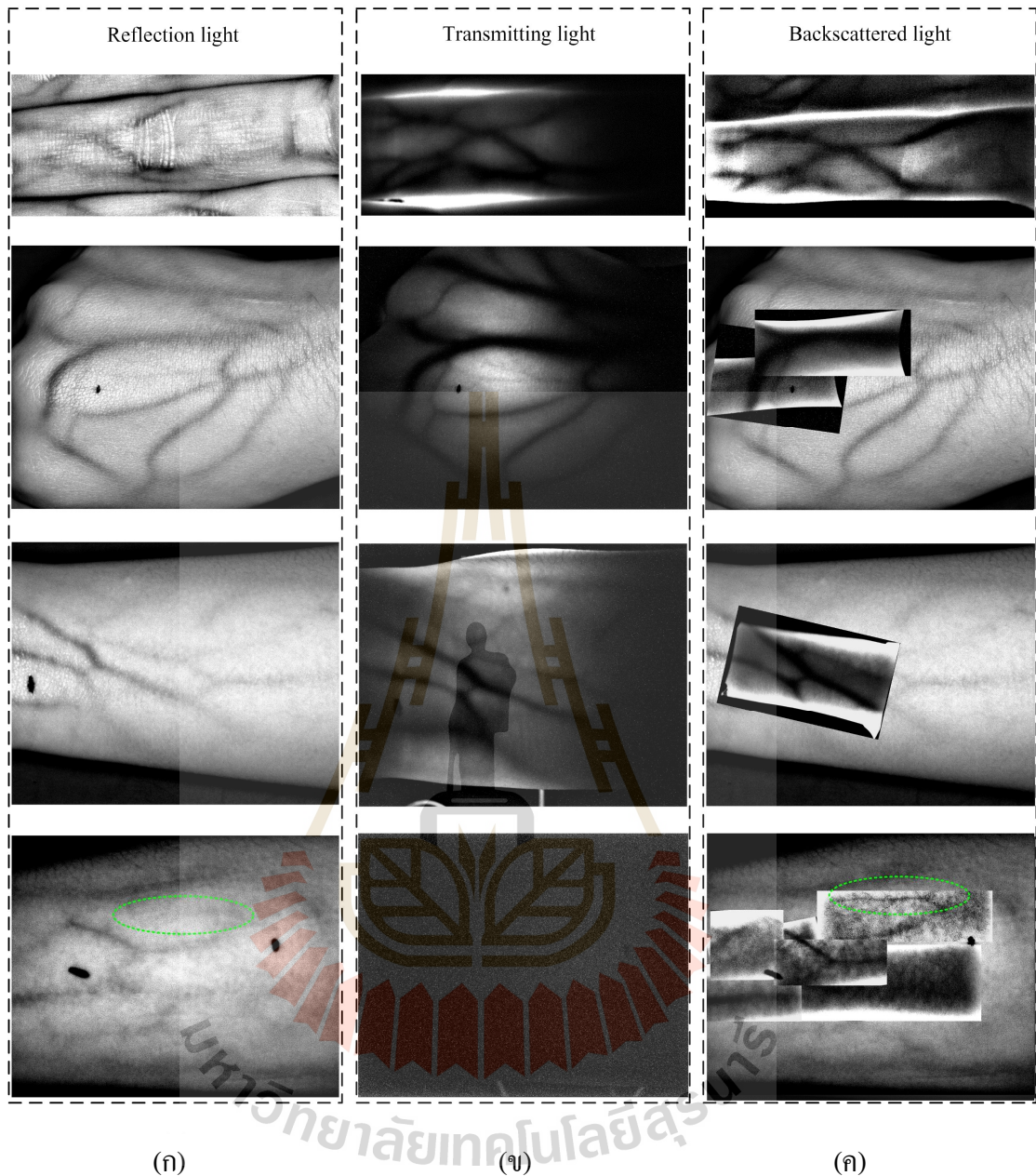
ภาพที่ได้จากแต่ละวิธีการจัดแสง ยังคงให้ภาพเส้นเลือดไม่ชัดเจนนัก ผู้วิจัยจึงใช้โปรแกรม ImageJ ช่วยปรับปรุงภาพให้เห็นเส้นเลือดชัดเจนขึ้นด้วยฟังก์ชัน Unsharp Mask กำหนดค่า Radius และ Mask Weight ด้วยค่าที่เหมาะสมค่าหนึ่งกับแต่ละภาพ ได้ดังรูปที่ ๑.3



รูปที่ ๑.1 การจัดอุปกรณ์ทางแสง (ก) จัดแสงแบบสะท้อน (ข) จัดแสงแบบทะลุผ่าน และ (ค) การจัดแสงแบบ Dark field illumination



รูปที่ ๓.๒ ภาพที่รับได้จาก (ก) การจัดแสงแบบสะท้อน (ข) การจัดแสงแบบทะลุผ่าน และ (ค) การจัดแสงแบบ Dark field illumination ซ้อนทับอยู่บนภาพ (ก) ภาพจากบนลงล่างเป็น ภาพบริเวณนิ้วมือ หลังมือ ข้อมือ และบริเวณกลางของปลายแขนตามลำดับ



รูปที่ ๓.๓ เป็นภาพ รูปที่ ๓.๒ ที่ผ่านการประมวลผลภาพแล้วด้วย Image J (ก) จัดแสงแบบสะท้อน (ข) จัดแสงแบบทะลุผ่าน และ (ค) การจัดแสงแบบ Dark field illumination ซ้อนทับอยู่บนภาพ (ก) ภาพจากบนลงล่างเป็นภาพบริเวณนิ้วมือ หลังมือ ข้อมือ และบริเวณกลางของปลายแขนตามลำดับ ภายในวงเส้นประสีเขียวคือเส้นเลือดที่เห็นในภาพ (ค) แต่ไม่เห็นในภาพ (ก)



ภาคนว ก ช

โปรแกรมแปลงค่า K เป็นค่าระดับสีในภาพ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

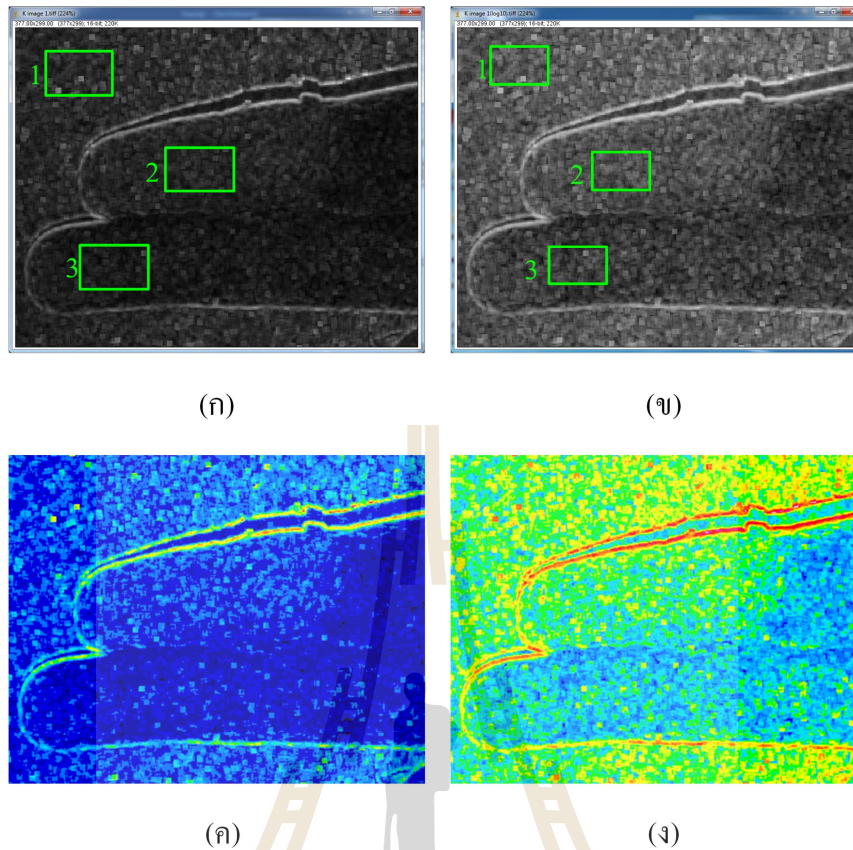
ค่า K มีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 1 แต่ค่าระดับสีในภาพมีค่าขึ้นกับชนิดภาพ เช่น ภาพชนิด 8 บิต มีค่าระดับสีตั้งแต่ 0 ถึง 255 ภาพ 16 บิต มีค่าระดับสีตั้งแต่ 0 ถึง 65535 เป็นต้น ถ้านำค่า K ที่ได้ไปสร้างเป็นภาพ 8 บิต หรือ 16 บิต โดยตรงจะไม่เห็นความแตกต่างของค่า K การสร้างภาพของค่า K จึงจำเป็นต้องแปลงค่า K ให้มีค่าสอดคล้องกับระดับสีของภาพ

การแปลงค่า K เป็นค่าระดับสีในภาพสามารถแปลงได้หลายวิธี เช่น นำค่า K ที่ได้คูณกับค่าคงที่ค่าหนึ่ง หรือแปลงค่าระดับสีตามฟังก์ชันในรูปที่ ข.1 ซึ่งเป็นฟังก์ชันพื้นฐานในการแปลงค่าระดับสีของภาพ (Intensity transformations, [Gonzalez and Rafael, Digital Image Processing, 129-137]) เป็นต้น

การทดสอบแปลงค่า K เป็นค่าระดับสีในภาพ ทำโดยบันทึกภาพเลเซอร์สเปกเคิล ที่นิ้วมือ 2 นิ้ว คือนิ้วชี้และนิ้วกลาง จำลองบริเวณที่ไม่มีการไหลของเลือดด้วยการลัดนิ้วชี้ด้วยยาง ส่วนนิ้วกลางเป็นบริเวณที่มีการไหลของเลือดปกติ เมื่อนำภาพที่บันทึกได้ประมวลผลภาพหาค่า K แล้วนำค่า K ที่ได้แปลงเป็นค่าระดับสีในภาพด้วยฟังก์ชันเลขชี้กำลังที่มีเลขชี้กำลังเท่ากับ 1 ได้ภาพดังรูปที่ ข.1 (ก) และฟังก์ชันลอการิทึมฐานสิบได้ภาพดังรูปที่ ข.1 (ข)

เมื่อสังเกตรูปที่ ข.1 จะเห็นว่าภาพที่ใช้ฟังก์ชันลอการิทึมให้ภาพที่ชัดเจนกว่าการแปลงด้วยการคูณค่าคงที่เพียงอย่างเดียว เมื่อพิจารณาค่าระดับสีภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมในรูปที่ ข.1 (ก) และ (ข) พบว่าการแปลงค่า K ด้วยการคูณค่าคงที่ และการแปลงด้วยฟังก์ชันลอการิทึมมี Contrast ระหว่างบริเวณที่เลือดไม่ไหลกับเลือดไหลปกติเท่ากับ 4% และ 7% ตามลำดับ (ตาราง ข.1)

ดังนั้นการแปลงค่า K เป็นภาพด้วยลอการิทึมฐานสิบให้ภาพที่ชัดเจนและมีค่า Contrast ที่สูงกว่าการแปลงด้วยการคูณด้วยค่าคงที่ ซึ่งเป็นวิธีการแปลงค่า K เป็นค่าระดับสีในภาพที่เคยใช้แปลงค่า K ในช่วงแรกของงานวิจัย



รูปที่ ๑.๑ ผลการแปลงค่า K เป็นค่าระดับสีในภาพ (ก) แปลงโดยใช้ฟังก์ชันเลขชี้กำลัง เมื่อเลขชี้กำลังมีค่าเท่ากับ 1 (ข) แปลงโดยใช้ฟังก์ชันลอการิทึมฐานสิบ (ค) และ (ง) เป็นภาพ (ก) และ (ข) ตามลำดับ ที่ผ่านการแปลงเป็นภาพสีเทียม (16 colors) ด้วย ImageJ ภายในกรอบสี่เหลี่ยมหมายเลข 1 คือภาพพื้นหลัง หมายเลข 2 คือบริเวณที่ไม่มีกรไหลของเลือด และ หมายเลข 3 คือบริเวณที่มีการไหลของเลือดปกติ

ตาราง ๑.๑ ค่าระดับสีภายใน ROI ของรูปที่ ๑.๑ (ก) และ (ข)

| ROI | ชื่อพื้นที่ | K (average) | Level (L, average) | |
|-----|-------------------------------|-------------|--------------------|----------------|
| | | | รูปที่ ๑.๑ (ก) | รูปที่ ๑.๑ (ข) |
| 1 | พื้นหลัง | 0.22 | 14473 | 30389 |
| 2 | บริเวณที่ไม่มีกรไหลของเลือด | 0.19 | 12470 | 28169 |
| 3 | บริเวณที่มีการไหลของเลือดปกติ | 0.15 | 10009 | 24492 |

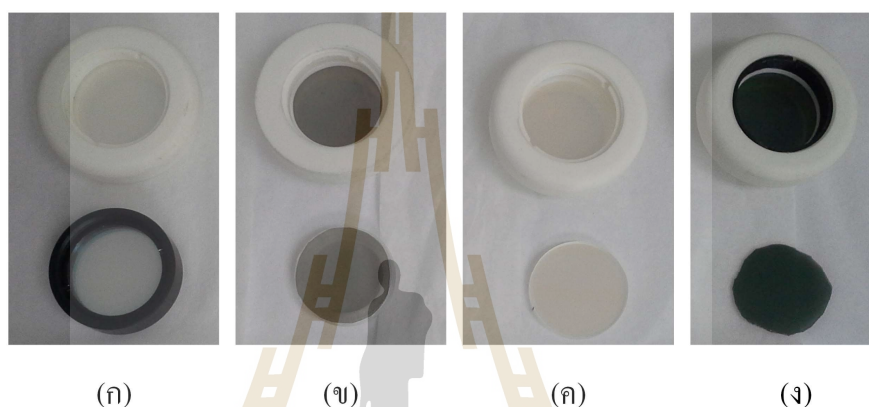


ภาคผนวก ซ

การทดสอบโพลาริเซอร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ก่อนเริ่มดำเนินการทดลองที่จำเป็นต้องใช้โพลาไรเซอร์ ผู้วิจัยได้ดำเนินการทดสอบโพลาไรเซอร์ที่มีอยู่ (รูปที่ ซ.1) ก่อนนำไปใช้งาน ว่าสามารถใช้ได้กับความยาวคลื่นช่วง NIR หรือไม่ โพลาไรเซอร์ที่มีอยู่ประกอบไปด้วย โพลาไรเซอร์เบอร์ LPNIRE100-B จาก THORLABS (1 ชิ้นราคาประมาณ 4,000 บาท) รอบการสั่งซื้อที่ 1 และการสั่งซื้อที่ 2 โพลาไรเซอร์ติดจอ LCD (ขนาดจอ LCD 32 นิ้ว ราคา 400 บาท) และโพลาไรเซอร์ช่วงความยาวคลื่น NIR ราคา (American Polarizers, APIR29-020, 3×3 นิ้ว, ราคา 7,000 บาท)



รูปที่ ซ.1 ชุดโพลาไรเซอร์ที่ใช้ในการทดสอบ (ก) โพลาไรเซอร์เบอร์ LPNIRE100-B การสั่งซื้อครั้งที่ 1 (ข) โพลาไรเซอร์ติดจอ LCD (ค) โพลาไรเซอร์เบอร์ LPNIRE100-B การสั่งซื้อครั้งที่ 2 และ (ง) โพลาไรเซอร์ช่วงความยาวคลื่น NIR (American Polarizers, APIR29-020)

(1) การจัดอุปกรณ์และวิธีการทดสอบ

การทดสอบโพลาไรเซอร์ชนิดเชิงเส้นทำได้โดยใช้ Malus's law จัดอุปกรณ์เชิงแสงได้ดังรูปที่ ๗.2 (ก) โดยกำหนดให้แหล่งกำเนิดแสงมีแนวการโพลาไรซ์หลายทิศทาง แทนด้วยแหล่งกำเนิดแสงความยาวคลื่น NIR ประมาณ 850 nm เมื่อแสงทะลุผ่านโพลาไรเซอร์ตัวที่ 1 (Polarizer A) ลำแสงเหลือเพียงแนวการโพลาไรซ์เดียวที่ขนานกับแกนการทะลุผ่านแสง (Transmission axis) ของ Polarizer A ขอเรียกลำแสงที่ทะลุผ่านนี้ว่า Polarized A โพลาไรเซอร์ตัวที่ 2 (Polarizer B) ทำหน้าที่กรองแนวการโพลาไรซ์ของแสง เรียกโพลาไรเซอร์ตัวที่ 2 นี้ว่า Analyzer

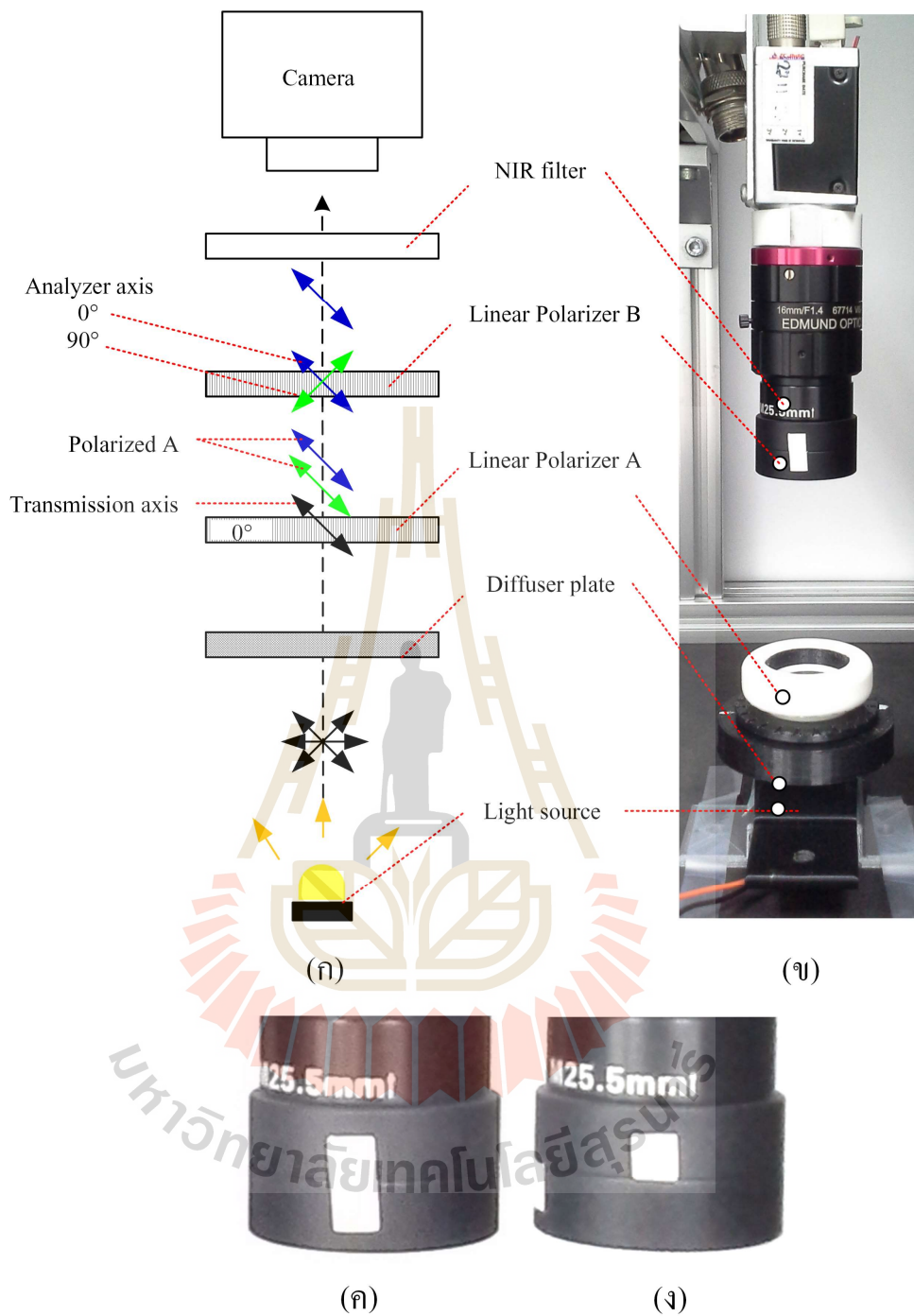
จาก Malus's law กรณีที่ Analyzer axis ขนานกับ Transmission axis แล้วยังแสงที่ผ่านโพลาไรเซอร์ไปยังตัวรับแสงได้ มีค่าความเข้มแสงสูงที่สุด และกรณีที่ Analyzer axis ตั้งฉากกับ Transmission axis แล้วยังค่าความเข้มแสงที่ตกกระทบบนอุปกรณ์รับแสงมีค่าน้อยที่สุด ในอุดมคติมีค่าเท่ากับ 0 ส่วนกรณีที่ Analyzer axis ไม่ขนานกับ Transmission axis ค่าความเข้มแสงสามารถคำนวณได้ด้วยสมการ (๗-1) เมื่อ $I(0)$ คือค่าความเข้มแสงของ Polarized A และ θ คือมุมระหว่าง Analyzer axis กับ Transmission axis

$$I(\theta) = I(0) \cos^2 \theta \quad (๗-1)$$

การทดสอบในครั้งนี้ ผู้วิจัยเพิ่มแผ่นกระจายแสง (Diffuser plate) เพื่อให้แสงจากแหล่งกำเนิดแสงมีความเข้มแสงสม่ำเสมอภายในพื้นที่ประมาณ 1 นิ้ว และใส่ NIR filter ชนิดความยาวคลื่นสูงกว่า 750 ผ่านได้ สำหรับตัดแสงไฟอาคารออก เพื่อป้องกันการทดลอง นอกจากนี้ใช้กล้องรับภาพเป็นอุปกรณ์รับความเข้มแสงที่ผ่านจาก Polarizer B จัดอุปกรณ์ได้ดังรูปที่ ๗.2 (ข) ผู้วิจัยหมุนปรับ Polarizer B ให้ Analyzer axis ขนานและตั้งฉากกับ Transmission axis

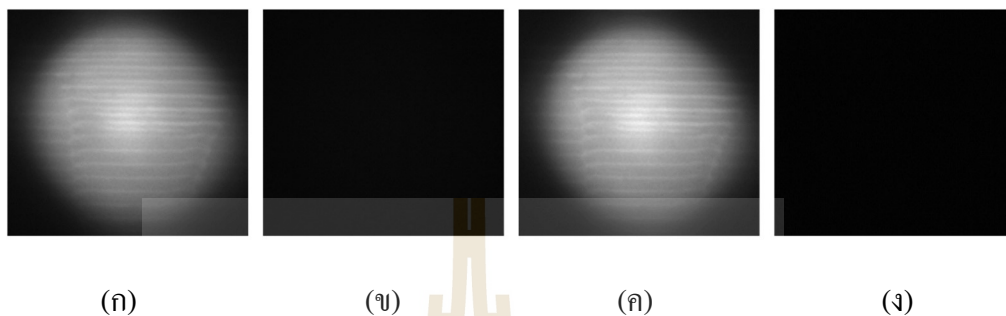
Polarizer A อยู่ในอุปกรณ์ยึดจับสีขาว ในการทดสอบนี้จัด Polarizer B ให้จุดสีขาวของตัวหมุนตรงกับจุดสีขาวของตัวยึดฟิลเตอร์ (รูปที่ ๗.2 (ค)) แล้วจึงหมุน Polarizer A จนกระทั่งค่าความเข้มแสงที่ตกกระทบบนกล้องมีค่าสูงที่สุด แทนข้อมูลภาพในตำแหน่งนี้ว่าเป็นตำแหน่ง Analyzer axis ขนานกับ Transmission axis

ถ้าหมุน Polarizer B ไป 90 องศา (รูปที่ ๗.2 (ง)) หรือตำแหน่งที่ค่าความเข้มแสงที่อ่านได้จากกล้องมีค่าน้อยที่สุด แทนข้อมูลภาพในตำแหน่งนี้ว่าเป็นตำแหน่ง Analyzer axis ตั้งฉากกับ Transmission axis



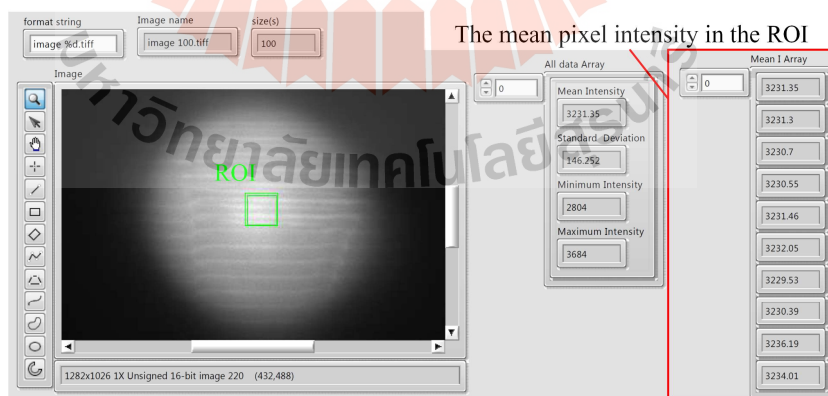
รูปที่ ๒.๒ (ก) แผนผังการการจัดอุปกรณ์ทางแสงสำหรับทดสอบโพลาริเซอร์ (ข) การจัดอุปกรณ์ในการทดลอง (ค) ตำแหน่งโพลาริเซอร์ A ขนานกับ B และ (ง) ตำแหน่งโพลาริเซอร์ A ตั้งฉากกับ B

การทดสอบแต่ละโพลาไรเซอร์บันทึกภาพ 4 กรณีประกอบไปด้วยภาพกรณีที่ Analyzer axis ขนานกับ Transmission axis ภาพกรณีที่ Analyzer axis ตั้งฉากกับ Transmission axis ภาพกรณีที่ถอด Polarizer B และภาพกรณีที่ปิดแหล่งกำเนิดแสง กรณีละ 100 ภาพ



รูปที่ ๓.3 (ก) กรณีที่ Analyzer axis ขนานกับ Transmission axis (ข) กรณีที่ Analyzer axis ตั้งฉากกับ Transmission axis (ค) ภาพกรณีที่ถอด Polarizer B และ (ง) ภาพกรณีที่ปิดแหล่งกำเนิดแสง

การอ่านค่าความเข้มแสงที่ได้จากภาพ ผู้วิจัยได้เขียนโปรแกรม LabVIEW สำหรับอ่านค่าความเข้มแสงเฉลี่ยของภาพภายในพื้นที่ที่สนใจ (Region of interest, ROI) แล้วนำค่าเฉลี่ยที่ได้ดังรูปที่ ๓.4 ไปคำนวณหาค่าการทะลุผ่านของแสงด้วย Excel ต่อไป



รูปที่ ๓.4 ผลการคำนวณค่าความเข้มแสงภายในกรอบสี่เหลี่ยมสีเขียว และกรอบสี่เหลี่ยมสีแดงเป็นข้อมูลที่น่าออกไปคำนวณด้วย Excel

การทะลุผ่านของแสงคำนวณได้ด้วยสมการที่ (ซ-1) เมื่อ I คือค่าความเข้มแสงเฉลี่ยจากภาพ 100 ภาพ ที่อ่านได้จากภาพกรณีสี่ Analyzer axis ขนานหรือตั้งฉากกับ Transmission axis ส่วน I_d คือค่าความเข้มแสงที่อ่านได้จากภาพกรณีสี่ที่ปิดแหล่งกำเนิดแสง และ $I(0)$ คือค่าความเข้มแสงที่อ่านได้จากภาพกรณีสี่ที่ถอด Polarizer B

อัตราส่วนการลดทอนแสง (Extinction ratio) เป็นอัตราส่วนระหว่างการทะลุผ่านของแสงกรณีสี่ Analyzer axis ขนานกับตั้งฉาก Transmission axis

$$\%T = \frac{I - I_d}{I(0) - I_d} \times 100\% \quad (\text{ซ-2})$$

(2) ผลและวิเคราะห์ผลการทดสอบ

การทดสอบปรับตำแหน่ง Analyzer axis ให้ขนานและตั้งฉากกับ Transmission axis โดยการสังเกตค่าความเข้มแสงที่อ่านได้จากกล้องรับภาพที่ค่าความเข้มแสงสูงสุด และต่ำสุด ได้ค่าการทะลุผ่านของแสงที่ตำแหน่ง Analyzer axis ขนานกับ Transmission axis แทนด้วย T_p และขนานกับ Transmission axis แทนด้วย T_s ดังตารางที่ ซ.1

ตารางที่ ซ.1 แสดงให้เห็นว่าโพลาไรเซอร์ทุกชุดสามารถลดทอนแสงได้ตาม Malus's law ดังนั้นโพลาไรเซอร์ทุกชนิดเป็นโพลาไรเซอร์ชนิดเชิงเส้น โพลาไรเซอร์ LPNIRE100-B รอบการตั้งชื่อครั้งที่ 1 ครั้งที่ 2 และ NIR film สามารถลดทอนแสงได้ดีในช่วงความยาว NIR

ส่วน LCD film ลดทอนแสงในช่วง NIR ได้น้อยมาก เนื่องจาก NIR film ออกแบบมาสำหรับการใช้งานในช่วงแสงที่ตาเปล่ามองเห็น แผ่น NIR film จึงมีการตอบสนองต่อความยาวคลื่นช่วง NIR ไม่ดีนัก ทำให้ต้องจ่ายกระแสให้กับแหล่งกำเนิดแสงมากกว่ากรณีอื่น ๆ

โพลาไรเซอร์เบอร์ LPNIRE100-B ยอมให้แสง NIR ทะลุผ่านได้ดีกว่า NIR film แต่มี Extinction ratio ต่ำกว่า แสดงให้เห็นว่า NIR film มีคุณภาพในการตัดแสงได้ดีกว่า LPNIRE100-B แล้ว NIR film น่าจะสามารถตัดแสงที่เป็น Specular reflection ได้ดีกว่า LPNIRE100-B

ตาราง ซ.1 ผลการทดสอบโพลาริเซอร์

| Polarizer Set | Current of LED (mA) | T_p (%) | T_s (%) | Extinction Ratio |
|-------------------|---------------------|-----------|-----------|------------------|
| LPNIRE100-B set 1 | 350 | 89.22 | 04.43 | 26 |
| LCD film | 300 | 73.27 | 69.96 | 1 |
| LPNIRE100-B set 2 | 350 | 91.92 | 03.86 | 24 |
| NIR film | 500 | 73.13 | 00.08 | 879 |

(3) สรุป

โพลาริเซอร์ทุกชุดเป็นโพลาริเซอร์ชนิดเชิงเส้น โดยโพลาริเซอร์เบอร์ LPNIRE100-B และ NIR film สามารถใช้ได้กับความยาวคลื่นช่วง NIR โดยที่ NIR film มีคุณภาพในการลดทอนแสงได้ดีที่สุด ซึ่ง NIR film น่าจะสามารถตัดแสงที่สะท้อนจากผิวหนังได้ดีกว่า LPNIRE100-B





ภาคผนวก ฅ

ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสง กับค่า Contrast
ของเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ

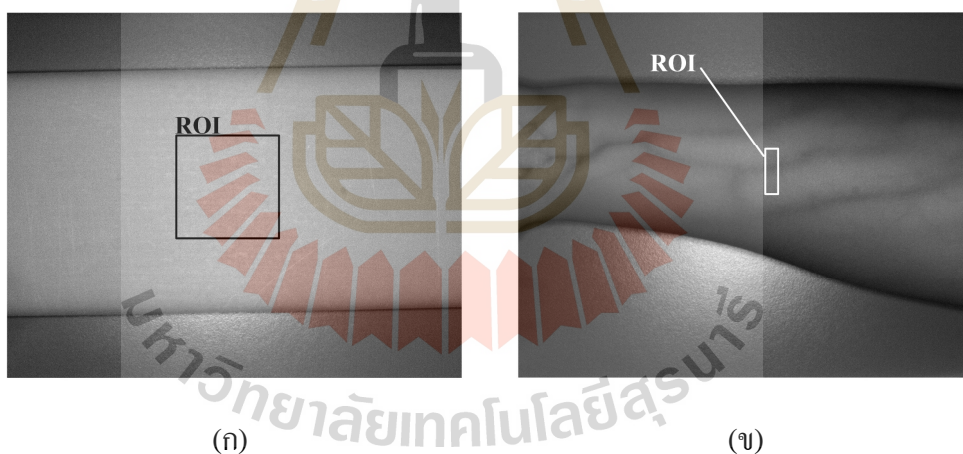
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

(1) วิธีการทดลอง

การทดลองในหัวข้อนี้จัดแสงแบบแสงสะท้อน กำหนดการตั้งค่ากล้องเป็น $f\# = 8$ เวลาในการรับแสง = 20 ms กล้องอยู่สูงจากพื้นประมาณ 50 cm บันทึกภาพ 2 ภาพ ได้แก่ ภาพแผ่นพลาสติก POM เป็นภาพอ้างอิงความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสง และอีกภาพหนึ่งเป็นภาพปลายแขน

การปรับค่าความเข้มแสงปรับได้โดยปรับค่ากระแสที่จ่ายให้กับแหล่งกำเนิดแสง ด้วยกล่องควบคุมแหล่งกำเนิดแสงที่พัฒนาขึ้น โดยเริ่มจากปรับแหล่งกำเนิดแสงให้จ่ายกระแสสูงสุด แล้วตั้งค่ากล้องให้บันทึกภาพทั้ง 2 ตัวอย่างมีค่าระดับสีไม่เท่ากับกับค่าสูงสุดของค่าระดับสีในภาพ การทดลองนี้บันทึกข้อมูลที่ความเข้มแสงสูงสุดที่กล่องควบคุมแหล่งกำเนิดแสงทำได้ บันทึกข้อมูลที่อ่านค่าความเข้มแสงของภาพอ้างอิงได้ประมาณ 2000, 1500 และ 1000 สดท้ายบันทึกข้อมูลที่ค่าความเข้มแสงต่ำสุดที่กล่องควบคุมแหล่งกำเนิดแสงทำได้

ค่าความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสง คำนวณได้จากการเฉลี่ยค่าระดับสีของภาพอ้างอิงภายในพื้นที่ ROI (รูปที่ ฅ.1 (ก)) ส่วนค่า Contrast ระหว่างเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบ คำนวณได้จากค่าระดับสีในภาพปลายแขน ภายใน ROI เฉลี่ยในแนวแกน Y (รูปที่ ฅ.1 (ข))

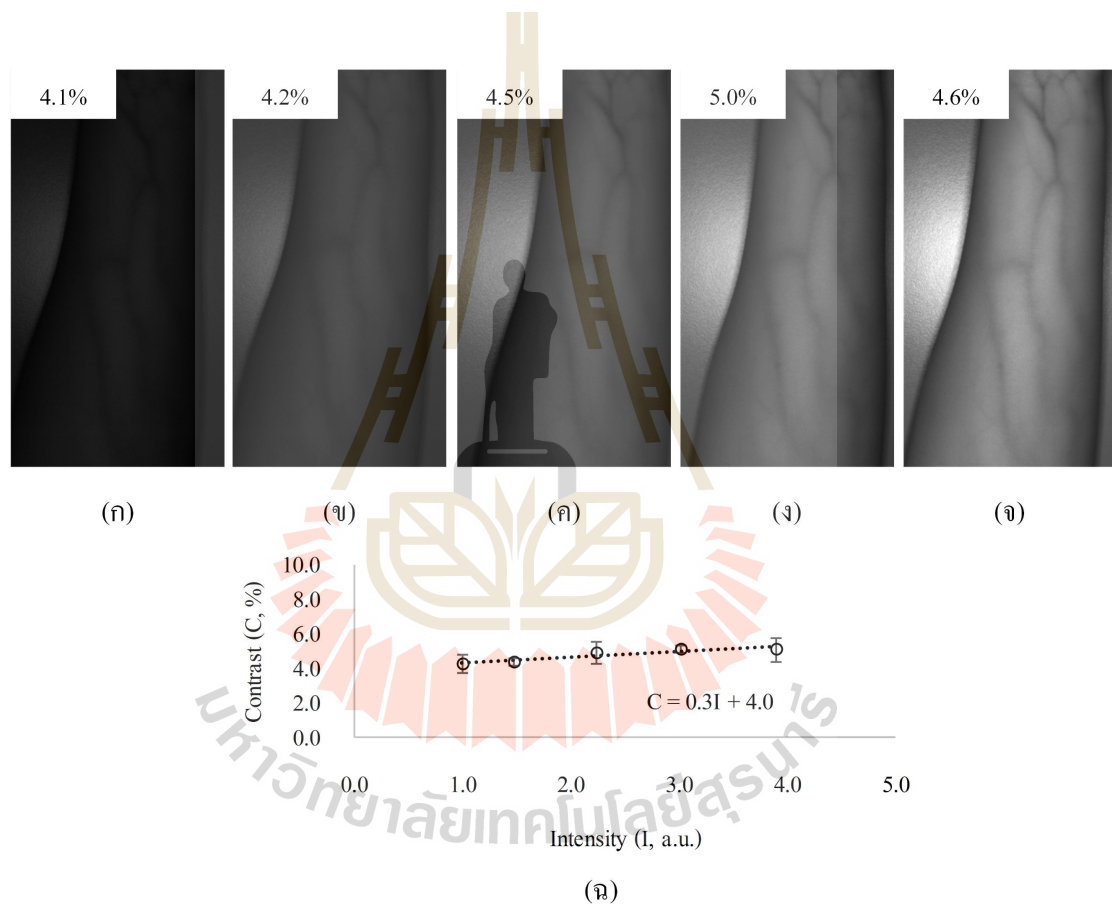


รูปที่ ฅ.1 (ก) ภาพแผ่นพลาสติกสำหรับตรวจสอบความสว่างของแหล่งกำเนิดแสง และ (ข) ภาพปลายแขนข้างซ้าย สำหรับคำนวณหาค่า Contrast

(2) ผลการทดลอง

จากรูปที่ ฌ.2 พบว่าภาพที่แหล่งกำเนิดแสงมีความเข้มแสงสูงขึ้น ภาพที่บันทึกได้สว่างขึ้น สามารถสังเกตเห็นเส้นเลือดได้ชัดเจนกว่าภาพที่มีมืด ถึงแม้ว่าค่า Contrast ระหว่างเส้นเลือดกับเนื้อเยื่อโดยรอบเพิ่มขึ้นเพียง 1 %

ส่วนค่า Contrast ที่คำนวณได้จากภาพเดิม 3 ครั้งในตำแหน่งใกล้เคียงกัน พบว่ามีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยเท่ากับ 0.5% และจากรูปที่ ฌ. 2 (ฉ) มีค่า Contrast เพิ่มขึ้นเมื่อแหล่งกำเนิดแสงมีความเข้มแสงสูงขึ้น



รูปที่ ฌ.2 ภาพปลายแขนที่ความเข้มแสงเฉลี่ย 674, 993, 1511, 2035 และ 2628 ตามลำดับ มุมบนซ้ายแสดงค่า Contrast ของเส้นเลือด และ (ฉ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเข้มแสงที่เพิ่มขึ้นกับค่า Contrast ที่คำนวณได้จากภาพ

(3) สรุป

ค่า Contrast แปรผันตรงกับความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดแสง ถึงแม้ว่าความเข้มแสงสูงขึ้น ให้ภาพเส้นเลือดที่มีค่า Contrast สูงขึ้นเล็กน้อย แต่การประเมินด้วยตา พบว่าภาพที่สว่างกว่าเห็นเส้นเลือดได้ชัดเจน อย่างไรก็ตามภาพที่บันทึกได้ต้องมีค่าระดับสีไม่เท่ากับกับค่าสูงสุดของค่าระดับสีในภาพ และมีค่าระดับสีมากกว่าค่าระดับสีตอนปิดแหล่งกำเนิดแสง





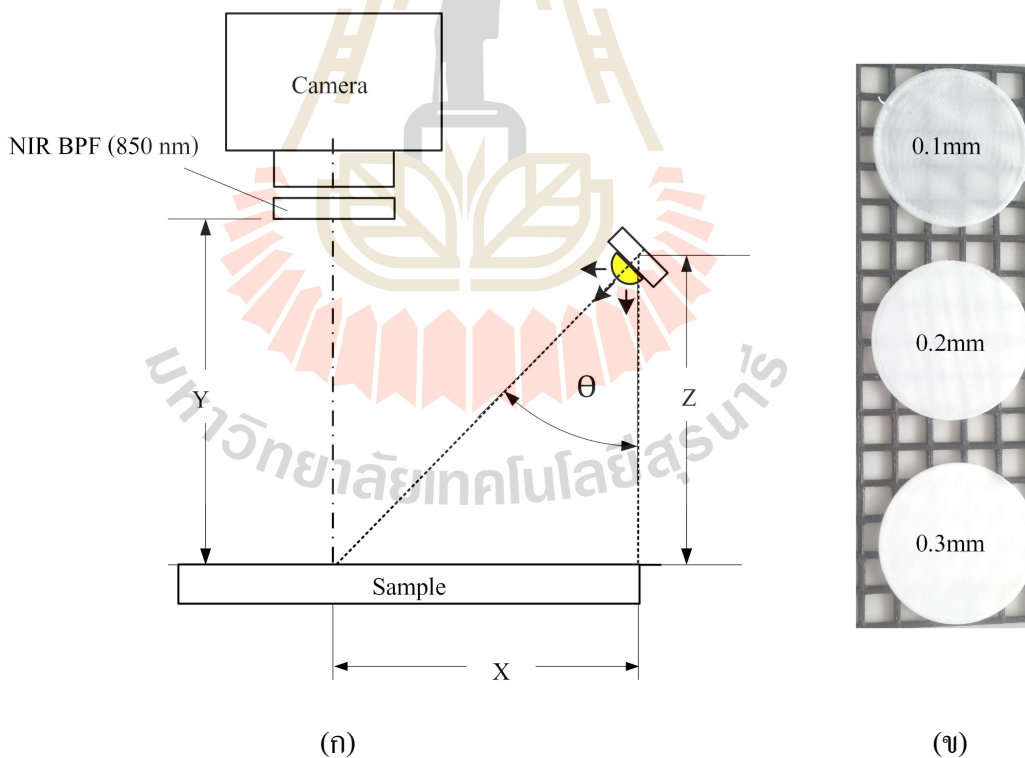
ภาคผนวก ๓

การทดสอบแหล่งกำเนิดแสงของ IP Camera

(1) วิธีการทดลอง

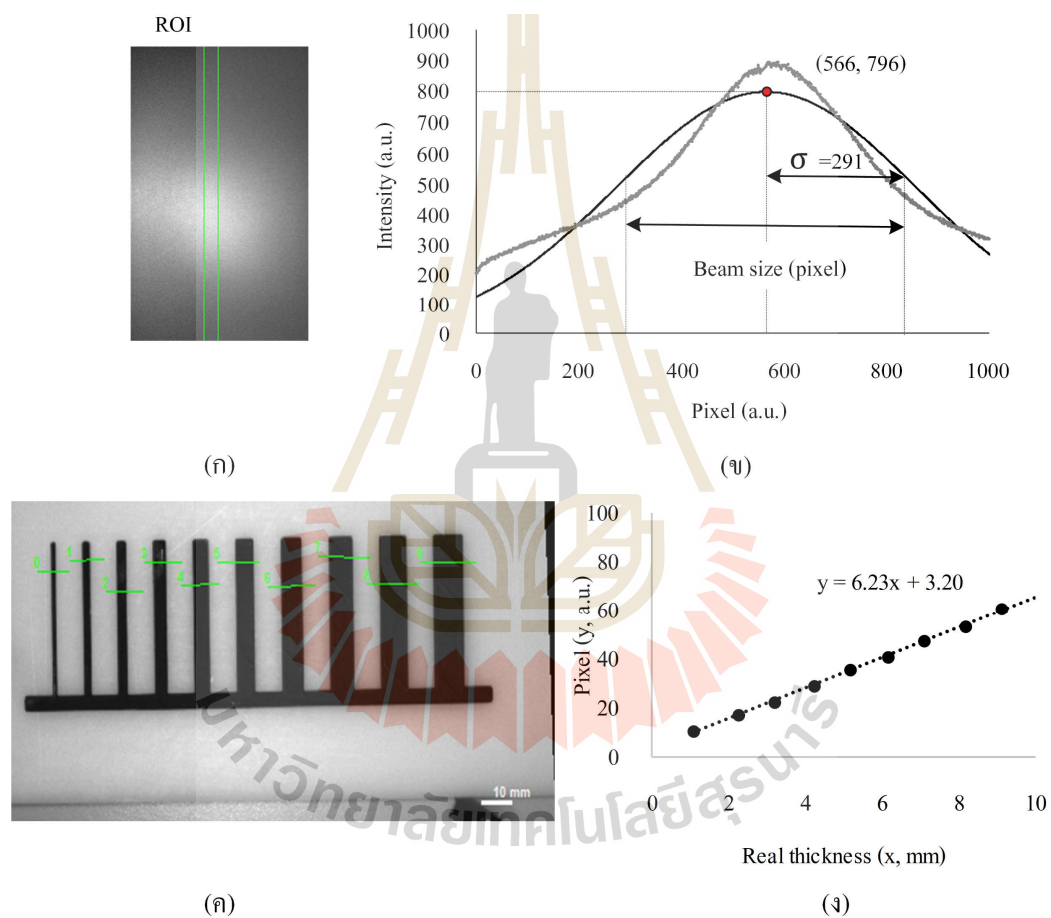
การทดลองในหัวข้อนี้บันทึกภาพแผ่น POM มือ และแขนของอาสาสมัคร มีการจัดแสงแบบแสงสะท้อน อุปกรณ์ที่ใช้ประกอบไปด้วยกล้องรับภาพ (NIR CMOS camera) ฟิลเตอร์กรองแสง (BPF, 850 nm) และแหล่งกำเนิดแสงจาก IP Camera กำหนดค่าเวลาในการรับแสงให้ค่าความเข้มแสงไม่เกินค่าสูงสุดของภาพ การจัดแหล่งกำเนิดแสงทำมุม 45° กับเส้นตั้งฉากพื้นโต๊ะ และอยู่สูงจากแผ่น POM 10, 15 และ 20 cm (รูปที่ ๑.๑ (ก))

ในการวางตำแหน่งแหล่งกำเนิดแสง บางครั้งไม่สามารถเลื่อนตำแหน่งได้ อย่างไรก็ตามสามารถเพิ่มพื้นที่ถ่ายภาพด้วยการใช้แผ่นกระจายแสง ในการทดลองในส่วนของการกระจายแสง กำหนดให้แหล่งกำเนิดแสงอยู่สูงจากแผ่น POM 15 เซนติเมตร และทำมุม 30° กับเส้นตั้งฉากพื้นโต๊ะ แล้วบันทึกภาพแผ่น POM กรณีไม่ใช้แผ่นกระจายแสง ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2 และ 0.3 mm (รูปที่ ๑.๑ (ข)) ภาพที่บันทึกได้นำไปคำนวณหาค่าการสะท้อนแสงและขนาดลำแสงของแหล่งกำเนิดแสงต่อไป



รูปที่ ๑.๑ แผนผังการจัดอุปกรณ์เชิงแสงสำหรับทดสอบแหล่งกำเนิดแสงของกล้อง IP Camera (ข)
แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2 และ 0.3 mm

ค่าการสะท้อนแสงได้จากค่าระดับสีสูงสุดในภาพด้วยโปรแกรม ImageJ ลบด้วยค่าเฉลี่ยของระดับสีในภาพ กรณีปิดแหล่งกำเนิดแสง ส่วนขนาดของลำแสงคำนวณได้จาก การประมาณความกว้างของการสะท้อนแสงที่ตำแหน่งระดับสีสูงสุด (รูปที่ ๓.๒ (ก)) ด้วยการกระจายแบบทั่วไป หรือการกระจายแบบเกาส์เซียน ขนาดของลำแสงเท่ากับ 2σ (รูปที่ ๓.๒ (ข)) ข้อมูลขนาดที่ได้จากภาพมีหน่วยเป็นพิกเซล ผู้วิจัยสามารถแปลงหน่วยพิกเซลเป็นมิลลิเมตรด้วยการสอบเทียบจากรูปที่ ๓.๒ (ค) และความสัมพันธ์ในรูปที่ ๓.๒ (ง)

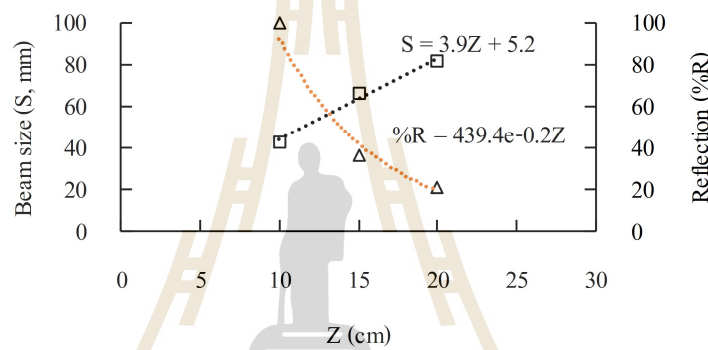


รูปที่ ๓.๒ (ก) ภาพลำแสงที่บันทึกได้ (ข) ค่าความเข้มแสงภายใน ROI บนภาพ (ก) เส้นสีเทาเป็นความเข้มแสงเฉลี่ยในแนวแกน x ส่วนเส้นสีดำเป็นข้อมูลจากการประมาณเส้นสีเทาด้วยเกาส์เซียน (ค) ภาพสำหรับสอบเทียบขนาด และ (ง) ความสัมพันธ์ระหว่างหน่วยมิลลิเมตร กับหน่วยพิกเซล

(2) ผลการทดลอง

จากรูปที่ ๓ (ก) แสดงให้เห็นว่าแหล่งกำเนิดแสงอยู่สูงขึ้นไป ขนาดของลำแสงกว้างขึ้นแบบเชิงเส้น ส่วนค่าการสะท้อนแสงลดลงอย่างไม่เป็นเชิงเส้น

เมื่อแหล่งกำเนิดแสงอยู่สูง 10, 15 และ 20 cm ขนาดลำแสงประมาณ 4, 7 และ 8 cm สำหรับแผ่น POM กรณีภาพมือได้ลำแสงขนาด 2, 6 และ 10 ตามลำดับ ขนาดลำแสงที่ถ่ายภาพแผ่น POM กับภาพมือ ไม่ต่างกันมาก ที่ตำแหน่งแหล่งกำเนิดแสงอยู่ที่ความสูง 15 และ 20 เซนติเมตร สามารถถ่ายภาพบริเวณมือ เห็นเส้นเลือดได้ทั้งบริเวณ ส่วนบริเวณแขนท่อนปลาย แหล่งกำเนิดแสงอยู่สูง 20 เซนติเมตรสามารถถ่ายภาพเส้นเลือดได้บริเวณกลางแขน



(ก)



(ข)

(ค)

(ง)



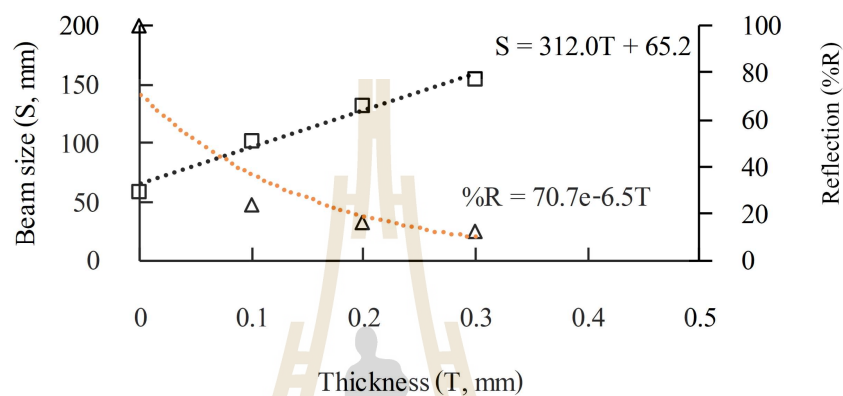
(จ)

(ฉ)

(ช)

รูปที่ ๓ (ก) ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงกับขนาดของลำแสง และค่าความเข้มแสงที่บันทึกได้ (ข)-(ง) และ (จ)-(ช) ภาพถ่ายบริเวณมือ และแขนที่แหล่งกำเนิดแสงสูงอยู่จากแผ่นอ้างอิง 10, 15 และ 20 ตามลำดับ

จากผลการทดสอบรูปที่ ๓.๔ (ก) พบว่าการสะท้อนแสงของแผ่น POM ลดลงตามความหนาของแผ่นกระจายแสง แต่ขนาดลำแสงมีขนาดกว้างมากขึ้น ความสัมพันธ์คล้ายกับการเลื่อนตำแหน่งแหล่งกำเนิดแสงให้สูงขึ้น เมื่อทดสอบถ่ายภาพที่ข้อมือพบว่าแผ่นกระจายแสงที่หนาขึ้นทำให้ขนาดลำแสงกว้างมากขึ้น (รูปที่ ๓.๔) เช่น กรณีไม่ใส่แผ่นกระจายแสงถ่ายภาพได้เส้นเลือดพื้นที่ประมาณ 4 cm หรือใส่แผ่นกระจายแสงหนา 0.1 mm ถ่ายภาพได้พื้นที่ประมาณ 5 cm เป็นต้น



(ก)



(ข)

(ค)

(ง)

รูปที่ ๓.๔ (ก) ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาของแผ่นกระจายแสง กับขนาดของลำแสง และค่าความเข้มแสงที่บันทึกได้ (ข) ภาพถ่ายบริเวณแขนที่ไม่ได้ใช้แผ่นกระจายแสง (ค) และ (ง) ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1 mm และ 0.2 mm ตามลำดับ

(3) สรุป

ความสูงของแหล่งกำเนิดแสงและความหนาของแผ่นกระจายแสงแปรผันตรงกับขนาดของลำแสง แต่แปรผกผันกับความเข้มแสงบนภาพ การวางแผ่นกระจายแสงหน้าแหล่งกำเนิดแสงสามารถใช้ทดแทนการปรับความสูงของแหล่งกำเนิดแสงได้

ดังนั้นกรณีต้องการถ่ายภาพตัวอย่างที่มีพื้นที่กว้างมาก ๆ ต้องวางแหล่งกำเนิดแสงให้ออกห่างจากตัวอย่างให้มากขึ้น หรือใช้แผ่นกระจายแสงที่หนาขึ้น อย่างไรก็ตามความเข้มแสงที่กล้องรับภาพลดน้อยลง ดังนั้นการถ่ายภาพพื้นที่กว้างจำเป็นต้องเพิ่มความสว่างที่แหล่งกำเนิดแสงหรือปรับการตั้งกล้องให้ใช้เวลารับแสงให้มากขึ้น หรือปรับขนาดช่องรับแสงให้กว้างขึ้น



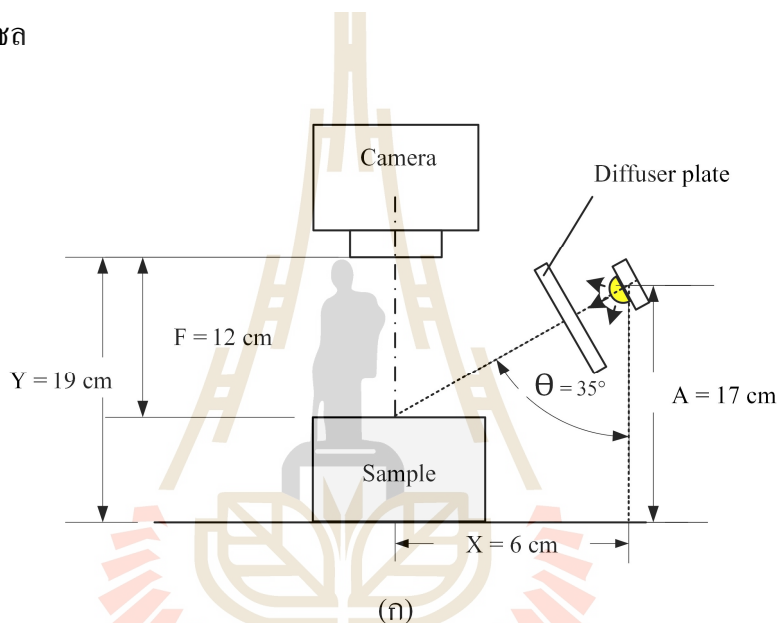


ภาคผนวก ก

การออกแบบ IP Camera สำหรับถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนัง

(1) วิธีการทดลอง

อุปกรณ์ที่ใช้ประกอบไปด้วย IP camera แหล่งกำเนิดแสงจาก IP Camera และแผ่นกระจายแสง ตำแหน่งกล้องและแหล่งกำเนิดแสงมีเงื่อนไขการจัดอุปกรณ์คือ แหล่งกำเนิดแสงอยู่ใกล้กล้องที่สุด โดยอุปกรณ์ยึดจับแหล่งกำเนิดแสงไม่ปรากฏบนภาพ แผ่นกระจายแสงวางไว้อยู่ด้านหน้าแหล่งกำเนิดแสง อยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดแสงประมาณ 1 เซนติเมตร จัดวางอุปกรณ์ได้ดังรูปที่ ฎ.1 มีพื้นที่ถ่ายภาพเท่ากับ 6.5×12.5 cm เมื่อตัวอย่างอยู่ห่างจากกล้อง 12 cm บันทึกภาพจาก IP Camera กระจกใช้แผ่นกระจายแสงหนาประมาณ 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ภาพที่บันทึกได้มีขนาด 640×480 พิกเซล



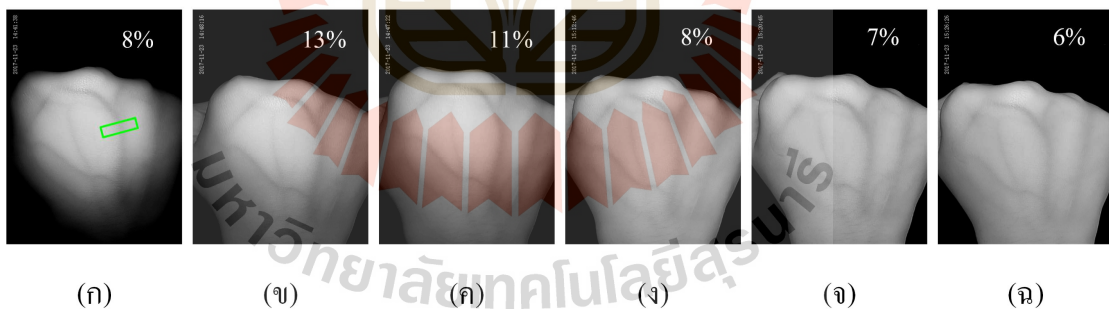
รูปที่ ฎ.1 (ก) การจัดอุปกรณ์เชิงแสง และ (ข) อุปกรณ์สำหรับทดสอบถ่ายภาพบริเวณมือด้วยกล้อง IP Camera

(2) ผลการทดลอง

จากตารางที่ ฎ.1 แสดงให้เห็นว่าแผ่นกระจายแสงหนาขึ้น ให้ขนาดของลำแสงกว้างขึ้น ตั้งแต่แผ่นกระจายแสงหนา 0.2 มิลลิเมตร ให้ขนาดลำแสงเกินพื้นที่รับภาพ เมื่อบันทึกภาพบริเวณมือ IP Camera ดำเนินการปรับเวลาในการรับแสงอัตโนมัติได้รูปที่ ฎ.2 พบว่ากรณีที่ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1 และ 0.2 mm ให้ภาพบริเวณมือไม่เต็มพื้นที่ ส่วนความหนา 0.3 mm ขึ้นไป ให้ภาพมือเต็มพื้นที่แต่ค่า Contrast ลดลง

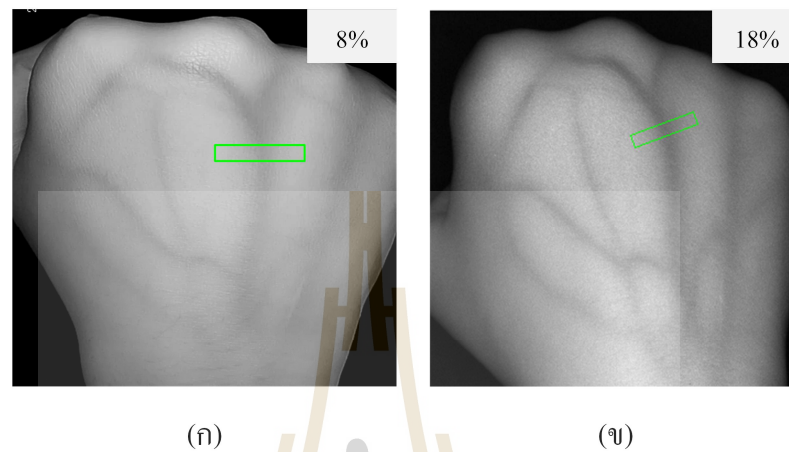
ตาราง ฎ.1 ความหนาของแผ่นกระจายแสงกับขนาดของลำแสงในหน่วยพิกเซล

| Diffuser thickness (mm) | Beam size (pixel) |
|-------------------------|-------------------|
| 0.0 | 406 |
| 0.1 | 572 |
| 0.2 | 806 |
| 0.3 | 1600 |
| 0.4 | 1490 |
| 0.5 | 1948 |



รูปที่ ฎ.2 ภาพถ่ายบริเวณมือ (ก) ไม่ใช้แผ่นกระจายแสง และ (ข)-(ฉ) ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ มุมบนขวาแต่ละรูปคือค่าความแตกต่างระหว่างเลือดและเนื้อเยื่อโดยรอบ ตำแหน่งที่สนใจใกล้เคียงกัน

เมื่อนำภาพที่ได้จากการจัดอุปกรณ์ทางแสงสำหรับ IP Camera และสำหรับกล้องที่ตอบสนองต่อความยาวคลื่น NIR (NIR Enhancement, CMOS camera) เปรียบเทียบกัน (รูปที่ ๓) พบว่าภาพจาก IP Camera ให้ค่า Contrast น้อยกว่า CMOS camera



รูปที่ ๓.3 ภาพเส้นเลือดบริเวณมือที่ได้จากการจัดอุปกรณ์ทางแสง (ก) สำหรับ IP Camera และ (ข) สำหรับกล้องที่ตอบสนองต่อความยาวคลื่น NIR

(3) สรุป

IP Camera สามารถจัดอุปกรณ์ทางแสงให้ถ่ายภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังบริเวณมือได้ โดยวางแหล่งกำเนิดแสงอยู่ห่างจากตัวอย่างประมาณ 10 เซนติเมตร ห่างจากกล้อง 6 cm และเอียงทำมุมตกกระทบ 35 องศา นอกจากนี้ใช้แผ่นกระจายแสงหนา 0.3 mm ได้ภาพเส้นเลือดใต้ผิวหนังทั่วทั้งบริเวณมือ

ส่วนค่า Contrast ที่ได้จากภาพที่บันทึกได้ด้วย IP Camera น้อยกว่าการจัดอุปกรณ์ทางแสงสำหรับกล้องที่ตอบสนองต่อความยาวคลื่น NIR อย่างไรก็ตามผู้วิจัยสังเกตเห็นเส้นเลือดบนภาพที่บันทึกได้



ภาคผนวก ก

บทความที่ได้รับการเผยแพร่ในระหว่างการศึกษา

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการเผยแพร่ในระหว่างการศึกษา

Boonsong Sutapun, Lawan Sampanporn and Armote Somboonkaew. (2016) **A noninvasive optical technique for stenosis surveillance of a hemodialysis vascular graft**. Photonics Asia 2016 Beijing International Convention Center from 11 to 14 October 2016



ประวัติผู้เขียน

ลาวัณย์ สัมพันธ์พร เกิดเมื่อวันที่ 20 พฤศจิกายน 2534 จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปี 2556 ระหว่างการศึกษาได้รับทุนเรียนดีสำหรับนักศึกษาระดับปริญญาตรี ได้รับตั้งแต่ภาคการศึกษาที่ 1/2554 ถึง 1/2556 และ ทุนสนับสนุนวิจัยจากโครงการสร้างปัญญาวิทย์ผลิตนักเทคโนโลยี (Young Scientist and Technologist Program: YSTP) ในปี 2556

ในปี 2557 ได้ศึกษาต่อในระดับปริญญาโท สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโฟตอนิกส์ สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ระหว่างการศึกษาได้รับเงินทุนจากสำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ตามสัญญารับทุนสนับสนุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา โครงการทุนสถาบันบัณฑิตวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีไทย เลขที่ TGIST 01-57-026



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี