



การหาความเร็วในการไหลและเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจุลภาคโดยกระบวนการ
ประมวลผลภาพและวิดีโอ
Determination of Microvascular Blood Flow Velocity and Diameter Using Video
and Image Processing

ศิวะ สุวรรณมณี
Siwa Suwanmanee

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Science in Biomedical Engineering
Prince of Songkla University
2557
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์	การหาความเร็วในการไหลและเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด จุลภาคโดยกระบวนการประมวลผลภาพและวิดีโอ
ผู้เขียน	นายศิวะ สุวรรณมณี
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....
(ดร.สุรพงษ์ ขาดิพันธุ์)

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทิมพันธุ์ เจริญพงษ์)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นิคม สุวรรณวร)

.....กรรมการ
(ดร.สุรพงษ์ ขาดิพันธุ์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

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

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(ดร.สุรพงษ์ ชาติพันธุ์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ.....

(นายศิวัช สุวรรณมณี)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นายศิวัช สุวรรณมณี)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การหาความเร็วในการไหลและเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจูลภาคโดย กระบวนการประมวลผลภาพและวิดีโอ
ผู้เขียน	นายศิวัช สุวรรณมณี
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปีการศึกษา	2556

บทคัดย่อ

ความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจูลภาคเป็นตัวแปรที่สำคัญหนึ่งที่นักวิจัยต้องการทราบเพื่อที่จะนำข้อมูลนั้นไปใช้ในการศึกษาและวิเคราะห์การทดลองด้านระบบไหลเวียนเลือด โดยที่นักวิจัยได้ทำการบันทึกภาพวิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดจากสัตว์ทดลองเพื่อดูลักษณะการไหลของเลือด แต่เนื่องจากโปรแกรมการวิเคราะห์หาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดนั้นมีราคาค่อนข้างสูงจึงไม่สามารถจัดหามาใช้งานในห้องปฏิบัติการขนาดเล็กได้ ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อทำการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดจูลภาคและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด โดยอาศัยหลักการการประมวลผลภาพและวิดีโอ มาช่วยในการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ขึ้นมาเพื่อใช้งานในห้องปฏิบัติการเอง ซึ่งในการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดจูลภาคและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ประกอบด้วย 3 ส่วน ได้แก่ 1) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก 2) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย และ 3) การหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด จากนั้นได้ทำการสร้างส่วนเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับผู้ใช้งาน เพื่อให้การใช้งานของโปรแกรมที่พัฒนานี้ใช้งานได้ง่ายขึ้น ผลการหาความเร็วการไหลของเลือดจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นพบว่า ค่าความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก สามารถบ่งบอกความเร็วที่แตกต่างกันได้อย่างชัดเจนเมื่อเทียบกับการพิจารณาด้วยสายตา และเมื่อเปรียบเทียบความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยกับความเร็วที่รู้ค่า โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นให้ผลลัพธ์ที่ไม่แตกต่างจากค่าจริงมากนัก สุดท้ายผลลัพธ์การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับโปรแกรมสำเร็จรูป โดยการพิจารณาความสัมพันธ์เชิงเส้นพบว่า ค่าสัมประสิทธิ์ของการตัดสินใจ (R^2) ของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางคือ 0.999 ดังนั้นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถนำไปใช้ในการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดจูลภาคและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเลือด ซึ่งสามารถนำไปใช้สำหรับงานวิจัยทางด้านวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือดได้ อย่างไรก็ตามโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่พัฒนานี้ยังต้องมีการพัฒนาต่อ เพื่อให้มีประสิทธิภาพในการใช้งานและมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น

คำสำคัญ: ความเร็วการไหลของเลือด, การประมวลผลภาพและวิดีโอ, เส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด, หลอดเลือดจูลภาค

Thesis Title	Determination of microvascular blood flow velocity and diameter using video and image processing
Author	Mr. Siwa Suwanmanee
Major Program	Biomedical Engineering
Academic Year	2013

ABSTRACT

Blood flow velocity and diameter of microvessel are important parameters to researchers who use this information to study and analyze the cardiovascular experiments. The researchers usually record blood flow velocity as digital video files from laboratory animals. However, the software to determine blood flow velocity and vascular diameter is expensive which cannot be affordable in a small laboratory. Therefore, the purpose of this study was to use a video and image processing technique to develop a computer program to estimate the velocity of blood flow in the microvessel and diameter of blood vessels. There were 3 parts in this developed computer program which consists of 1) a part to determine blood flow velocity in small arteries or veins, 2) a part to determine blood flow velocity in capillary and 3) a part to measure the diameter of blood vessels. Moreover, to make the software more useful and efficient, the graphic user interface (GUI) was developed and tested. The results of blood flow velocity from this developed computer program showed that blood flow in small arteries or veins could be noticed and indicated as similar to that noticed by eye. Blood flow velocity in capillary provided results that were in a good agreement with the actual velocity value. Finally, the results of measuring diameter of the blood vessels provided results not much different from the results of available software with the determination coefficient (R^2) linear relationship 0.999. Therefore, the developed computer program can be used to estimate the blood flow velocity in microvessel and the diameter of blood vessel in which are related to cardiovascular engineering research. However, the developed computer program also needs to be further developed to provide more efficient and accurate results.

Key word: blood flow velocity, image and video processing, vascular diameter, microvasculature

กิตติกรรมประกาศ

กระผมขอขอบพระคุณ ดร.สุรพงษ์ ชาติพันธุ์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะ รวมทั้งแนวทางในการแก้ไขปัญหาที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการทำวิจัยตลอดมา

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤษภักดิ์ทรานนต์ กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำแนะนำในการแก้ปัญหาในการทำวิจัย

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นิคม สุวรรณวร กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำปรึกษา และแนวทางในการทำวิจัย

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชีพพันธุ์ เจริญพงษ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาในการเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ พร้อมทั้งได้ให้ความช่วยเหลือ และตรวจแก้ไขในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ Dr. Pedro Carbrales จาก Functional Cardiovascular Engineering Laboratory มหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนีย ซานดิเอโก ประเทศสหรัฐอเมริกา และห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ตลอดจน Dr. Hiromi Sakai ที่ได้ให้ข้อมูลเกี่ยวกับฟิสิกส์ของหลอดเลือด เพื่อนำมาเป็นข้อมูลในการทำวิจัยในครั้งนี้ และขอขอบพระคุณ Dr. Ozlem Yalcin ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์ไฟล์โปรแกรมในการหาความเร็วการไหลของเลือดเพื่อมาศึกษาเป็นตัวอย่าง

ขอขอบพระคุณอัลกอริทึมที่เขียนโดย Mr. Steve Gorski เพื่อนำมาใช้ปรับปรุงและพัฒนาโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือด ด้วยวิธีสหสัมพันธ์แบบไขว้ ต่อจากที่มีอยู่

ขอขอบพระคุณ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่อุดหนุนทุนทุนบัณฑิตศึกษาทำให้สามารถทำงานสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณ พี่ๆ เพื่อนๆ และ น้องๆ สถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกคน ที่ได้ให้คำปรึกษา คำแนะนำ รวมถึงการให้กำลังใจในการดำเนินงานวิจัยในครั้งนี้

และขอขอบพระคุณ บิดา มารดา อย่างสูง ที่ได้สนับสนุนทุนทรัพย์ ตลอดจนการให้กำลังใจ คำสั่งสอนการใช้ชีวิต จนผ่านปัญหาและอุปสรรคนานาประการมาได้ด้วยดี

ศิวะ สุวรรณมณี

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(11)
บทที่	
1. บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์การศึกษา	2
1.3 ทบทวนวรรณกรรม	2
1.4 ขอบเขตการวิจัย	7
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	7
2. ทฤษฎีและหลักการ	8
2.1 การประมวลผลภาพพื้นฐาน (Basic image processing)	8
2.2 การประมวลผลภาพ (Image processing)	11
2.3 เทคนิคการใช้การประมวลผลภาพ (Image processing techniques)	12
2.4 หลักการหาเซนทรอยด์ (Centroid)	26
2.5 หลักการสหสัมพันธ์แบบไขว้ (Cross correlation)	29
2.6 หลักการหาระยะทางและความเร็วการเคลื่อนที่ของวัตถุ	31
3. วิธีการดำเนินงานวิจัย	33
3.1 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก	34
3.2 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย	42
3.3 การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด	58
3.4 การสร้างกราฟฟิกเพื่อการใช้งาน	60
3.5 การวิเคราะห์ข้อมูลและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม	64
4. ผลการทดลองและวิจารณ์	67
4.1 การพัฒนาโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง ของหลอดเลือด	67
4.2 ผลการตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม	93
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ	99

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บรรณานุกรม	104
ภาคผนวก ก คู่มือการใช้งานโปรแกรม	109
ภาคผนวก ข ข้อมูลเผยแพร่วิทยานิพนธ์	123
ประวัติผู้เขียน	128

รายการตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 ข้อดีข้อเสียของแต่ละเทคนิคการหาความเร็วการไหลของเลือด	6
3.1 ไฟลัวิตีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟลัวิตีโอดิจิทัล	36
3.2 ตัวอย่างไฟลัวิตีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟลัวิตีโอดิจิทัล	44
4.1 ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดของไฟลัวิตีโอดิจิทัลที่ 1-4	68
4.2 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ Microcirculation	71
4.3 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ single capillary 6 microns diameter	76
4.4 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ video 1	81
4.5 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ video 2	84
4.6 ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)	87
4.7 เปรียบเทียบความเร็วการไหลของเลือดของไฟลัวิตีโอดิจิทัล A และ B	94
4.8 ผลลัพธ์ความเร็วจากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลด้วยวิธีสหสัมพันธ์แบบไขว้ที่ใช้คำนวณความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย	95
4.9 ผลลัพธ์ของความเร็วจาก 6 คู่เฟรมภาพ	97

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่	หน้า
2.1	11
2.2	12
2.3	13
2.4	19
2.5	19
2.6	26
2.7	27
2.8	28
2.9	28
2.10	29
2.11	29
2.12	30
2.13	32
3.1	35
3.2	39
3.3	39
3.4	40
3.5	41
3.6	42
3.7	43
3.8	46
3.9	47
3.10	48
3.11	49
3.12	50
3.13	50
3.14	51
3.15	52

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่	หน้า
3.16 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค้ำมีชฐาน	53
3.17 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการแปลงภาพเป็นภาพลักษณะฐานสอง	54
3.18 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการปิดช่องว่างที่เกิดในเซลล์เม็ดเลือดแดง	54
3.19 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากพื้นหลัง	55
3.20 เฟรมภาพที่ 1 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการระบุตัวเซลล์เม็ดเลือดแดง	56
3.21 ผลลัพธ์การหาเซนทรอยด์ของเฟรมภาพที่ 1 และ เฟรมภาพที่ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation	57
3.22 ตัวอย่างการใช้ฟังก์ชัน “imdistline”	58
3.23 ขั้นตอนการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด	59
3.24 หน้าต่างโปรแกรมหลัก	60
3.25 หน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก	61
3.26 หน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย	63
3.27 หน้าต่างการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด	64
4.1 ผลการเปรียบเทียบระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J ของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด	98

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

เลือดเป็นองค์ประกอบที่สำคัญของระบบไหลเวียนเลือดของมนุษย์และสัตว์ โดยมีหน้าที่สำคัญคือ การขนส่งสารอาหาร (Nutrient transportation) การขนส่งแก๊ส (Gaseous transportation) การขนส่งของเสีย (Waste product transportation) การควบคุมความเป็นกรด-ด่างของร่างกาย (Regulation of body) การควบคุมอุณหภูมิของร่างกาย (Regulation of body temperature) การควบคุมน้ำในร่างกาย (Regulation of water balance) การป้องกันการสูญเสียเลือด (Protection of blood) การป้องกันสิ่งแปลกปลอม (Protection of foreign body) (Centre.com 2010) จากหน้าที่ดังกล่าวของเลือดจะเห็นได้ว่า เลือดเป็นสิ่งสำคัญต่อร่างกายซึ่งทำงานร่วมกันอย่างเป็นระบบ เพื่อจัดหาปัจจัยพื้นฐานที่จำเป็นสำหรับเซลล์ในร่างกาย ทำให้เซลล์สามารถดำรงชีพ และทำหน้าที่ได้อย่างมีประสิทธิภาพ อันเป็นผลให้ร่างกายของสิ่งมีชีวิตนั้นสามารถดำรงชีพอยู่ได้อย่างปกติ เลือดเคลื่อนที่ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายได้เกิดจากหัวใจที่ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดโดยทำให้เกิดความดันเลือดภายในหลอดเลือดส่งผลทำให้เลือดเคลื่อนที่ไปยังอวัยวะส่วนต่างๆของร่างกายได้อย่างทั่วถึง ไม่ว่าจะเป็นทางระบบหลอดเลือดแดง ระบบหลอดเลือดดำ และ เส้นเลือดฝอย (Neil A. Campbell. 2012) เนื่องจากเลือดเคลื่อนที่อยู่ในหลอดเลือด ซึ่งลักษณะของหลอดเลือดก็จะมีอยู่หลายชนิด โดยหน้าที่หลักๆของหลอดเลือดคือขนส่งเลือดไปยังและออกจากอวัยวะส่วนต่างๆของร่างกาย เช่น หลอดเลือดแดง (Artery) และหลอดเลือดดำ (Vein) นอกจากนี้ยังมีอีกหลอดเลือดหนึ่งที่มีขนาดเล็กมากแตกแขนงจากหลอดเลือดแดงไปตามเนื้อเยื่อต่างๆทั่วร่างกาย ซึ่งมีผนังบางประกอบไปด้วยเซลล์เพียงชั้นเดียว นั่นคือหลอดเลือดฝอย (Capillary) จากคุณสมบัติดังกล่าวของหลอดเลือดฝอยจึงทำให้เป็นช่องทางในการเข้าออกของสารต่างๆ อย่างเช่น น้ำ แก๊ส ออกซิเจน แก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ รวมทั้งสารอาหารและของเสียต่างๆระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อหรือเซลล์ที่อยู่ล้อมรอบ (Scott Freeman. 2012) ดังนั้นหลอดเลือดฝอยจึงเป็นจุดที่ทำให้ให้นักวิจัยทางด้านระบบไหลเวียนโลหิตนั้นพยายามศึกษากลไกต่างๆที่เกิดขึ้นภายในหลอดเลือดฝอย

ปัจจุบันนักวิจัยทางด้านวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด สถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ก็มุ่งเน้นที่จะพัฒนาสารทดแทนเลือดขึ้นมาเพื่อช่วยกรณีเกิดภาวะขาดแคลนเลือด แต่หากจะทดลองสารที่ตนคิดค้นขึ้นมาเองใช้กับมนุษย์โดยตรงนั้นเป็นไปได้ยาก จึงจำเป็นต้องทำการทดลองและศึกษากับสัตว์ทดลองเพื่อดูกลไกที่เกิดขึ้นภายในระบบหลอดเลือดจุลภาค (Microvasculature) เช่น ความหนาแน่นของหลอดเลือดฝอย การขนส่งออกซิเจน เส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด และความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือด แต่ขณะนี้ยังขาดการสนับสนุนข้อมูลในประเด็นเรื่องความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงและเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด เนื่องจากทางห้องปฏิบัติการยังไม่มีอุปกรณ์

หรือวิธีการที่จะคำนวณหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงและเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่ใช้ในสัตว์ทดลองนี้ได้ หากต้องซื้ออุปกรณ์จากต่างประเทศก็จะมีราคาที่สูง แต่เนื่องจากในขั้นตอนการทำงานของนักวิจัยที่ใช้กล้องจุลทรรศน์ (Intravital microscopy) บันทึกภาพวิดีโอการไหลของเลือด ดังนั้นก็สามารถนำไฟล์วิดีโอขึ้นมาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพและวิดีโอ โดยพัฒนาโปรแกรมคำนวณความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดบนโปรแกรมพื้นฐานทางวิศวกรรมนั้นคือ MATLAB ซึ่งคาดว่าจะสามารถช่วยนักวิจัยใช้ตัวแปรในเรื่องของความเร็วและเส้นผ่าศูนย์กลางนี้ไปวิเคราะห์ หรือสนับสนุนข้อมูลงานวิจัยทางวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือดนี้ได้ นอกจากนี้ยังสามารถช่วยลดค่าใช้จ่ายในการซื้ออุปกรณ์หรือโปรแกรมช่วยวิเคราะห์เพื่อทำการวิจัยได้

1.2 วัตถุประสงค์การศึกษา

พัฒนาโปรแกรมที่ใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจุลภาค โดยอาศัยขั้นตอนวิธีการประมวลผลภาพ (Image processing) เข้ามาช่วยการในการพัฒนา และสร้างส่วนเชื่อมต่อกับกราฟฟิกของผู้ใช้ กับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อสะดวกต่อการใช้งานของโปรแกรม

1.3 ทบทวนวรรณกรรม

เลือดทำหน้าที่ในการนำสารอาหารและออกซิเจนไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆทั่วร่างกาย โดยมีเซลล์เม็ดเลือดแดง (Red blood cells) เป็นองค์ประกอบสำคัญในระบบไหลเวียนเลือด (Circulating system) (Huang et al. 2010) ความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดเลือดฝอยเป็นตัวแปรที่สำคัญในการศึกษาทางคลินิก เช่น ระบบหลอดเลือดจุลภาค (Microvasculature) และ การไหลของเลือด (Hemorheology) จากรายงานพบว่าการไหลของเลือดยังมีความสัมพันธ์กับโรคบางชนิดเช่น โรคเรย์นอยด์ (Raynaud's phenomenon) โรคความดันโลหิตสูง (Hypertension) โรคเบาหวาน (Diabetes) โรคโลหิตเป็นพิษ (Sepsis) และโรคหัวใจ (Cardiac disease) (Wollersheim, Reyenga, and Thien 1988, Bonacci et al. 1996 and Chang et al. 1997) นอกจากนี้ความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงยังถูกใช้ในการประเมินประสิทธิภาพการนำส่งยา รวมทั้งประสิทธิภาพของการรักษาพยาบาลในกระบวนการเชื่อมติดกันของกระดูก (Bone healing) หรืออัตราการเจริญของกระดูกอ่อนในข้อต่อของผู้ป่วยที่กระดูกหัก (Sugii et al. 2005, Popescu et al. 2005 and Sourice, Plantier, and Saumet 2005)

จากการศึกษาพบว่า ความเร็วการไหลของเลือดสามารถประมาณได้จาก ความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่มีการไหลไปด้วยกันกับเลือด เนื่องจากเซลล์เม็ดเลือดแดงนั้นเปรียบเสมือนวัตถุหนึ่งที่เคลื่อนที่อยู่ในของเหลวที่มีการไหล นั่นคือน้ำเลือด ซึ่งสอดคล้องกับทฤษฎีการไหล ที่กล่าวไว้ว่าเมื่อวัตถุใดๆที่เคลื่อนที่อยู่ในของไหล จะสามารถเทียบเคียง ความเร็วการไหลนั้นเท่ากับความเร็วของวัตถุที่กำลังเคลื่อนที่อยู่ในของไหลนั้นๆ (Sugii, Nishio, and Okamoto 2002)

ความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดเลือดจุลภาคเป็นหนึ่งในตัวแปรที่สำคัญที่จะบ่งบอกถึงประสิทธิภาพในการนำส่งออกซิเจน กล่าวคือ หากความเร็วการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงช้า ก็จะสามารถเพิ่มระยะเวลาการปลดปล่อยออกซิเจนหรือแลกเปลี่ยนแก๊สระหว่างเซลล์เม็ดเลือดแดงกับเซลล์ได้อย่างสมบูรณ์มากขึ้น ในทางกลับกันหากความเร็วการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงเร็ว ก็จะลดระยะเวลาการปลดปล่อยออกซิเจนหรือแลกเปลี่ยนแก๊สระหว่างเซลล์เม็ดเลือดแดงกับเซลล์ (Mates-Needham and Bassingthwaighte 1989) นอกจากนี้ตัวแปรในเรื่องของความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงยังเกี่ยวข้องกับปริมาณการไหลของเลือดซึ่งทำให้สามารถบอกถึงระดับปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงเนื้อเยื่อเฉพาะที่ อีกทั้งยังเป็นข้อมูลที่สัมพันธ์กับสัดส่วนของเวลาของการขนส่งสิ่งต่างๆข้ามหลอดเลือดฝอยที่เป็นแขนง (Capillary bed) นั่นก็หมายความว่าก็สามารถใช้ในการแลกเปลี่ยนแก๊สในระบบทางเดินหายใจได้อีกด้วย (Cohen and Marsh 1980)

นอกจากนี้ยังมีอีกตัวแปรที่มีความสำคัญเช่นกันในการศึกษาทางด้านระบบหลอดเลือดจุลภาคนั้นคือขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ที่จะนำมาใช้ประโยชน์การคาดการณ์หรือประกอบการวินิจฉัยโรคเบื้องต้น ตัวอย่างเช่น จากการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจอประสาทตาพบที่มีความสัมพันธ์กับโรคในระบบหลอดเลือด เช่น โรคความดันโลหิตสูง โรคหลอดเลือดสมอง และโรคเบาหวาน ในแง่ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจอประสาทที่แตกต่างกันของแต่ละโรคดังกล่าว และนอกจากนี้ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดยังเป็นปัจจัยที่จำเป็นสำหรับใช้คาดการณ์ถึงระดับความเสี่ยงของการก่อโรคในระบบหลอดเลือดได้อีกด้วย (Aliahmad et al. 2012) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาการเปรียบเทียบขนาดของหลอดเลือดในกระบวนการตรวจทางรังสีวิทยา ว่าปริมาณของการใส่สารทึบรังสีในระดับต่างๆจะทำให้เห็นขนาดหลอดเลือดแตกต่างกันอย่างไร ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะมีความสำคัญเป็นอย่างยิ่งที่จะใช้ในการวางแผนการรักษาของผู้ป่วยในการใส่ปริมาณของสารทึบรังสีที่เหมาะสมในแต่ละครั้งของการตรวจเอกซเรย์หลอดเลือด (Moresco et al. 2000)

นอกจากนี้ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดสามารถบอกถึงความสัมพันธ์ของกลไกเชิงกลในระดับโมเลกุลได้ กล่าวคือ การเปลี่ยนแปลงของขนาดหลอดเลือดนั้นเกิดจากสารเคมีที่สร้างขึ้นเฉพาะที่ที่ส่งผลให้ขนาดของหลอดเลือดนั้นมีการขยายตัว นั่นคือ ไนตริกออกไซด์ (Nitric Oxide; NO) ที่สร้างและคัดหลั่งจากเซลล์เอนโดทีเลียล (Endothelial cell) ที่บุอยู่ชั้นในสุดของผนังหลอดเลือด จากนั้นแพร่ไปยังกล้ามเนื้อเรียบของหลอดเลือด ส่งผลทำให้

กล้ามเนื้อเรียบของหลอดเลือดนั้นมีการคลายตัว จึงมีผลทำให้หลอดเลือดมีการขยายตัว (Vasodilation) จากการศึกษาจึงได้ข้อสรุปว่า ไนตริกออกไซด์เป็นสารที่มีความสำคัญที่จะควบคุมความตึงของหลอดเลือด ที่จะไปส่งผลและทำนายถึงอัตราการไหลของเลือดที่เปลี่ยนแปลงไป กล่าวคือ ไนตริกออกไซด์ทำให้หลอดเลือดมีการขยายตัว ส่งผลให้อัตราการไหลของเลือด (Blood flow) เพิ่มขึ้น พร้อมทั้งความดันภายในหลอดเลือดนั้นลดลง ซึ่งนอกจากเซลล์เอนโดทีเลียมจะหลั่งไนตริกออกไซด์มาแล้ว ก็ยังมีการหลั่งสารเอนโดทีลิน (Endothelin) ซึ่งเป็นสารที่ทำให้กล้ามเนื้อเรียบของหลอดเลือดมีการหดตัว จึงมีผลให้หลอดเลือดตีบตัว (Vasoconstriction) กล่าวคือ สารเอนโดทีลินในปริมาณมาก จะกระตุ้นกับ ET-A receptor ที่อยู่บนเซลล์กล้ามเนื้อเรียบที่ผนังหลอดเลือด ทำให้เกิดการตีบตัวของหลอดเลือด จากที่กล่าวมาข้างต้นสรุปได้ว่าไนตริกออกไซด์กับสารเอนโดทีลิน เป็นสารที่เกี่ยวข้องกับกลไกการขยายและหดตัวของหลอดเลือด โดยที่ปริมาณของสารทั้งสองที่หลั่งออกมาพบว่ามีความสัมพันธ์กับค่าความหนืดของเลือด (Blood viscosity) และความเค้นเฉือนที่ผนังหลอดเลือด (Wall shear stress) ด้วย (Cabrales et al. 2006, Tsai et al. 2005)

ปัจจุบันเทคโนโลยีสามารถเข้ามามีบทบาทในกระบวนการวินิจฉัยโรกระบบหลอดเลือดมากขึ้น โดยใช้เทคโนโลยีเข้ามาวัดและการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงต่างๆที่เกิดขึ้นในระบบหลอดเลือดจุลภาค (Huang et al. 2012) ในขณะเดียวกันได้มีการพัฒนาระบบซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์มาช่วยในการวิเคราะห์ความเร็วการไหลของเลือดรวมทั้งลักษณะของหลอดเลือดฝอย โดยการบันทึกภาพวิดีโอในบริเวณต่างๆของร่างกาย อย่างเช่น ด้านลิ้น (Lingual surface) ผิวหนังที่ปกคลุมเล็บมือและเท้า (Finger/foot nail fold) และ เยื่อตา (Conjunctiva) (Marion et al. 2010 and Shih et al. 2011) นอกจากนี้ยังมีเทคนิคการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือด อย่างเช่น การวัดความเร็วแบบเลเซอร์ดอปเพลอร์ (Laser Doppler Velocimetry; LDV) แบบจำลองการไหล (Computational Fluid Dynamics; CFD) สเปกตรัมโพลาไรซ์แบบตั้งฉากกัน (Orthogonal Polarization Spectral; OPS) (Genzel-Boroviczeny et al. 2002) การกระเจิงของแสง (Sidestream Dark Field; SDF) และการประมวลผลภาพ (Image processing) (Goedhart et al. 2007) ซึ่งเทคนิคที่มีการนำมาใช้มากที่สุดคือ เทคนิคภาพถ่ายจากสเปกตรัมโพลาไรซ์แบบตั้งฉากกันและเทคนิคการกระเจิงของแสง แต่ก็ยังมีจุดบกพร่องในเรื่องของภาพเซลล์เม็ดเลือดแดงและหลอดเลือดที่ยังมีค่าความแตกต่างของสีน้อย (Low contrast) เพราะค่าความแตกต่างของสีของเซลล์เม็ดเลือดแดงและหลอดเลือดขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงความเข้มของสี (Intensity) และค่าความสว่าง (Illuminance) ของภาพในแต่ละพิกเซลเมื่อเวลาผ่านไป รวมทั้งการไม่คงที่ของกล้องวิดีโอในขณะที่กำลังบันทึกภาพอีกด้วย แต่อย่างไรก็ตามปัญหาเหล่านี้สามารถแก้ไขได้โดยการนำทฤษฎีและหลักการประมวลผลภาพมาประยุกต์ใช้ได้เป็นอย่างดี (You et al. 2012)

Chih-Chieh Wu และคณะได้มีการวิเคราะห์การวัดความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในเส้นเลือดและในเส้นเลือดฝอย โดยใช้เทคนิคการไหลของแสง และ เทคนิคสหสัมพันธ์แบบไขว้ มาช่วยการวิเคราะห์ความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง ซึ่งทั้งสอง

เทคนิคนี้ยังมีข้อจำกัดของแต่ละเทคนิค เนื่องจากแต่ละเทคนิคจะมีค่าความผิดพลาดจากการคำนวณเกิดขึ้น ซึ่งทางคณะได้มีการพิสูจน์เทคนิคที่เหมาะสมที่สุดเพื่อมาช่วยในการวิเคราะห์การวัดความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยใช้ตำแหน่งบริเวณเส้นเลือดฝอยปลายนิ้วในการใช้วัดความเร็วของเซลล์เม็ดเลือดแดง และใช้กล้อง capillaroscopy ในการดูพร้อมทั้งบันทึกภาพวิดีโอการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง จากนั้นก็เข้าสู่กระบวนการประมวลผลภาพ และสุดท้ายใช้เทคนิคการไหลของแสงและเทคนิคสหสัมพันธ์แบบไขว้ มาวิเคราะห์ความเร็วในการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง ซึ่งการวัดจะแบ่งเป็น 4 ช่วงเวลา คือ T1:resting(0 mmHg), T2:inflation(0-180 mmHg), T3:occlusion(180 mmHg) และ T4:release(180-0 mmHg) ผลที่ได้จากการวิเคราะห์ทั้งสองเทคนิคพบว่า ณ บริเวณที่มีความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงน้อยกว่า 300 ไมโครเมตรต่อวินาที ค่า Error distribution ของเทคนิคความสัมพันธ์ของสัญญาณแบบไขว้ จะสูงกว่าเทคนิคการไหลของแสง แต่อย่างไรก็ตามบริเวณความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงมากกว่า 300 ไมโครเมตรต่อวินาที การใช้เทคนิคการไหลของแสง จะเริ่มมีค่าความผิดพลาดสูงขึ้น เนื่องจากระดับความเข้มของแสงที่แตกต่างกันที่เกิดจากกล้อง capillaroscopy นั้นมีผลต่อการคำนวณในวิธีการไหลของแสง (Wu et al. 2009)

จากหลากหลายงานวิจัย ในปัจจุบันได้นำหลักการประมวลผลภาพเข้ามาใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจุลภาคเพิ่มขึ้น โดยส่วนใหญ่จะพัฒนาออกมาในรูปแบบของโปรแกรมสำเร็จรูป เพียงแคมีไฟล์วิดีโอการไหลของเลือดที่ได้จากทดลองในสัตว์ทดลอง (*in vivo experiment*) ก็สามารถที่จะหาความเร็วการไหลของเลือดได้ โดยหลักการประมวลผลภาพที่นำมาใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดนั้นประกอบด้วย 3 ขั้นตอน คือ 1) ขั้นตอนการรับภาพ (Image acquisition) เป็นขั้นตอนที่รับไฟล์วิดีโอมาจากกล้องจุลทรรศน์ โดยจะพิจารณาอัตราที่ภาพเคลื่อนที่ในหนึ่งหน่วยวินาที (Frame rate) ความละเอียดของภาพ (Resolution) และความสว่างของภาพ (Brightness) 2) ขั้นตอนการประมวลผลภาพ (Image processing) เป็นขั้นตอนที่สำคัญมากที่จะบ่งบอกถึงความยากง่ายในขั้นตอนการคำนวณความเร็ว โดยในขั้นตอนนี้จะมีขั้นตอนย่อยๆ ที่จะทำให้หน้าที่ปรับปรุงคุณภาพของภาพให้ดียิ่งขึ้น อย่างเช่น การลดการสั่นของภาพขณะถ่ายวิดีโอ (Video stabilization) การปรับปรุงภาพ (Image enhancement) การกำจัดสัญญาณรบกวน (Noise removal) การแยกวัตถุที่เคลื่อนที่ออกจากพื้นหลัง (Background subtraction) (Langeder and Zagar 2009) 3) ขั้นตอนการประมาณความเร็วการไหลเซลล์เม็ดเลือดแดง (Red blood cell velocity estimation) ในขั้นตอนนี้จะมีทฤษฎีที่นำมาใช้ในการคำนวณความเร็ว อย่างเช่น เทคนิคการไหลของแสง (Optical Flow Method; OFM) เทคนิคสหสัมพันธ์แบบไขว้ (Cross Correlation; CC) และ เทคนิคการหาเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดง (Centroid of red blood cells) แต่อย่างไรก็ตาม เทคนิคดังกล่าวยังมีข้อดีข้อเสียที่แตกต่างกัน ดังแสดงในตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 ข้อดีข้อเสียของแต่ละเทคนิคการหาความเร็วการไหลของเลือด

เทคนิคการหาความเร็วการไหลของเลือด	ข้อดี	ข้อเสีย	อ้างอิง
การไหลของแสง	<ul style="list-style-type: none"> - เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมอย่างมาก - สามารถแสดงทิศทางการเคลื่อนที่ของวัตถุได้หลายทิศทาง 	<ul style="list-style-type: none"> - ที่ความเร็วมากกว่า 300 ไมโครเมตรต่อวินาที จะให้ค่าความผิดพลาดค่อนข้างสูง - มีอัลกอริทึมที่ค่อนข้างยุ่งยากซับซ้อน - ต้องอาศัยความเข้มของจุดภาพเป็นหลัก 	(Wu et al. 2009)
สหสัมพันธ์แบบไขว้	<ul style="list-style-type: none"> - อัลกอริทึมค่อนข้างไม่ยุ่งยากซับซ้อน - เหมาะสำหรับการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก 	<ul style="list-style-type: none"> - ผลลัพธ์ที่ได้เป็นเพียงการสันนิษฐานว่าความเร็วการไหลของเลือดในระบบการไหลเวียนเลือดระดับจุลภาคมีความสอดคล้องกันอย่างไร - ที่ความเร็วน้อยกว่า 300 ไมโครเมตรต่อวินาที จะให้ค่าความผิดพลาดค่อนข้างสูง - ไม่เหมาะกับการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย 	(Wu et al. 2009)
เซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดง	<ul style="list-style-type: none"> - เหมาะสำหรับการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย 	<ul style="list-style-type: none"> - ต้องใช้เทคนิคการประมวลผลภาพขั้นสูง - ไม่สามารถประยุกต์ใช้ในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก 	(Reyes-Aldasoro, Akerman, and Tozer 2008)

1.4 ขอบเขตการวิจัย

- 1.4.1) พัฒนาส่วนเชื่อมต่อด้วยกราฟิกของผู้ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ (Graphic User Interface)
- 1.4.2) โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเป็นแบบกึ่งอัตโนมัติ โดยให้ผู้ใช้เลือกภาพที่จะให้โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ด้วยตนเอง
- 1.4.3) โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมาใช้หลักการ centroid โดยมีข้อจำกัดคือใช้คำนวณความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดเลือดเท่านั้น
- 1.4.4) โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมาสามารถใช้หาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดฝอยและหลอดเลือดขนาดเล็ก

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.5.1) ได้องค์ความรู้ในการประยุกต์ใช้หลักการการประมวลผลภาพมาคำนวณหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจุลภาค
- 1.5.2) ได้โปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจุลภาค ไปใช้ในห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด
- 1.5.3) ลดค่าใช้จ่ายในการทำวิจัย ในการซื้อโปรแกรมมาวิเคราะห์

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

2.1 การประมวลผลภาพพื้นฐาน (Basic image processing)

2.1.1 รูปภาพ (Image)

จะมีหน่วยเล็กๆที่เรียกว่าเม็ดสีหรือจุดภาพ (Pixel) ซึ่งจะเป็นพื้นที่เล็กๆจุดหนึ่งในภาพ โดยในแต่ละจุดนั้นจะมีค่าตัวเลขกำกับ ซึ่งตัวเลขเหล่านี้จะมาจากค่าของแม่สีสามสี R (สีแดง) G (สีเขียว) B (สีฟ้า) ใช้บอกระดับความเข้มของแต่ละเฉดสี หากมีจุดภาพหลายๆจุดภาพมาต่อเรียงกันก็จะกลายเป็นภาพที่มีขนาดความกว้างและความยาวเกิดขึ้น อย่างเช่น มีรูปภาพขนาด 320×240 นั้นหมายความว่าภาพนี้มีขนาดความกว้างของภาพคือ 320 pixels และความยาวของภาพคือ 240 pixels เป็นต้น

โดยรูปภาพที่พบเจอโดยทั่วไปมี 4 รูปแบบ คือ

- ภาพสีจริง (True color image) คือ ภาพที่เกิดจากการรวมตัวกันของแม่สีสามสี นั่นคือ เวกเตอร์ที่แสดงค่าสีแดง เขียว และน้ำเงิน ซึ่งมีจำนวนภาพที่เป็นไปได้ทั้งหมด 16,777,216 สี
- ภาพระดับสีเทา (Gray scale image) คือ ภาพที่มีสีอยู่ในระดับโทนสีเทา ถ้าเป็นภาพ 8 บิต จะมีจำนวนสีที่เป็นไปได้ทั้งหมด 256 สี ตั้งแต่ ดำ (0) ถึงขาว (255)
- ภาพลักษณะฐานสอง (Binary Image) คือ ภาพที่ประกอบด้วยสีเฉพาะสีขาวและสีดำ ซึ่งค่าในแต่ละจุดภาพของภาพขาวดำจะมีได้เพียง 2 ค่า คือ สีดำ (0) และสีขาว (1 หรือ 255)
- ภาพแท่งความถี่ (Histogram) คือ กราฟที่แสดงจำนวนจุดภาพทั้งหมดในภาพที่ความเข้มต่างๆของภาพ โดยที่แกนนอนจะแสดงระดับความเข้มที่แบ่งระดับเป็น 256 ระดับ ซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 255 เมื่อระดับสีเทามีค่าต่ำ ก็หมายถึงความเข้มที่มีค่าสีน้อยจะมองเห็นเป็นสีดำ แต่ในทางกลับกันหากค่าระดับสีเทาสูง หมายถึงมีความเข้มมากจะมองเห็นเป็นสีขาว และแกนตั้งของกราฟจะแสดงจำนวนจุดภาพที่มีค่าในแต่ละช่วงระดับความเข้ม (Bovik 2010)

2.1.2 การแปลงภาพ (Image Transformation)

การแปลงภาพ โดยพื้นฐานทั่วไปจะมี 3 ลักษณะคือ

- การแปลงภาพสีเป็นภาพระดับสีเทา

เนื่องจากภาพสีเป็นองค์ประกอบที่สร้างขึ้นเมื่อให้เห็นภาพนั้นมีมิติเพิ่มมากขึ้น แต่ในทางการประมวลผลภาพ หากนำภาพสีนั้นมาใช้ จะทำให้มีความยุ่งยากซับซ้อนเพิ่มขึ้น ดังนั้นจึงจำเป็นต้องแปลงภาพสีให้เป็นภาพระดับสีเทา เพื่อที่จะให้การประมวลผลง่ายและรวดเร็วขึ้น เมื่อภาพสีถูกแปลงเป็นภาพระดับสีเทาแล้ว จะมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 255 โดยหลักการแปลงค่าในแต่ละจุดภาพของภาพสีให้เป็นค่าในแต่ละจุดภาพของภาพระดับสีเทาทำได้โดยการดึงค่าของสีแดง สีเขียว และสีน้ำเงิน รวมเป็น 100% อย่างเช่น สีแดง 27% สีเขียว 32% และ สีน้ำเงิน 41% แล้วนำมาคำนวณได้ดังสมการที่ (2.1)

$$I = (0.27 \times R) + (0.32 \times G) + (0.41 \times B) \quad (2.1)$$

โดย R แทน ค่าสีของสีแดง

G แทน ค่าสีของสีเขียว

B แทน ค่าสีของสีน้ำเงิน

และ I แทน ค่าสีของระดับสีเทา หรือค่าความเข้มของสี (Stewart et al. 1994)

- การแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสอง

เนื่องจากความหลากหลายของโทนสีของภาพระดับสีเทา ซึ่งทำให้การประมวลผลนั้นยากลำบากในแง่ของการคำนวณ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องแปลงภาพระดับสีเทาให้เป็นภาพลักษณะฐานสอง ที่มีความเข้มสีเพียงสองระดับคือ สีดำ และสีขาว ซึ่งจะใช้หลักการขีดแบ่ง (Threshold) เข้ามาช่วยในการแปลง(Kang, Park, and Won 2008)

- การแปลงภาพสีอาร์จีบี (RGB) เป็นภาพสีเอชเอสไอ (HSI)

เป็นกระบวนการแปลงค่าจากระดับสีให้เป็นค่าที่มีเฉดสี (Hue) มีความอิ่มตัวของสี (Saturation) และมีความเข้มของสี (Intensity) โดยผลลัพธ์สุดท้ายจะได้ค่าสีของวัตถุเป้าหมายและฉากหลัง สามารถคำนวณได้ดังนี้

ค่า H สามารถหาได้จาก

$$f(x) = \{\theta, 360 - \theta\} \quad (2.2)$$

$$\text{โดยที่ } \theta = \cos^{-1} \left\{ \frac{0.5 \times [R-G] + [R-B]}{\sqrt{(R-G)(R-G) + (R-B)(G-B)}} \right\}$$

ค่า S สามารถหาได้จาก

$$S = 1 - \left(\frac{3}{R+G+B} [\min(R, G, B)] \right) \quad (2.3)$$

และค่า I สามารถหาได้จาก

$$I = \frac{(R+G+B)}{3} \quad (2.4)$$

(Li, Wang, and Zhang 2002)

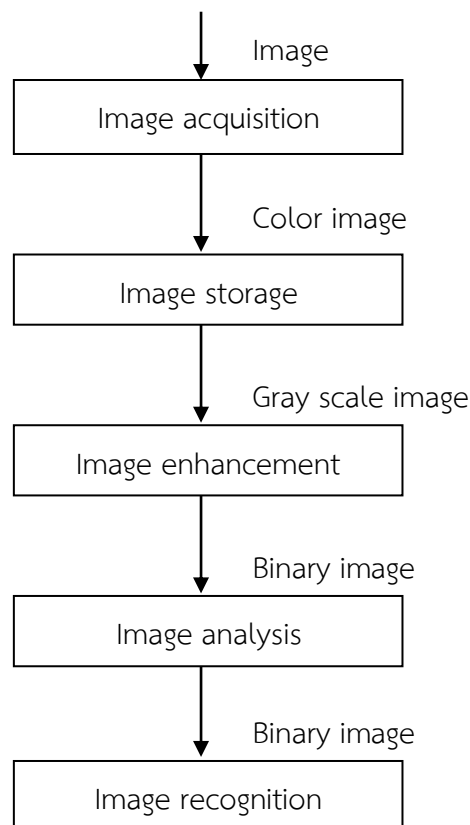
2.1.3 ไฟล์วิดีโอดิจิทัล (Digital File Video)

โดยทั่วไปไฟล์วิดีโอดิจิทัลจะมี 2 รูปแบบ คือ

- ไฟล์วิดีโอดิจิทัล (Digital file video) เป็นรูปแบบการบันทึกวิดีโอ ที่ทำงานโดยใช้สัญญาณดิจิทัล ทำให้เกิดความสะดวกต่อการทำงานเป็นอย่างมาก ทั้งในด้าน การตัดต่อ การจัดเก็บ และการเผยแพร่
- ภาพนิ่งจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล (Frame) ในรูปแบบของไฟล์วิดีโอดิจิทัลจะเป็นภาพเคลื่อนไหว ซึ่งภาพเคลื่อนไหวจะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของภาพนิ่งหลายๆภาพอย่างรวดเร็ว โดยภาพนิ่งแต่ละภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลเรียกว่า เฟรม (Frame) และอัตราการแสดงภาพต่อวินาทีของไฟล์วิดีโอดิจิทัล (Frame rate) ในแต่ละระบบการแพร่ภาพก็มีความแตกต่างกันไป โดยมีหน่วยเป็นเฟรมต่อวินาที (Frame Per Second; FPS)

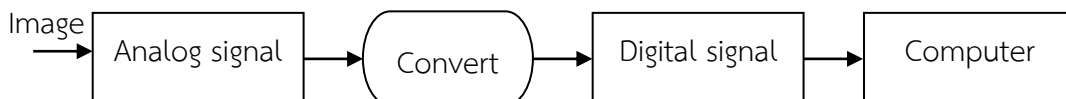
2.2 การประมวลผลภาพ (Image processing)

การประมวลผลภาพ (Image processing) เป็นรูปแบบหนึ่งของการประมวลผลสัญญาณ ซึ่งมีสัญญาณขาเข้านั้นคือ ไฟล์รูปภาพหรือไฟล์วิดีโอดิจิทัล โดยผลลัพธ์ที่ออกมานั้นอาจจะมีคุณสมบัติหรือพารามิเตอร์ที่สัมพันธ์กับรูปภาพนั้นๆ ซึ่งข้อมูลที่ออกจากการประมวลผลภาพนั้นจะอยู่ในรูปแบบของข้อมูลเชิงตัวเลข (Gonzales and Woods 1992) โดยที่สามารถนำข้อมูลเหล่านั้นมาวิเคราะห์ตามกระบวนการประมวลผลภาพเชิงเลข (Digital image processing) ได้ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.1



ภาพประกอบที่ 2.1 ขั้นตอนของลำดับการประมวลผลภาพเชิงเลข

- การรับภาพ (Image acquisition) เป็นกระบวนการให้ได้มาซึ่งข้อมูลภาพ โดยการแปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัล ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.2



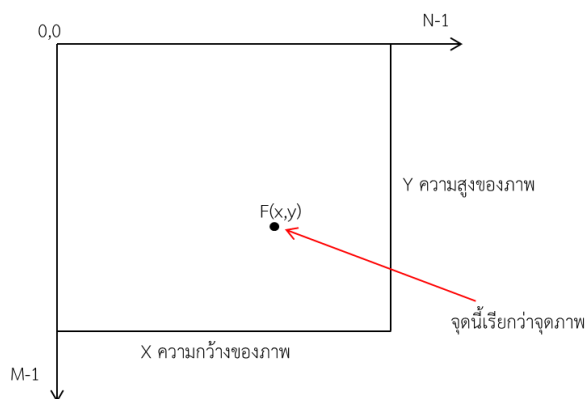
ภาพประกอบที่ 2.2 ขั้นตอนการรับภาพ (Image acquisition process)

- การเก็บข้อมูลภาพ (Image storage) เป็นกระบวนการที่เก็บข้อมูลภาพ ซึ่งจะเก็บในรูปแบบสัญญาณดิจิทัลไว้ในหน่วยความจำ
- การปรับปรุงภาพ (Image enhancement) เป็นกระบวนการที่ประกอบด้วยเทคนิคที่หลากหลายในการจะนำมาซึ่งภาพที่มีความชัดเจนและคมชัดยิ่งขึ้น หรือเปลี่ยนแปลงภาพให้มีความเหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ภาพโดยมนุษย์หรือคอมพิวเตอร์ต่อไป
- การวิเคราะห์ภาพ (Image analysis) เป็นวิธีการอธิบายและการจดจำข้อมูลภาพดิจิทัลซึ่งอินพุตของระบบข้อมูลภาพดิจิทัลและเอาต์พุตจะเป็นเครื่องหมายที่ใช้แทนข้อมูลภาพดิจิทัลเหล่านั้น
- การจดจำภาพ (Image recognition) เป็นการเก็บข้อมูลภาพลงหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์สามารถทำได้โดยการจองหน่วยความจำของเครื่องไว้ในรูปของตัวแปรอะเรย์ (Array) โดยค่าในแต่ละช่องของอะเรย์แสดงถึงคุณสมบัติของจุดภาพ (Pixel) และตำแหน่งของช่องอะเรย์เป็นตัวกำหนดตำแหน่งของจุดภาพ

2.3 เทคนิคการใช้การประมวลผลภาพ (Image processing techniques)

ภาพเชิงเลข (Image digital) เป็นผลมาจากการสุ่มค่าในระบบพิกัดปริภูมิ (Spatial coordinate) ดังในภาพประกอบที่ 2.3 และการทำควอนไทซ์ (Quantization) ของค่าระดับความสว่าง (Brightness value) หรือความเข้ม (Intensity) ระบบพิกัดปริภูมินี้จะใช้ในการแสดงภาพเชิงเลข ซึ่งจะมีขนาดความกว้างและความสูงของภาพแสดงในแกน X และ Y ตามลำดับ ส่วนจุดใดๆที่วางบนระนาบ XY จะเป็นฟังก์ชัน $f(x,y)$ และเรียกว่าจุดภาพหรือพิกเซล (Pixel) ที่แสดงถึงค่าระดับความเข้ม ซึ่งจะเป็นจำนวนที่นับได้จำกัด (Finite number)

แบบไม่ต่อเนื่อง หรือเรียกว่า Discrete quantity ค่านี้เป็นผลมาจากการทำควอนไทซ์ โดยจะใช้การแปลงจากอนาล็อก (Analog) เป็นดิจิตอล (Digital)



ภาพประกอบที่ 2.3 ระบบปริภูมิ

โดยทั่วไปเทคนิคที่ใช้ในการประมวลผลภาพนั้นมีหลากหลายวิธี แล้วแต่ที่ผู้พัฒนางานนั้นจะใช้ในงานประเภทไหน ซึ่งต้องพิจารณาจากภาพต้นกำเนิดว่ามีคุณภาพของภาพเป็นอย่างไร แต่อย่างไรก็ตามเทคนิคหลักๆที่ใช้ในการประมวลผลภาพ จะมีอยู่ 4 เทคนิค โดยแต่ละเทคนิคจะมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

2.3.1 เทคนิคการปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image improvement)

ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนแรกๆที่จำเป็นจะต้องมีในงานการประมวลผลภาพ ซึ่งเป็นขั้นตอนของการแปลงข้อมูลภาพตัวเลขเพื่อที่จะสร้างภาพที่เน้นรายละเอียดที่ต้องการ โดยการปรับโทนแสงที่ตำแหน่งที่ต้องการของภาพ เมื่อทำการปรับภาพจะมีการเน้นข้อมูลของภาพบางส่วน ซึ่งในการปรับภาพที่เน้นบริเวณที่ต้องการ ผู้ใช้จะต้องตัดสินใจที่จะใช้วิธีการปรับปรุงภาพหลายๆแบบในการทำงานครั้งหนึ่งๆ (Tao and Ke-qin 2008)

เทคนิคที่ใช้ในการปรับปรุงภาพโดยทั่วไปได้แก่ การปรับปรุงภาพเชิงรังสี (Radiometric enhancement) และการปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่ (Spatial enhancement) ซึ่งรายละเอียดแต่ละเทคนิคมีดังนี้

- การปรับปรุงภาพเชิงรังสี (Radiometric enhancement)

การปรับปรุงภาพเชิงรังสี ถูกออกแบบมาเพื่อเพิ่มความชัดและสมดุลของสีของภาพที่กำลังสนใจ ซึ่งประกอบด้วย การ

ปรับระดับสีของภาพ (Contrast stretching) การปรับเท่าฮิสโตแกรม (Histogram equalization) การคำนวณแบนด์ และการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักของภาพ การปรับปรุงภาพเชิงรังสีนี้มักจะไม่มี การเปลี่ยนข้อมูลภาพอย่างถาวร และจะใช้ในกรณีที่ต้องการให้ภาพมีความคมชัดขึ้นหรือต้องการให้ภาพดูเรียบขึ้น ตัวอย่างเทคนิคการปรับปรุงภาพเชิงรังสี ได้แก่

การปรับระดับสีของภาพ (Contrast stretching)

เป็นการขยายความเข้มของโทนสีให้อยู่ในพิสัยที่ต้องการ เทคนิคแบบที่ใช้มีทั้งแบบสมการเส้นตรง (Linear) แบบไม่เป็นสมการเส้นตรง (Non-linear) หรือแบบแตกส่วน (Piecewise) ซึ่งการปรับภาพโดยการขยายความเข้มของโทนแสงแบบเส้นตรงและแบบไม่เป็นเส้นตรง เป็นการใช้สมการเดียวกับข้อมูลภาพทั้งภาพ ส่วนการปรับภาพแบบแตกส่วนจะใช้สมการหลายเส้นในการขยายความเข้มของโทนแสง ในตีกี่ที่แตกต่างกันในช่วงที่แตกต่างกัน

- การปรับภาพแบบเป็นเส้นตรง (Linear enhancement) เป็นวิธีที่ง่ายที่สุดในการปรับข้อมูลส่วนที่เลือกไว้โดยใช้สมการเส้นตรง โดยค่าใหม่จะ

$$\begin{aligned} &= A + B \times \text{ค่าเก่า} && \text{เมื่อ } 0 \leq (A + B \times \text{ค่าเก่า}) \leq M \quad (2.5) \\ &= 0 && \text{เมื่อ } (A + B \times \text{ค่าเก่า}) < 0 \\ &= M && \text{เมื่อ } (A + B \times \text{ค่าเก่า}) > M \end{aligned}$$

โดยที่ A เป็นค่าจุดตัดแกน y, B เป็นความลาดชันของกราฟ และ M เป็นค่าสูงสุดที่ข้อมูลสามารถแปลงได้ (เช่น 255)

- การปรับภาพแบบไม่เป็นเส้นตรง (Non-linear enhancement) ในการปรับภาพวิธีนี้จะมีข้อเสีย คือในกรณีที่ภาพเป็นแบบมีค่าฐานนิยมหลายค่า โดยเฉพาะอย่างยิ่งมีจุดสูงสุดที่ปลายทั้งสองข้างของกราฟแท่ง ทำให้การใช้การปรับภาพแบบเส้นตรงไม่ให้เกิดผลดี แต่อย่างไรก็ตามก็จะมีวิธีแก้ปัญหาดังกล่าว นั่นคือใช้วิธีการขยายแบบแตกส่วน และการแบ่งกราฟให้เท่ากัน (Histogram equalization)

- การขยายแบบแตกส่วน (Piecewise) วิธีนี้เป็นการใช้สมการเส้นตรงหลายเส้นในการแปลงข้อมูลในหลายๆช่วง โดย

จะใช้การสร้างกราฟความถี่สะสม แล้วกำหนดจุดเบรกที่จุดเปลี่ยนความลาดชันในกราฟ จากนั้นก็จะพิทสมการการแปลงแต่ละเส้นสำหรับแต่ละส่วน ซึ่งจะส่งผลให้มีการขยายโทนแสงแบบแตกส่วนเกิดขึ้น และสุดท้ายภาพที่ถูกปรับแล้วจะมีลักษณะกราฟแท่งของข้อมูลที่ขยายแล้ว

การแบ่งกราฟให้เท่ากัน (Histogram equalization) โดยมีวัตถุประสงค์คือ เป็นการสร้างภาพที่มีจำนวนจุดภาพใกล้เคียงกัน หรือข้อมูลที่แปลงแล้วจะมีการกระจายอย่างสม่ำเสมอ วิธีการนี้ใช้การกำหนดจำนวนจุดภาพที่เหมาะสมให้กับแต่ละค่า โดยที่

$$\text{จำนวนจุดภาพที่เหมาะสม} = \text{จำนวนจุดภาพทั้งหมด} / \text{จำนวนค่าในข้อมูล}$$

การคำนวณจะเริ่มจากค่าที่น้อยที่สุด โดยเริ่มบวกจำนวนจุดภาพเข้าด้วยกัน จนกระทั่งเกินจำนวนจุดภาพที่เหมาะสมที่จะคำนวณได้ ก็ให้จุดภาพเหล่านั้นเป็นค่าแรก และใช้ค่าถัดไปเป็นค่าใหม่ที่สองจุดภาพที่มีจำนวนเกินที่คำนวณได้ก็จะคงจำนวนเดิมไว้ แต่ถ้าเกินมากกว่า 1 เท่า ก็ยังคงค่าเดิมไว้ แต่จำนวนจุดภาพของค่าความเข้มของแสงค่าถัดไปจะไม่มี (Altas, Louis, and Belward 1995)

- การปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่ (Spatial enhancement)

ในขณะที่การปรับปรุงภาพเชิงรังสีเป็นการแปลงค่าจุดภาพเดี่ยว แต่การปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่เป็นการเน้นภาพที่ใช้ค่าจากจุดภาพที่อยู่รอบๆจุดภาพนั้นมาคำนวณ การปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่จะเกี่ยวข้องกับ ความถี่เชิงพื้นที่ ซึ่งหมายถึง ความแตกต่างระหว่างค่าสูงสุดและต่ำสุดของกลุ่มจุดภาพที่อยู่ติดกันหรืออยู่ใกล้เคียงกัน หรือจำนวนการเปลี่ยนแปลงค่าความสว่างต่อหน่วยระยะทางในส่วนหนึ่งของภาพ

การปรับปรุงภาพเชิงพื้นที่มักจะใช้เทคนิคการกรองภาพ (Filtering) เข้ามาช่วย ซึ่งการกรองภาพก็เป็นการทำเพื่อลดสัญญาณรบกวน หรือปรับลักษณะบางอย่างในภาพ โดยการเน้นหรือ

ลดความถี่ของข้อมูลเชิงพื้นที่ นั้นหมายความว่า เป็นการสกัดลักษณะเด่นให้เห็นชัดยิ่งขึ้น ผลลัพธ์จากการใช้เทคนิคนี้มักจะเปลี่ยนค่าข้อมูลดั้งเดิมเป็นอย่างถาวร ดังนั้นการกรองภาพจะใช้ในกรณีที่ข้อมูลดั้งเดิมไม่ใช่สิ่งสำคัญที่จะนำเอาไปใช้ในการคำนวณต่อในขั้นตอนถัดไป

กรรมวิธีในการกรองภาพจะใช้หลักการทางคณิตศาสตร์ที่เรียกว่า Convolution filtering ซึ่งเป็นกระบวนการเฉลี่ยค่าของจุดภาพภายในเซตเล็กหนึ่งๆ และกระทำตลอดทั่วทั้งภาพ วิธี convolution มี 2 องค์ประกอบ คือ

- 1) หน้าต่างเคลื่อนที่ (Moving window) จะทำหน้าที่คล้ายเป็นแมทริกซ์ (Matrix) ซึ่งได้จากค่าสัมประสิทธิ์ (Coefficient) หรือปัจจัยน้ำหนัก (Weighting factors) ที่ใช้เป็นตัวถ่วงน้ำหนัก ทำหน้าที่เหมือนตะแกรงที่มีช่องขนาดต่างๆ หน้าต่างเคลื่อนที่นี้ตามภาษาคณิตศาสตร์ เรียกว่า kernel หน้าต่างเคลื่อนที่จะเป็นตารางสี่เหลี่ยมของจุดภาพจำนวนคี่ เช่น 3×3 หรือ 5×5 หรือ 7×7 จุดภาพ
- 2) หน้าต่างจะเคลื่อนที่ผ่านไปทีละจุดภาพทั่วทั้งภาพดั้งเดิม และค่าตัวเลขที่อยู่จุดภาพตรงกลางของหน้าต่างเคลื่อนที่ จะถูกคำนวณเพื่อเอาไปใส่ในภาพใหม่ตรงตำแหน่งเดิม โดยวิธีการคูณสัมประสิทธิ์แต่ละตัวในหน้าต่างเคลื่อนที่ด้วยค่าตัวเลขของภาพดั้งเดิมที่ทับโดยหน้าต่างเคลื่อนที่ แล้วเอาผลคูณทั้งหมดมาบวกกัน ผลลัพธ์ที่ได้เอามาหารด้วยผลบวกของค่าในหน้าต่างเคลื่อนที่ เป็นอันเสร็จสิ้นการคำนวณในหนึ่งจุดภาพ ต่อจากนั้นหน้าต่างเคลื่อนที่ จะเลื่อนไปที่ละคอลัมน์ และคำนวณจุดภาพที่อยู่ตรงกลางหน้าต่างเคลื่อนที่ตำแหน่งใหม่ เมื่อจบคอลัมน์ก็จะเลื่อนลงมาเริ่มต้นที่แถวใหม่ ทำอย่างนี้จนหมดทั่วทั้งภาพสุดท้ายก็จะทำให้ได้ภาพใหม่ที่ผ่านการกรองภาพเรียบร้อยแล้ว (Gunturk, Altunbasak, and Mersereau 2003)

2.3.2 เทคนิคการกรองภาพ (Image filtering)

ในการใช้งานจริง ภาพที่ได้มาส่วนมากจะมีสัญญาณรบกวน หรือสัญญาณที่ไม่พึงประสงค์ปะปนอยู่ในภาพ ดังนั้น จำเป็นต้องมีเครื่องมือในการกำจัดสัญญาณรบกวนเหล่านั้นออกจากภาพ โดยใช้เทคนิคการกรองภาพ ซึ่งเป็นการนำภาพนั้นไปผ่านตัวกรองเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณสมบัติตามต้องการ โดยการกรองภาพนั้นมีวัตถุประสงค์เพื่อ การเน้น (Enhance) หรือลดทอน (Attenuate) คุณสมบัติบางประการของภาพ เพื่อปรับปรุงให้ภาพนั้นมีคุณสมบัติที่ดีขึ้น และเหมาะแก่การประมวลผลในขั้นต่อไป

องค์ประกอบสำคัญของการกรองข้อมูลภาพ นั้นคือ ตัวกรอง ซึ่งเป็นระบบ ๆ หนึ่ง ที่รับสัญญาณเข้า (Input) มาประมวลผลสัญญาณ และส่งสัญญาณออก (Output) โดยทั่วไปตัวกรองจะถูกสร้างให้เป็นระบบเชิงเส้น (Linear system) เนื่องจากออกแบบได้ง่าย และมีประสิทธิภาพดี ปัจจุบันมีทฤษฎี และเทคนิคมากมาย เกี่ยวกับการออกแบบตัวกรองสัญญาณแบบเชิงเส้น

- ประเภทของตัวกรอง

ตัวกรองแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทตามลักษณะการเลือกความถี่ คือ

- 1) ตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter)
- 2) ตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter)
- 3) ตัวกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter)
- 4) ตัวกรองหยุดแถบความถี่ (Band-stop Filter)

ในการทำงานของตัวกรองนั้นจะต้องมีการกำหนดคุณสมบัติของตัวกรอง นั่นคือการกำหนดค่าความถี่ขอบเขต (Cut-off frequency) ซึ่งจะเป็นตัวระบุจุดตัดของสัญญาณว่าจะให้สัญญาณนั้นผ่านหรือไม่ผ่าน อย่างเช่น ตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน ที่มีความถี่ขอบเขตที่ 100 เฮิรตซ์ นั้นหมายความว่า จะยอมให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่า 100 เฮิรตซ์ผ่านได้ แต่จะไม่ยอมให้สัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า 100 เฮิรตซ์ผ่าน สำหรับตัวกรองความถี่สูงผ่านจะทำงานตรงข้ามกับตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน ส่วนวงจรถองแถบความถี่ผ่าน จะยอมให้สัญญาณความถี่ในช่วงที่กำหนดไว้ผ่าน แต่หากสัญญาณมีความถี่อยู่นอกช่วงที่กำหนดก็จะถูกลดทอนหรือไม่ยอมให้สัญญาณนั้นผ่านไป สุดท้ายวงจรถองหยุดแถบความถี่ จะทำงานในลักษณะตรงกันข้ามกับตัวกรองแถบความถี่ผ่าน กล่าวคือ สัญญาณที่อยู่

ในช่วงความถี่ที่กำหนดไว้จะไม่ยอมให้ผ่าน แต่สัญญาณที่อยู่นอกเหนือความถี่ที่กำหนดไว้ยอมให้ผ่านได้ ดังนั้นการเลือกตัวกรองที่เหมาะสม จะต้องทราบความถี่หรือช่วงความถี่ของสัญญาณที่ต้องการหรือไม่ต้องการ เพื่อที่จะกำจัดสัญญาณที่ต้องการหรือไม่ต้องการออก (He, Sun, and Tang 2010)

- การกรองโดยการเฉลี่ยจากหลายภาพ

การกรองวิธีนี้จะใช้ในกรณีที่มีชุดของภาพหลายภาพที่มีคุณภาพต่ำ โดยการสร้างภาพใหม่ที่มีคุณภาพสูงกว่าภาพชุดเดิม กล่าวคือ หากความเข้มแสงของจุดภาพหนึ่งมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น ก็สามารถที่จะนำข้อมูลความเข้มแสงของจุดนั้นจากภาพอื่นมาแทนกันได้ ซึ่งแต่ละจุดในภาพก็จะเกิดจากการเฉลี่ยจากจุดที่ตรงกันของภาพต่างๆในชุดภาพนั้นๆ โดยทั่วไปการกรองโดยการเฉลี่ยจะมีอยู่ 3 แบบ ดังนี้

- 1) การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (Mean filtering)

วิธีการนี้จะใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ของจุดทั้งหมด หากมีภาพขนาด $N \times M$ ทั้งหมด K ภาพ เราสามารถคำนวณหาภาพใหม่ได้ดังนี้

$$\hat{I}(x, y) = \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K I_j(x, y) \quad (2.6)$$

$\hat{I}(x, y)$ คือความเข้มแสงของจุด ณ ตำแหน่ง (x, y) ในภาพผลลัพธ์
 $I_j(x, y)$ คือความเข้มแสงของจุด ณ ตำแหน่ง (x, y) ในภาพที่ j

วิธีนี้เป็นกรลดทอนสัญญาณรบกวน ภาพที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนลดลง (Restrepo and Bovik 1988)

- 2) การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (Median filtering)

เนื่องจากค่ามัธยฐาน คือค่าที่อยู่ตรงกลาง เมื่อนำข้อมูลมาเรียงลำดับจากน้อยไปมาก หรือจากมากไปน้อย ดังนั้นวิธีการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน ก็คือการนำเอาความเข้มแสงของจุดที่ตรงกันในภาพต่างๆมาเรียงลำดับจากมากไปน้อยหรือจากน้อยไปมาก จากนั้นก็เลือกค่าที่อยู่ตรงกลาง

ไปใช้ แต่หากจำนวนภาพทั้งหมดเป็นจำนวนคู่ ก็จะนำค่าทั้งสองที่อยู่ตรงกลางนั้นมาหาค่าเฉลี่ย ซึ่งวิธีการกรองแบบมัลติฐานนี้มีข้อดีที่ว่าไม่ทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ออกมาสูญเสียความคมชัด แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากกรรมวิธีเป็นการเรียงลำดับข้อมูลดังนั้นจะทำให้มีความล่าช้าในการประมวลผลหรือใช้เวลาในการคำนวณสูงนั่นเอง ตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัลติฐาน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.4 (Youlian and Cheng 2011)

ภาพที่ 1	ภาพที่ 2	ภาพที่ 3	ภาพผลลัพธ์
1 2 1 3	2 3 4 3	3 2 1 4	2 2 1 3
4 2 2 1	5 3 4 1	2 1 4 0	4 2 4 1
0 1 1 3	3 2 4 2	1 4 2 0	1 2 2 2
2 2 1 1	1 3 1 2	2 4 0 2	2 3 1 2

ภาพประกอบที่ 2.4 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัลติฐานของข้อมูลภาพ 3 ภาพ

3) การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม (Modal filtering)

ค่าฐานนิยมเป็นค่ากลางที่นำมาใช้ในกรณีที่มีข้อมูลมีการซ้ำกันมากๆ ดังนั้นค่าฐานนิยมก็เป็นตัวแทนของข้อมูลที่สามารถอธิบายลักษณะที่เกิดขึ้นของข้อมูลทั้งหมด ซึ่งในการนำมาประยุกต์เป็นตัวกรองข้อมูลภาพนั้น จะเป็นการเลือกระดับความเข้มแสงที่خب่อยที่สุดที่จะถูกเลือกไปใช้ วิธีนี้จะเหมาะกับการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นไม่บ่อยบนภาพ ตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.5 (Nitzberg and Shiota 1992)

ภาพที่ 1	ภาพที่ 2	ภาพที่ 3	ภาพผลลัพธ์
1 2 1 3	2 3 4 3	3 2 1 4	2 2 1 3
4 2 2 1	5 3 4 1	2 1 4 0	4 2 4 1
0 1 1 3	3 2 4 2	1 4 2 0	1 2 2 2
2 2 1 1	1 3 1 2	2 4 0 2	2 3 1 2

ภาพประกอบที่ 2.5 การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม ของข้อมูลภาพ 3 ภาพ

2.3.3 เทคนิคการทำเป็นภาพลักษณะฐานสอง (Image binarization)

เป็นเทคนิคที่ใช้ในการดำเนินการในส่วนของการประมวลผลภาพก่อน (Preprocessing) ซึ่งจะใช้ประโยชน์ในเรื่องของการหาความแตกต่างของวัตถุกับพื้นหลัง ซึ่งเทคนิคการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสองจะอาศัยหลักการค่าการขีดแบ่ง (Threshold) ใช้เพื่อเปลี่ยนภาพระดับสีเทา ที่มีค่าความเข้มของสี (Intensity) อยู่ระหว่าง 0-255 ให้เป็นภาพที่มีค่าความเข้มสีเพียงสองระดับ คือ สีดำ (0) และสีขาว (1) ภายใต้เงื่อนไขที่ว่า หากความเข้มสีของจุดภาพใดมีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับค่าขีดแบ่ง ให้จุดภาพนั้นมีค่าเป็นสีดำ แต่ถ้ามีค่าสูงกว่าค่าขีดแบ่งให้จุดภาพนั้นมีค่าเป็นสีขาว โดยสามารถเขียนให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันได้ดังนี้

$$g(x) = \begin{cases} 0 & \text{if } f(x, y) \leq T \\ 1 & \text{if } f(x, y) > T \end{cases} \quad (2.7)$$

โดย $g(x)$ คือ ค่าของรูปภาพที่ได้จากการแปลงภาพให้มีค่าเพียง 1 หรือ 0

$f(x,y)$ คือ ค่าระดับสีเทาของจุดภาพที่พิกัด (x,y)

T คือ ค่าการขีดแบ่ง

การเลือกใช้ค่าการขีดแบ่งสามารถแบ่งได้ออกเป็น 2 แบบ คือ ค่าการขีดแบ่งส่วนกลาง (Global threshold) และ ค่าการขีดแบ่งเฉพาะที่ (Local threshold หรือ Adaptive threshold)

ค่าการขีดแบ่งส่วนกลาง เป็นการใช้ค่าการขีดแบ่งค่าเดียวกันทั้งภาพ ซึ่งเป็นกระบวนการที่ใช้ในการแยกวัตถุ ที่มีความแตกต่างจากภาพพื้นหลังของภาพ การจำแนกแต่ละกลุ่มของจุดภาพว่าเป็นวัตถุเดียวกันหรือว่าเป็นภาพพื้นหลังสามารถกำหนดค่าให้กับภาพต้นฉบับได้ และค่าการขีดแบ่งที่ใช้นั้นจะเป็นค่าเดียวกันทั้งภาพ โดยใช้ภาพแห่งความถี่ในการหาค่าการขีดแบ่งได้จากค่าที่น้อยที่สุดที่อยู่ระหว่างยอดทั้งสอง มีหลักการในการแบ่งคือ ค่าที่อยู่ทางซ้ายของค่าการขีดแบ่งจะเป็นสีดำ ส่วนค่าที่อยู่ทางขวามือของค่าการขีดแบ่งจะเป็นสีขาว

ค่าการขีดแบ่งเฉพาะที่ เป็นการแบ่งภาพหลักออกเป็นภาพย่อยๆ ที่แต่ละภาพย่อยเหล่านั้นจะมีค่าการขีดแบ่งเป็นของตัวเอง กล่าวคือการทำค่าการขีดแบ่งด้วยวิธีนี้เหมาะสำหรับภาพที่มีความสว่างไม่สม่ำเสมอ ดังนั้นจึงหาการขีดแบ่งหลายค่า เพราะแต่ละบริเวณจะใช้ค่าการขีดแบ่งไม่เท่ากัน วิธีการหาค่าการขีดแบ่งทำได้โดยการสร้างหน้าต่างต่าง (Window size) ขึ้นมาขนาด $N \times N$ โดยที่ N นั้นควรเป็นเลขคี่ จากนั้นนำหน้าต่างนี้ไปวางไว้ที่บริเวณหนึ่งของภาพแล้วนำค่าระดับเทา (Gray level)

ของทุกจุดภาพที่อยู่ในขอบเขตของหน้าต่างมาบวกกันแล้วหารด้วยจำนวนช่องทั้งหมดของหน้าต่าง จะได้ค่าการขีดแบ่งภายในหน้าต่างนั้น และทำการหาค่าการขีดแบ่งเช่นนี้ไปเรื่อยๆกับบริเวณที่ไม่ซ้ำกันจนกระทั่งได้มีการกำหนดค่าการขีดแบ่งครบในทุกจุดภาพ ถ้าค่าระดับเทาของจุดภาพมีค่ามากกว่าค่าการขีดแบ่งของจุดภาพนั้น จะกำหนดให้เป็นสีขาว แต่ถ้าค่าระดับเทาของจุดภาพนั้นน้อยกว่าค่าการขีดแบ่งของจุดภาพก็จะกำหนดให้เป็นสีดำ ทำเช่นนี้จนครบทุกจุดภาพก็จะได้ผลลัพธ์เป็นภาพขาวดำ (Su, Lu, and Tan 2011)

2.3.4 เทคนิคการแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง (Image segmentation)

เป็นกระบวนการของการแบ่งภาพดิจิทัลได้ในหลายๆส่วน วัตถุประสงค์ของการแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง คือการลดความซับซ้อนและเปลี่ยนการแสดงผลของภาพเพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ โดยปกติจะใช้เพื่อค้นหาวัตถุและขอบเขตในภาพ กระทำโดยการกำหนดตัวแทนทุกจุดภาพในภาพนั้นๆ ซึ่งอาจจะใช้ตัวแทนของจุดภาพร่วมกันเพื่อให้เห็นลักษณะบางอย่างของภาพ โดยเทคนิคการแยกวัตถุออกจากพื้นหลังนี้จะมีวิธีการอยู่หลายวิธีดังนี้

- Amplitude segmentation

วิธีการนี้จะพิจารณาวิธีการแบ่งส่วนภาพหลายๆภาพ โดยใช้ค่าการขีดแบ่ง ของความส่องสว่างหรือองค์ประกอบของสีของภาพ ซึ่งมีอยู่หลายวิธีด้วยกัน คือ

- 1) Bilevel Luminance Thresholding วัตถุที่เราสนใจในภาพบางภาพนั้นจะมีความเข้มสีที่คงที่กับพื้นหลัง ซึ่งการแยกวัตถุออกจากพื้นหลังสามารถทำได้ โดยการกำหนดค่าการขีดแบ่ง เข้ามาช่วยแยกวัตถุที่สนใจออกจากพื้นหลังได้
- 2) Multilevel Luminance Thresholding ในกรณีที่มีวัตถุที่เราสนใจอยู่ในภาพนั้นจำนวนมาก ดังนั้นจะต้องใช้ค่าการขีดแบ่งหลายค่า อย่างเช่นมีวัตถุอยู่ในภาพ N วัตถุ ซึ่งในแต่ละวัตถุจะมีช่วงกว้างของความเข้มเท่ากับ R_i (กำหนดได้ด้วยค่าการขีดแบ่ง 2 ค่า คือ T_{i-1}, T_i) สามารถทำการแยกวัตถุออกจากพื้นหลังได้ดังนี้

$$g(x, y) = R_i$$

$$\text{if } (T_{i-1} \leq f(x, y) \leq T_i), \quad i = 1, \dots, N \quad (2.8)$$

ค่าการขีดแบ่ง สามารถหาได้จากกราฟแสดงค่าของสถิติความถี่สะสมของภาพ แต่ในหลาย ๆ กรณีที่การเปลี่ยนแปลงกราฟแสดงค่าของสถิติความถี่สะสมของภาพนั้นไม่สามารถบอกการเปลี่ยนแปลงระหว่างวัตถุได้อย่างชัดเจน ดังนั้นวิธีการแก้ไขที่ทำให้สามารถหาค่าการขีดแบ่งได้ง่ายขึ้นคือการหาขอบของภาพ เพื่อพิจารณาจุดภาพต่างๆของภาพว่าเป็นขอบของวัตถุ

- Region segmentation

สำหรับวิธีการนี้เป็นการ Segmentation โดยการพิจารณาเป็นกลุ่มของข้อมูลภาพและจะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของจุดภาพ ซึ่งมีอยู่หลายวิธีด้วยกัน คือ

- 1) Region Growing เป็นอีกหนึ่งวิธีที่ง่ายที่สุดที่ใช้ในการแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง โดยจะทำการจัดกลุ่มของจุดภาพที่ใกล้เคียงกันมาพิจารณาความเข้มของจุดภาพ

- 2) Split and Merge

Merge region เป็นการสแกนจุดภาพต่าง ๆ ภายในภาพจากจุดภาพแรกไปยังจุดภาพสุดท้ายของภาพไปตามแถวและหลักตามลำดับ ในระหว่างการสแกนก็จะมีการกำหนดจุดภาพนั้นไปยังกลุ่มต่าง ๆ ส่วนการทำ Split region คือเริ่มต้นจะมีการสมมุติว่าทั้งภาพจะมีเพียงหนึ่งกลุ่มเท่านั้น โดยถ้าหากว่าไม่เป็นความจริงก็ให้ทำการแยกกลุ่มนี้ออกเป็นสี่กลุ่มย่อยและจะมีการพิจารณาลักษณะนี้เรื่อย ๆ จนกระทั่งได้กลุ่มของภาพที่มีสมาชิกของกลุ่มที่มีค่าใกล้เคียงกันในระดับที่สามารถยอมรับได้ (homogeneous)

- Boundary detection

ความเป็นไปได้ที่จะทำการแยกภาพออกไปเป็นกลุ่มต่างๆ (Region) โดยการตรวจสอบขอบของวัตถุของแต่ละกลุ่ม สามารถทำได้โดยการหาขอบของภาพ แต่สำหรับบางกรณีที่มีข้อมูลภาพมีสิ่งรบกวนหรือความแตกต่างของความเข้มระหว่างกลุ่มมีน้อยมากทำให้ไม่สามารถหาขอบของวัตถุได้ ดังนั้นวิธีการหาขอบด้วยการเชื่อมขอบ (Edge linking techniques) เป็นวิธีที่สามารถทำได้ โดยการหาขอบนี้จะทำได้โดยการกำหนดเมตริกซ์มาใช้ในการพิจารณาหาขอบซึ่งมีขนาดเป็น 2×2 อัลกอริธึมของวิธีการนี้ก็คือจะทำการสแกนไปตามจุดภาพของภาพตั้งแต่ต้นภาพไปยังท้ายภาพในทางแนวแถวและแนวหลักตามลำดับ โดยในระหว่างการสแกนก็ให้นำจุดภาพรอบข้าง 4 จุดภาพไปทำการเปรียบเทียบกับ

ข้อมูลเมตริกซ์ที่กำหนดไว้ ถ้าไม่มีตรงกับเมตริกซ์ใดเลยก็ให้สแกนไปจุดภาพถัดไป แต่ถ้าตรงกับเมตริกซ์ใด ๆ ก็ให้ทำการเลื่อนตำแหน่งปัจจุบันไปตามทิศทางที่ได้กำหนดไว้ และก่อนที่จะมีการเลื่อนตำแหน่งก็ให้มีการเก็บค่าตำแหน่งปัจจุบันไว้ เนื่องจากตำแหน่งนี้ก็คือตำแหน่งของขอบของวัตถุนั่นเอง และให้ทำอย่างนี้ไปเรื่อย ๆ โดยจะหยุดก็เมื่อพบว่าได้เวียนกลับมาอยู่ที่เดิมแล้ว จุดเริ่มต้นของขอบได้แก่จุดที่มีการเปลี่ยนแปลงทิศทางตามการเลื่อนของเมตริกครั้งแรก การเวียนกลับมาอยู่ที่เดิมแสดงว่าตอนนี้จะได้ขอบของวัตถุแล้วก็ให้ทำการนำข้อมูลส่วนนี้ไปเก็บไว้ยังหน่วยความจำส่วนอื่น ๆ และทำการลบข้อมูลของวัตถุนี้ออกจากหน่วยความจำภาพ ทั้งนี้เพื่อไม่ให้เกิดการนำข้อมูลของวัตถุที่หาพบแล้วมารบกวนการหาวัตถุชิ้นต่อไปภายในภาพอีก (Fu and Mui 1981)

2.3.5 เทคนิคการหาขอบของภาพ (Edge detection)

ขอบภาพ คือชุดของจุดภาพที่ต่อกัน ซึ่งจะอยู่บนขอบของพื้นที่ในภาพ โดยขอบภาพจะช่วยอธิบายถึงรูปร่าง ลักษณะ ขนาด และอื่นๆ ของภาพ การหาขอบภาพเป็นกระบวนการแรกของการแยกภาพเป็นส่วนๆ (Image Segmentation) โดยมีอัลกอริทึมต่างๆ ขึ้นมาใช้เพื่อดึงคุณลักษณะโครงข่ายของขอบภาพออกจากภาพระดับเทา (Gray scale Images) ซึ่งในปัจจุบันการตรวจหาขอบภาพจะแบ่งเป็น 3 วิธี คือ การหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง การหาอนุพันธ์อันดับสอง และการหาอนุพันธ์เพื่อหาจุดสูงสุดและต่ำสุดของข้อมูล

- การตรวจหาขอบภาพด้วยการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (First Order Derivation)
โดยวิธีนี้จะมีการหาขอบภาพในทิศทางแนวนอน (Horizontal) และแนวตั้ง (Vertical) ซึ่งจะเรียกว่าเป็นการหา Gradient ของภาพ โดยจะแสดงในรูปของเวกเตอร์ได้ดังนี้

$$f(x,y) = \text{ค่าความเข้มแสงของจุดภาพตำแหน่ง } (x,y)$$

$$\nabla f = \begin{bmatrix} H_h(x, y) \\ H_v(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} f(x, y) \\ \frac{\partial}{\partial y} f(x, y) \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

โดยที่ $\frac{\partial}{\partial x} f(x, y)$ จะเป็นการหาขอบภาพในทิศทางแนวนอน (x) และ $\frac{\partial}{\partial y} f(x, y)$ จะเป็นการหาขอบภาพในทิศทางแนวตั้ง (y) ส่วนทิศทางของการตรวจหาขอบภาพจะแสดงดังสมการที่ (2.10)

$$\theta = \tan^{-1} \left[\frac{H_v(x,y)}{H_h(x,y)} \right] \quad (2.10)$$

เมื่อ θ = ทิศทางของการตรวจหาขอบภาพ

ในการตรวจหาขอบภาพด้วยวิธีการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง จะมีด้วยกันหลายวิธีซึ่งจะและวิธีจะแตกต่างกันไปตามค่าสัมประสิทธิ์หรือค่าถ่วงน้ำหนัก (Mask Coefficient) ที่นำมาใช้ในการกระทำ (Convolution) รอบๆ จุดภาพภายในภาพ เช่น

การหาขอบด้วย Sobel (Sobel 1978) จะใช้จุดภาพในบริเวณใกล้เคียงที่อยู่บนหน้าฉาก convolution ขนาด 3x3 ในแนวนอน x และแนวตั้ง y เพื่อหา gradient magnitude ของ x และ y จะใช้ค่า Mask Coefficient ดังนี้

$$H_v = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} \quad H_h = \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

การหาขอบด้วย Prewitt (Gao et al. 2010) ใช้จุดภาพในบริเวณใกล้เคียงที่อยู่บนหน้าฉาก convolution ขนาด 3x3 เหมือนวิธีการของ Sobel แต่แตกต่างกันที่ค่า Mask Coefficient โดยจะใช้ค่า Mask Coefficient ดังนี้

$$H_v = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -1 & 0 & +1 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} \quad H_h = \begin{bmatrix} +1 & +1 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

การหาขอบด้วย Robert (Wang and Liu 2012) ใช้หน้าฉาก convolution ขนาด 2x2 และมีค่าสัมประสิทธิ์หรือค่าถ่วงน้ำหนัก 2 ระดับ ดังนี้

$$H_v = \begin{bmatrix} +1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad H_h = \begin{bmatrix} 0 & +1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

- การตรวจหาขอบภาพด้วยการหาอนุพันธ์อันดับสอง (Second Order Derivation)

จะมีการนำสมการที่ผ่านการอนุพันธ์อันดับหนึ่งมาหาค่าอนุพันธ์อีกครั้ง ซึ่งจะได้สมการดังนี้

$$\nabla^2 f = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2}{\partial x^2} f(x, y) \\ \frac{\partial^2}{\partial y^2} f(x, y) \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

ในจุดที่ภาพมีการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้ม เมื่อเราหาอนุพันธ์อันดับที่สองจะได้ผลลัพธ์เป็นศูนย์ หรือวิธีที่เรียกว่า Zero-crossing ซึ่ง Marr และ Hildreth ได้นำมาสร้างเป็นตัวดำเนินการหาขอบภาพในกลุ่มที่ 2 โดยการใช้อนุพันธ์อันดับสองหาอัตราการเปลี่ยนแปลงความเข้มของระดับภาพ Laplacian จะทำหน้าที่เน้นขอบภาพ การหาขอบภาพโดยวิธี Laplacian of Gaussian ภาพต้นฉบับจะต้องทำ convolution กับ Gaussian Filter ซึ่งทำหน้าที่ลดสัญญาณรบกวน (Smoothing) ของภาพที่มีการกระจายแบบปกติ จากนั้นจึงนำไปหาอนุพันธ์อันดับสอง โดยการ convolution กับตัวดำเนินการ Laplacian แล้วหาตำแหน่งในขอบภาพที่เกิด Zero-crossing ซึ่งวิธีการหาขอบภาพของ Haralick Method ใกล้เคียงกับวิธี Laplacian of Gaussian โดยมีความต่างกันที่ smoothing data (Zhang et al. 2010)

สำหรับตัวอย่างของการหาขอบภาพด้วยอนุพันธ์อันดับสอง คือ Laplacian ซึ่งใช้ค่า Mask Coefficient ดังนี้

$$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{หรือ} \quad \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

- การหาอนุพันธ์เพื่อหาจุดสูงสุดและต่ำสุดของข้อมูล (Optimal edge detector)
 การหาขอบด้วย Canny (Canny 1986) ทำโดยใช้หน้าฉาก convolution ที่เป็นอนุพันธ์อันดับหนึ่งของตัวกรองเกาส์เซียน (Gaussian filter) การ convolution หนึ่งมิติ โดยเริ่มจาก convolution ระหว่างภาพต้นฉบับกับ Gaussian filter หลังจากนั้น convolution กับอนุพันธ์อันดับหนึ่งของ Gaussian filter อีกครั้ง โดยแยกทำในแกน x และ y ตามลำดับ จากนั้นนำ x และ y ไปคำนวณหา Gradient ด้วยกระบวนการ Nonmaximun Suppression เพื่อหาจุดภาพที่มีขนาดของ Gradient ตามทิศทางในตำแหน่งนั้นมากที่สุด สมการที่ใช้ในการหาขอบด้วย Canny แสดงดังนี้

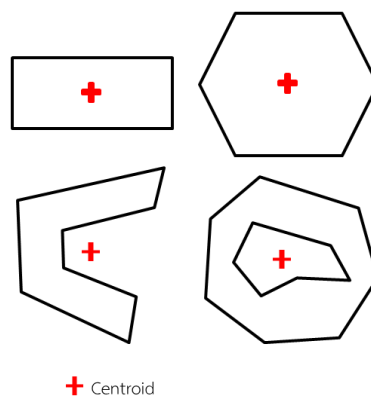
$$G''(x) = \left(-\frac{x}{\sigma^2}\right)e^{-\left(\frac{x^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (2.16)$$

เมื่อ $G''(x)$ = อนุพันธ์อันดับสองของ Gaussian

σ = ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ Gaussian

2.4 หลักการหาเซนทรอยด์ (Centroid)

เซนทรอยด์ คือ จุดศูนย์กลางมวลของพื้นที่หรือวัตถุใดๆ ซึ่งมีการนิยามมาจากเซนทรอยด์ในเชิงคณิตศาสตร์หรือเชิงกายภาพ และมีความสำคัญในการวัดระยะของวัตถุต่อวัตถุในภาพ โดยสามารถคำนวณหาเซนทรอยด์ของรูปร่างต่างๆ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.6



ภาพประกอบที่ 2.6 เซนทรอยด์ของพื้นที่รูปร่างต่างๆ

ในการคำนวณหาเซนทรอยด์จะเริ่มต้นจากการหาโมเมนต์ (Moment) ซึ่งเป็นการวิเคราะห์รูปร่างแบบองค์รวม สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (2.17)

$$m_{p,q} = \sum_{\text{Relevant pixels}} (f(x,y) - f_{\text{background}}) x^p y^q \quad (2.17)$$

โดยที่ $m_{p,q}$ คือ โมเมนต์

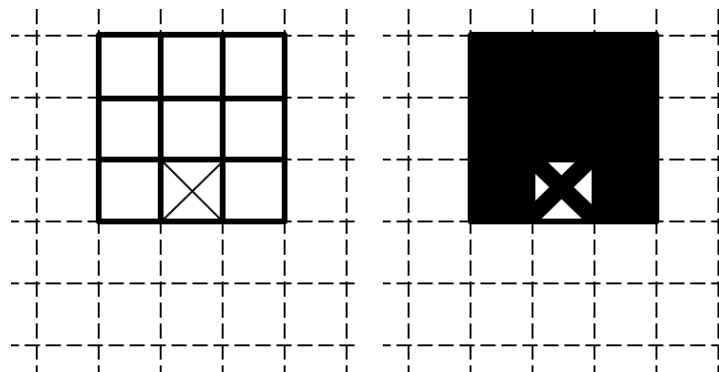
$\sum_{\text{Relevant pixels}} x^p y^q$ คือ Binary bitmaps

เมื่อ $p, q = 0, 1, 2, \dots$

และค่าจุดศูนย์กลางมวลของวัตถุสามารถคำนวณจากสมการที่ (2.18) (Centroid. 2013)

$$\left(\bar{x} = \frac{m_{1,0}}{m_{0,0}}, \bar{y} = \frac{m_{0,1}}{m_{0,0}} \right) \quad (2.18)$$

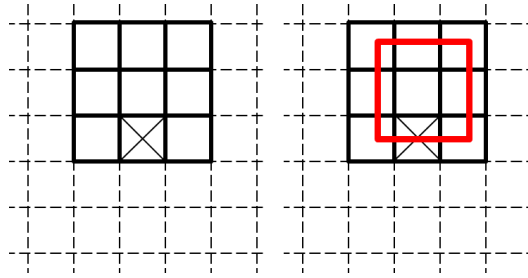
พื้นที่ (Area) คือ จำนวนจริงของจุดภาพในรูปร่าง (Shape) ของบริเวณนั้น โดยทั่วไปจะพิจารณาเป็นพื้นที่สุทธิ (Net area) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.7



ภาพประกอบที่ 2.7 พื้นที่ของบริเวณเท่ากับ 9 จุดภาพ

เส้นรอบรูป (Perimeter) คือ จำนวนจริงของจุดภาพที่บนขอบของบริเวณใดๆ ดังแสดงในสมการที่ (2.19) และภาพประกอบที่ 2.8

$$\text{perimeter} = \sum_{i=1}^{N-1} d_i = \sum_{i=1}^{N-1} |x_i - x_{i+1}| \quad (2.19)$$



ภาพประกอบที่ 2.8 เส้นรอบวงของบริเวณเท่ากับ 8 จุดภาพ

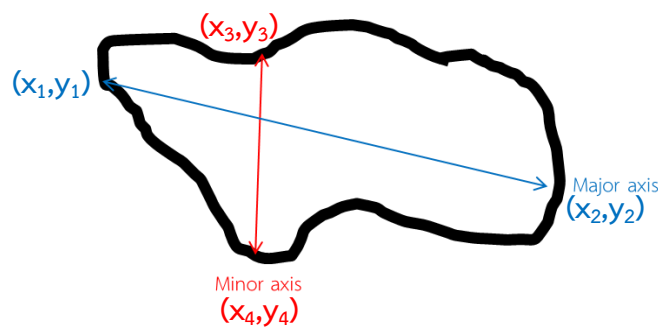
แกนหลัก (Major axis) คือ จุดจบสองจุด (End point) ที่สามารถวาดเส้นที่ยาวที่สุดในบริเวณ อีกทั้งยังสามารถคำนวณระยะและมุม ดังแสดงในสมการที่ (2.20) และ (2.21)

$$\text{major - axis length} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (2.20)$$

$$\text{major - axis angle} = \tan^{-1}\left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}\right) \quad (2.21)$$

แกนรอง (Minor axis) คือ จุดจบสองจุด (End point) ที่สามารถวาดเส้นที่ยาวที่สุดและตั้งฉากกับแกนหลัก ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.9

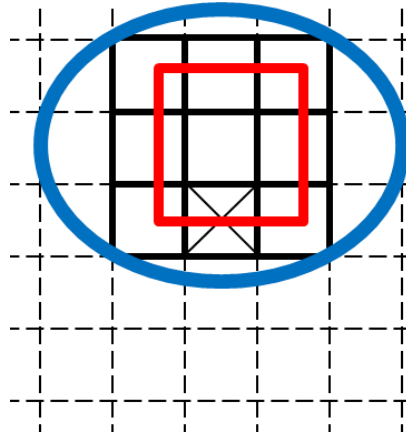
$$\text{minor - axis length} = \sqrt{(x_4 - x_3)^2 + (y_4 - y_3)^2} \quad (2.22)$$



ภาพประกอบที่ 2.9 แกนหลักและแกนรอง

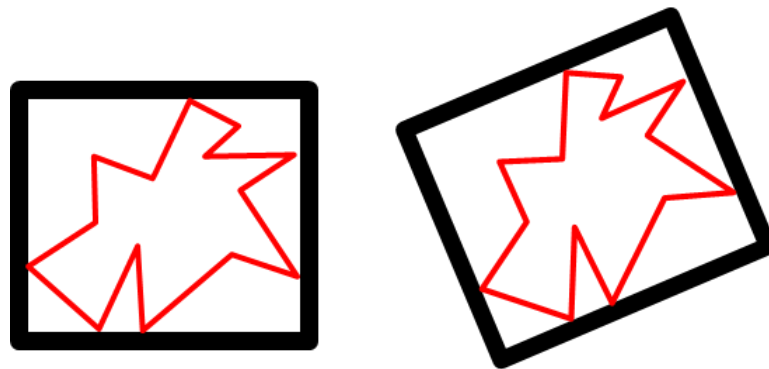
การรวมกันแน่น (Compactness) คือ อัตราส่วนของพื้นที่ต่อพื้นที่ของวงกลมที่เส้นรอบวงเดียว ดังแสดงในสมการที่ (2.23) และภาพประกอบที่ 2.10

$$\text{compactness} = \frac{4\pi \cdot \text{area}}{(\text{perimeter})^2} \quad (2.23)$$



ภาพประกอบที่ 2.10 การรวมกันแน่นของบริเวณ

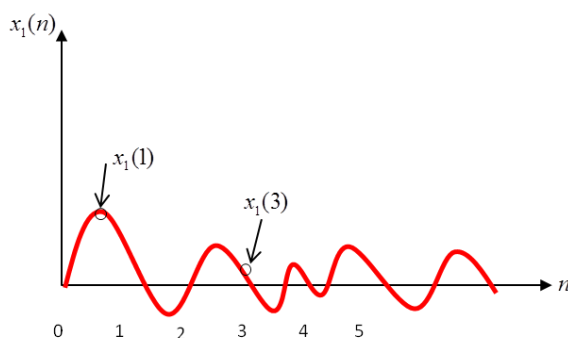
กล่องขอบเขต (Bounding box) คือสี่เหลี่ยมที่สามารถบรรจุบริเวณนั้นๆได้ ซึ่งโดยทั่วไปจะนิยมใช้ สี่เหลี่ยมที่สามารถบรรจุบริเวณที่มีขนาดเล็กที่สุดเรียกว่า Minimal bounding box ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.11



ภาพประกอบที่ 2.11 กล่องขอบเขตและ Minimal bounding box ของบริเวณ

2.5 หลักการสหสัมพันธ์แบบไขว้ (Cross correlation)

ในกรณีที่ต้องการทราบความเหมือนหรือความแตกต่างระหว่างสัญญาณสามารถนำสัญญาณเหล่านั้นมาหาความสัมพันธ์กันหรือเรียกว่าการทำ สหสัมพันธ์ การหาค่าสหสัมพันธ์ของ $x_1(1)$ และ $x_1(3)$



ภาพประกอบที่ 2.12 ค่า $x_1(n)$ ที่เวลา n ต่างกัน

จากภาพประกอบที่ 2.12 เป็นการหาความคล้ายคลึงของ $x_1(1)$ และ $x_1(3)$ ซึ่งสามารถเขียนค่าสหสัมพันธ์นี้ได้คือ $r_{xx}(1,3) = E\{x_1(1)x_1(3)\}$ หรือความสัมพันธ์ดังกล่าวได้ในรูปทั่วไปคือ

$$r_{xx}(n, m) = E\{x_1(n)x_1(m)\} \quad (2.24)$$

ซึ่งเขียนอธิบายได้เป็น

$$r_{xx}(n, m) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x_1(n)x_1(m)p_{x_1x_1}(x_1(n), x_1(m)) dx_1(n)dx_1(m) \quad (2.25)$$

และเนื่องจากค่าสหสัมพันธ์ $r_{xx}(n, m)$ เป็นการหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณ $x_i(n)$ กับ $x_i(m)$ แต่ทั้งคู่เป็น x_i ด้วยกันดังนั้นจึงเรียก $r_{xx}(n, m)$ ว่าเป็นค่าสหสัมพันธ์ตัวเอง (Auto-Correlation) ของ x_i

$$r_{xx}(n, m) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(n)x_i(m) \quad (2.26)$$

ขณะที่ $n=m$ เราได้ว่า

$$r_{xx}(n, m) = r_{xx}(n, n) = E\{x^2(n)\} \quad (2.27)$$

หรืออีกความหมายหนึ่งคือการหาค่าพลังงาน (Energy) หรือค่าเฉลี่ยของกำลังงาน (Average power) ของสัญญาณ $x(n)$ และหากต้องการหาสหสัมพันธ์ของต่างตัวแปรสุ่ม เช่น สหสัมพันธ์ของ $x_1(n)$ และ $y_1(m)$ สามารถหาได้จาก

$$r_{xy}(n, m) = E\{x_1(n)y_1(m)\} \quad (2.28)$$

เรียกค่าสหสัมพันธ์นี้ว่าเป็น สหสัมพันธ์แบบไขว้ (Cross-correlation) (Cross-Correlation. 2012)

ตามที่กล่าวมาทั้งหมดนั้นคือหลักการของสหสัมพันธ์แบบไขว้ที่ใช้กับสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นส่วนใหญ่ และสามารถนำมาใช้กับสัญญาณรูปภาพได้เช่นกัน โดยที่มองข้อมูลภาพให้เป็นสัญญาณ ด้วยการกำหนดให้ระดับความเข้มแสงของแต่ละจุดภาพ คือขนาดของสัญญาณ ตำแหน่งนั้นๆ และเมื่อเทียบความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้ากับสัญญาณภาพสามารถเทียบได้คือ ขนาดของสัญญาณไฟฟ้าคือค่าแรงดัน หรือกระแส แต่ขนาดของข้อมูลภาพคือระดับความเข้มแสงของจุดภาพ ส่วนการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไฟฟ้าเป็นการเปลี่ยนแปลงเทียบกับเวลา และความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าถูกกำหนดโดยอัตราการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณในหนึ่งช่วงเวลา แต่ในทางการเปลี่ยนแปลงข้อมูลภาพเป็นการเปลี่ยนแปลงเทียบกับตำแหน่งของจุดภาพ ส่วนความถี่การเปลี่ยนก็ขึ้นอยู่กับอัตราการเปลี่ยนระดับความเข้มแสงของจุดภาพที่อยู่ถัดไป แต่อย่างไรก็ตามสัญญาณไฟฟ้าก็มีความแตกต่างกับสัญญาณรูปภาพตรงที่สัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณ 1 มิติ ก็คือขนาดกับเวลา แต่ภาพเป็นสัญญาณ 2 มิติ ก็คือ ความเข้มแสงกับ X&Y

สรุปของการหาสหสัมพันธ์ไขว้เป็นการวัดความเหมือนของสัญญาณสองสัญญาณ $x[n]$ และ $y[n]$ ซึ่งทางการประมวลผลสัญญาณสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]y[n-l], l = 0, \pm 1, \pm 2 \quad (2.29)$$

โดย l คือ lag ที่เป็นตัวชี้ time shift ระหว่างสัญญาณโดย $x[n]$ คือ สัญญาณอ้างอิง

2.6 หลักการหาระยะทางและความเร็วการเคลื่อนที่ของวัตถุ

ก่อนที่จะคำนวณหาความเร็วการเคลื่อนที่ของวัตถุ ตัวแปรที่สำคัญที่นำมาประกอบกันเป็นความเร็วนั้นคือระยะทางการเคลื่อนที่ของวัตถุและเวลาที่วัตถุนั้นมีการเคลื่อนที่ โดยที่ความเร็วนั้นเป็นอัตราส่วนของการเคลื่อนที่ของวัตถุที่กำลังเคลื่อนที่อยู่วัตถุหนึ่งว่าจะเคลื่อนที่ไปได้ระยะทางเท่าไรในเวลาหนึ่งหน่วย ซึ่งเป็นปริมาณเวกเตอร์ที่ประกอบด้วยอัตราเร็วและทิศทาง ดังแสดงในสมการที่ (2.30)

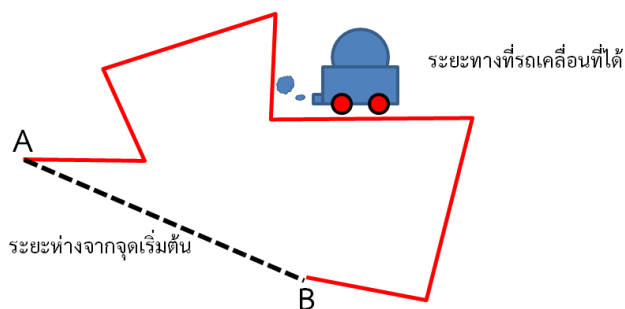
$$\vec{v} = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (2.30)$$

เมื่อ \vec{v} คือ อัตราเร็วและทิศทาง

Δx คือ การกระจัด

Δt คือ เวลา

ดังนั้นระยะทางจึงเป็นตัวแปรแรกที่จะต้องทราบ โดยการหาระยะทางมีนิยามคือ เป็นการหาความยาวระหว่างจุดที่ต้องการ โดยใช้เครื่องมือและวิธีการต่างๆกัน และมีหน่วยความยาวที่เป็นมาตรฐาน และกล่าวอีกนัยคือระยะทางคือความยาวตามเส้นทางที่วัตถุเคลื่อนที่ไปได้ทั้งหมด ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นปริมาณสเกลาร์ คือมีแต่ขนาดอย่างเดียว ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.13



ภาพประกอบที่ 2.13 ระยะทางการเคลื่อนที่ของวัตถุ

จากที่กล่าวมาข้างต้นนั้นคือหลักการพื้นฐานทางฟิสิกส์ที่ใช้ในการหาความเร็วการเคลื่อนที่ของวัตถุ และจากหลักการดังกล่าวนี้ สามารถนำไปประยุกต์ในการหาความเร็วของวัตถุจากภาพได้โดยผ่านกระบวนการประมวลผลภาพ ซึ่งในการหาระยะทางการเคลื่อนที่ของวัตถุบนภาพก็สามารถหาได้จากการเริ่มต้นหาตำแหน่งตัวแทนของวัตถุบนภาพนั้น ซึ่งการหาตำแหน่งดังกล่าวนี้สามารถนำหลักการของเซนทรอยด์เข้ามาช่วยได้ โดยที่ตำแหน่งตัวแทนของวัตถุนั้นจะอยู่ในพิกัด x, y ในบนภาพ จากนั้นก็นำไปหาระยะทางแบบยูคลิเดียน (Euclidean distance) โดยมีนิยามคือ ระยะทางระหว่างจุดสองจุด p และ q คือความยาวของส่วนของเส้นตรง \overline{pq} ถ้า $p = (p_1, p_2, \dots, p_n)$ และ $q = (q_1, q_2, \dots, q_n)$ ในระบบพิกัดคาร์ทีเซียนเป็นจุดสองจุดปริภูมิยูคลิเดียน n มิติ ระยะทางระหว่างจุด p กับ q คำนวณได้จากสมการที่ (2.31)

$$\begin{aligned} d(p, q) &= \sqrt{(p_1 - q_1)^2 + (p_2 - q_2)^2 + \dots + (p_n - q_n)^2} \\ &= \sqrt{\sum_{i=1}^n (p_i - q_i)^2} \end{aligned} \quad (2.31)$$

เมื่อทราบระยะทางการเคลื่อนที่ของวัตถุในภาพแล้ว ตัวแปรถัดมานั้นคือเรื่องของเวลาที่วัตถุนั้นเคลื่อนที่ โดยในทางการประมวลผลภาพสามารถหาเวลาได้จากอัตราการแสดงภาพต่อวินาทีของไฟล์วิดีโอดิจิทัล นั่นคือ Frame rate ดังนั้นโดยสรุปความเร็วของวัตถุที่เคลื่อนที่ในภาพสามารถคำนวณได้ตามสมการที่ (2.32) (Euclidean Distance. 2013)

$$\text{Velocity} = \frac{\text{Distance}}{\text{Frame rate}} \quad (2.32)$$

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

ในงานวิทยานิพนธ์นี้เป็นการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการประมาณความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดจลภาคซึ่งประกอบด้วยหลอดเลือดแดงเล็ก หลอดเลือดดำเล็ก และหลอดเลือดฝอย รวมถึงการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด โดยอาศัยหลักการประมวลผลภาพเข้ามาประยุกต์ใช้ในการพัฒนาโปรแกรม

เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัยประกอบด้วย

- ด้านฮาร์ดแวร์ : คอมพิวเตอร์ ซึ่งมี
 - Processor 2.4 GHz Intel Core 2 Duo
 - Memory 4 GB 1067 MHz DDR3
 - Graphics NVIDIA GeForce 320M 256 MB
- ด้านซอฟต์แวร์
 - ระบบปฏิบัติการ OS X version 10.8.5
 - โปรแกรม MATLAB R2010b

- ไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นไฟล์ที่ถูกบันทึกผ่านกล้องบันทึกวิดีโอที่เชื่อมต่อกับกล้องจุลทรรศน์

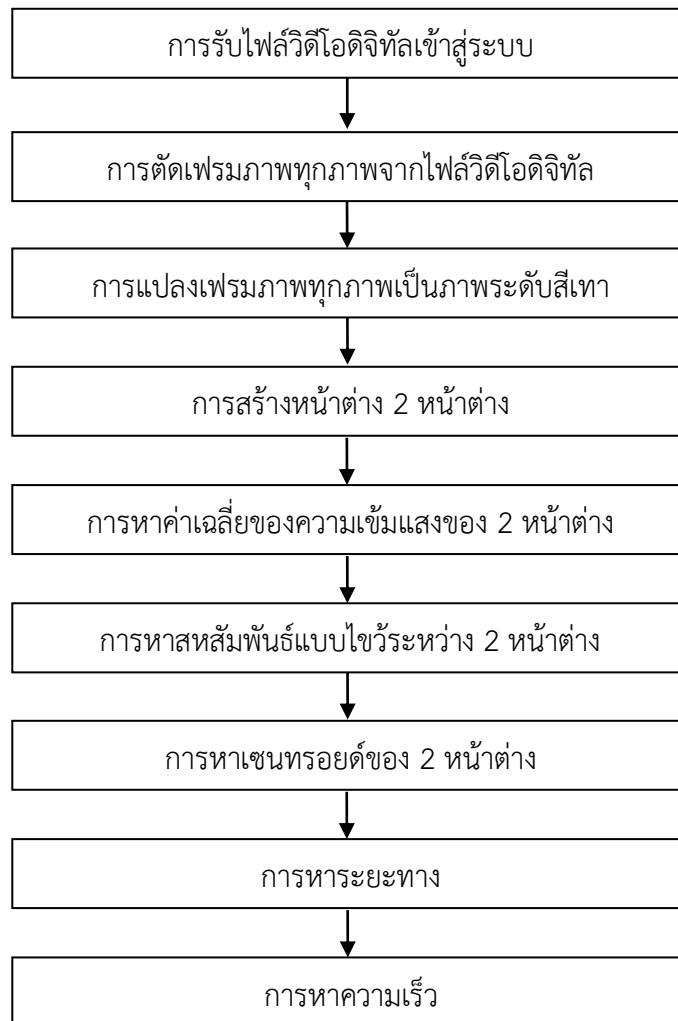
โดยในขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยจะประกอบด้วย 5 ส่วน คือ 1) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก ที่อาศัยทฤษฎีสัมพันธ์แบบไขว้และทฤษฎีเซนทรอยด์ 2) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย ซึ่งอาศัยหลักการประมวลผลภาพและทฤษฎีเซนทรอยด์ 3) การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด อาศัยหลักการยูคลิเดียนเพื่อหาระยะทางระหว่างจุดสองจุด 4) การสร้างกราฟฟิกเพื่อการใช้งาน และ 5) การตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม โดยมีรายละเอียดของงานดังนี้

3.1 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก

เนื่องจากลักษณะของหลอดเลือดจุลภาค มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่น้อยกว่า 100 ไมโครเมตร และขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดงประมาณ 7-8 ไมโครเมตร ดังนั้นลักษณะการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดเลือดจุลภาคจะมีลักษณะเคลื่อนที่ไปตามน้ำเลือดโดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง และมีลักษณะการไหลเป็นลำ ซึ่งหากสังเกตลักษณะการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงเดี่ยวๆ นั้นเป็นไปได้ยาก ดังนั้นการในการพิจารณาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กจำเป็นต้องพิจารณาเป็นภาพรวมของการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดง ซึ่งอาศัยความสัมพันธ์ของสัญญาณที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มแสงที่เปลี่ยนไปในแต่ละจุดภาพ และในการพัฒนาโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กนี้ เป็นการนำ Code ของสหสัมพันธ์แบบไขว้ของ Steve มาปรับปรุงและพัฒนา โดยมีรายละเอียดการทำงานดังภาพประกอบที่ 3.1

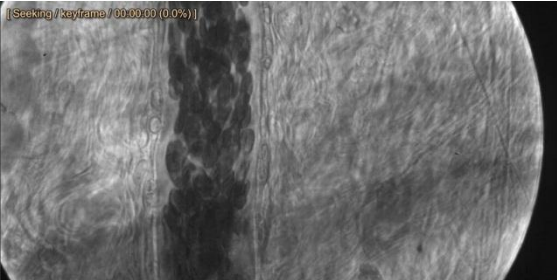
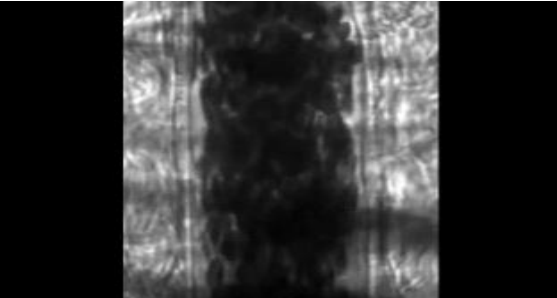
3.1.1 การรับไฟล์วิดีโอดิจิทัลเข้าสู่ระบบ

เป็นขั้นตอนการรับไฟล์วิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กเข้าสู่การวิเคราะห์ โดยไฟล์วิดีโอดิจิทัลมาจากการบันทึกภาพการไหลของเลือดในสัตว์ทดลอง เช่น จากการทำ Dorsal skin window ของหนูแฮมสเตอร์ จากห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด จากเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อในถุงอัณฑะ (Cremaster muscle) ของหนูขาวใหญ่ เป็นต้น และถูกบันทึกการไหลของเลือดโดยกล้องวิดีโอที่เชื่อมต่อกับกล้องจุลทรรศน์ โดยคุณสมบัติของไฟล์วิดีโอที่ออกมาจะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของกล้องวิดีโอที่ทำการบันทึก เช่น ความละเอียดของภาพ อัตราการแสดงภาพต่อวินาที ขนาดของไฟล์ภาพ และจำนวนเฟรมทั้งหมด ซึ่งคุณสมบัติของไฟล์วิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กที่ใช้ในงานวิจัยมีดังตารางที่ 3.1


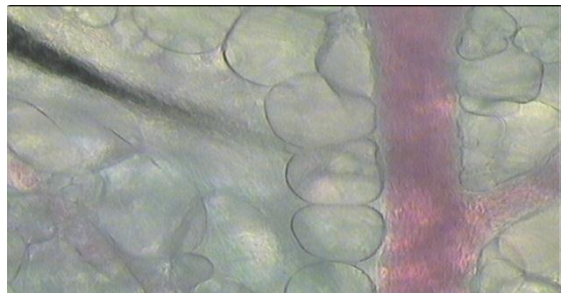


ภาพประกอบที่ 3.1 ขั้นตอนการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก

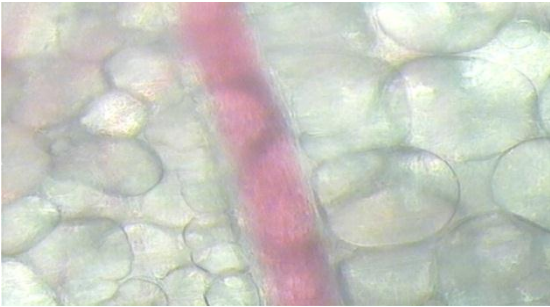
ตารางที่ 3.1 ไฟล์วิดีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	คุณสมบัติ
<p style="text-align: center;">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 1</p> 	<p>นามสกุลไฟล์ : mp4 อัตราการแสดงภาพต่อวินาที : 30 เฟรมต่อวินาที ขนาดเฟรมภาพ : 1024 x 512 ที่มา : ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด มหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนียซานดิเอโก ประเทศสหรัฐอเมริกา กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : High speed digital imaging camera (Photron FASTCAM 1024 PCI) บันทึกภาพ 1000 เฟรมต่อวินาที</p>
<p style="text-align: center;">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 2</p> 	<p>นามสกุลไฟล์ : mp4 อัตราการแสดงภาพต่อวินาที : 30 เฟรมต่อวินาที ขนาดเฟรมภาพ : 320 x 240 ที่มา : ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด มหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนียซานดิเอโก ประเทศสหรัฐอเมริกา กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : High speed digital imaging camera (Photron FASTCAM 1024 PCI) บันทึกภาพ 1000 เฟรมต่อวินาที</p>

ตารางที่ 3.1 (ต่อ) ไฟล์วิดีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	คุณสมบัติ
<p data-bbox="459 517 679 562">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 3</p> 	<p data-bbox="879 472 1114 517">นามสกุลไฟล์ : mp4</p> <p data-bbox="879 524 1358 607">อัตราการแสดงภาพต่อวินาที : 30 เฟรมต่อวินาที</p> <p data-bbox="879 613 1209 658">ขนาดเฟรมภาพ : 640 x 480</p> <p data-bbox="879 665 1401 748">ที่มา: ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด คณะแพทยศาสตร์</p> <p data-bbox="879 754 1203 799">มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์</p> <p data-bbox="879 806 1374 851">กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x</p> <p data-bbox="879 857 1362 994">Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels</p> <p data-bbox="879 1001 1342 1046">กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : Sony SSC-G818</p> <p data-bbox="879 1052 1214 1097">บันทึกภาพ 30 เฟรมต่อวินาที</p>
<p data-bbox="459 1285 679 1330">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 4</p> 	<p data-bbox="879 1196 1114 1240">นามสกุลไฟล์ : mp4</p> <p data-bbox="879 1247 1406 1330">อัตราการแสดงภาพต่อวินาที : 30 เฟรมต่อวินาที</p> <p data-bbox="879 1337 1209 1382">ขนาดเฟรมภาพ : 640 x 480</p> <p data-bbox="879 1388 1406 1471">ที่มา: ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด คณะแพทยศาสตร์</p> <p data-bbox="879 1478 1203 1523">มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์</p> <p data-bbox="879 1529 1374 1574">กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x</p> <p data-bbox="879 1581 1406 1718">Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels</p> <p data-bbox="879 1724 1342 1769">กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : Sony SSC-G818</p> <p data-bbox="879 1776 1214 1821">บันทึกภาพ 30 เฟรมต่อวินาที</p>

ตารางที่ 3.1 (ต่อ) ไฟล์วิดีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	คุณสมบัติ
<p data-bbox="459 533 679 573">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 5</p> 	<p data-bbox="879 488 1114 528">นามสกุลไฟล์ : mp4</p> <p data-bbox="879 533 1406 618">อัตราการแสดงภาพต่อวินาที : 30 เฟรมต่อวินาที</p> <p data-bbox="879 629 1209 669">ขนาดเฟรมภาพ : 768 x 576</p> <p data-bbox="879 674 1390 763">ที่มา: ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด คณะแพทยศาสตร์</p> <p data-bbox="879 768 1203 808">มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์</p> <p data-bbox="879 813 1374 956">กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels</p> <p data-bbox="879 960 1342 1001">กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : Sony SSC-G818</p> <p data-bbox="879 1005 1214 1046">บันทึกภาพ 30 เฟรมต่อวินาที</p>

3.1.2 การตัดเฟรมภาพทุกภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล

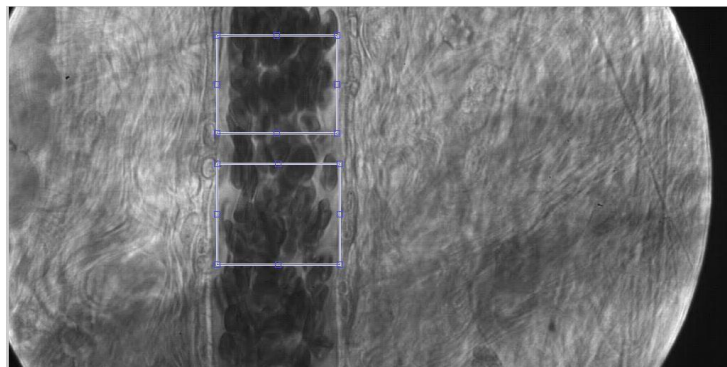
เนื่องจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นการนำภาพหลายๆภาพมาเรียงกันจนเป็นภาพวิดีโอการเคลื่อนที่ ซึ่งในการวิเคราะห์นั้นเพื่อให้ง่ายต่อการประมวลผลจะต้องแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลทั้งหมดให้เป็นเฟรมภาพ ก่อนที่จะไปสู่กระบวนการแปลงภาพในลำดับต่อไป

3.1.3 การแปลงไฟล์ภาพทุกภาพเป็นภาพระดับสีเทา

หลังจากการตัดเฟรมภาพทุกภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล ในขั้นตอนนี้เป็น การนำเฟรมภาพสีทุกภาพมาทำการแปลงเป็นภาพระดับสีเทา เนื่องจากภาพสีเป็นเพียงองค์ประกอบที่ทำให้ภาพมีมิติมากขึ้น หากนำภาพสีมาใช้จะทำให้เกิดความยุ่งยากในการประมวลผล จึงจำเป็นต้องแปลงภาพสีเหล่านั้นให้เป็นภาพระดับสีเทา เพื่อให้ง่ายและมีความรวดเร็วต่อการประมวลผล

3.1.4 การสร้างหน้าต่าง 2 หน้าต่าง

ขั้นตอนนี้เป็นการสร้างหน้าต่างสี่เหลี่ยม 2 หน้าต่างมาเพื่อที่จะให้เลือกตำแหน่งที่ต้องการจะทราบความเร็วการไหลของเลือด โดยทั้ง 2 หน้าต่าง ผู้ใช้จะเป็นผู้กำหนดขนาดของหน้าต่างเอง ดังภาพประกอบที่ 3.2



ภาพประกอบที่ 3.2 การสร้างหน้าต่าง 2 หน้าต่าง ของไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 1

3.1.5 การหาค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงของ 2 หน้าต่าง

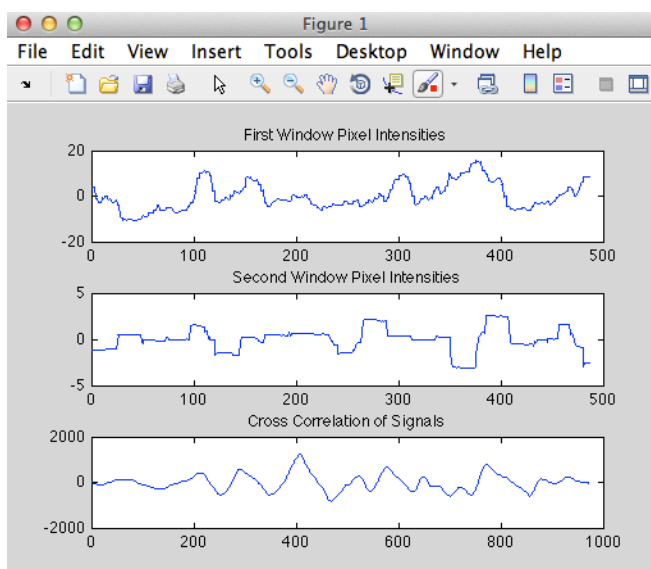
ในขั้นตอนนี้เป็นการหาค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงในบริเวณที่ได้ทำการเลือกด้วยหน้าต่างที่สร้างขึ้น โดยในภายหน้าต่างที่ทำการเลือกนั้นจะมีค่าความเข้มแสงในแต่ละจุดภาพ ซึ่งจะนำค่าความเข้มแสงในแต่ละจุดภาพมาบวกกันแล้วหารด้วยจำนวนจุดภาพทั้งหมดในหน้าต่าง ทำอย่างนี้ไปทุกๆเฟรมภาพที่สุ่มมา โดยค่าที่ได้นั้นจะถูกเก็บค่าไว้ในตัวแปรที่กำหนดไว้ ณ ที่นี้คือตัวแปร AllIntensity ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.3

Name	Value	Min	Max
A	<1x1 VideoReader>		
AllIntensity1	<1x400 double>	56.4114	74.040
AllIntensity2	<1x400 double>	59.6323	78.040
BW1	<512x1024 logical>	<Too ...>	<Too ...>
BW1d	<512x1024 double>	<Too ...>	<Too ...>
BW2	<512x1024 logical>	<Too ...>	<Too ...>
BW2d	<512x1024 double>	<Too ...>	<Too ...>
N	400	400	400
Stats	<1x1 struct>		
ans	[311.0000,44,143.0000...]	44	311.00
center1	<1x1 struct>		
center2	<1x1 struct>		

ภาพประกอบที่ 3.3 ค่าเฉลี่ยของความเข้มแสงของ 2 หน้าต่าง

3.1.6 การหาความสัมพันธ์แบบไขว้ระหว่าง 2 หน้าต่าง

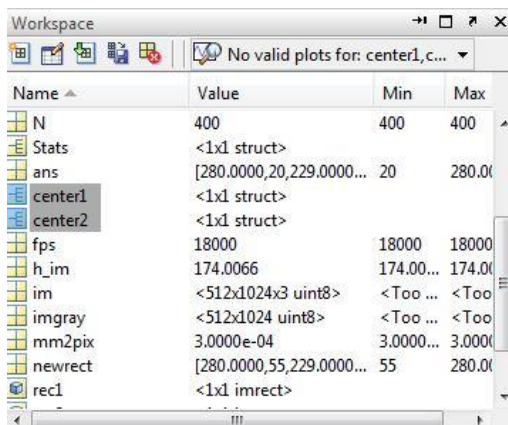
วัตถุประสงค์ของขั้นตอนนี้เพื่อที่จะหาค่า lag ซึ่งเป็นตัวชี้ time shift ระหว่างสัญญาณความเข้มแสงของทั้ง 2 หน้าต่าง โดยการนำสัญญาณความเข้มแสงของทั้ง 2 หน้าต่างนั้นมาหาความสัมพันธ์ของสัญญาณ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.4 ซึ่งกำหนดให้ระดับความเข้มแสงคือ ขนาดของสัญญาณ และการเปลี่ยนแปลงข้อมูลภาพเป็นการเปลี่ยนแปลงเทียบกับตำแหน่งของจุดภาพ ส่วนความถี่ก็ขึ้นอยู่กับอัตราการเปลี่ยนแปลงระดับความเข้มแสงของจุดภาพที่อยู่ถัดไป แต่อย่างไรก็ตามก่อนที่จะหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณความเข้มแสงของทั้ง 2 หน้าต่าง จะต้องทำการ normalize สัญญาณที่อยู่ใกล้ 0 โดยลบค่าเฉลี่ยของจุดภาพก่อนเสมอ เพื่อความสะดวกในการเปรียบเทียบ



ภาพประกอบที่ 3.4 ผลการหาความสัมพันธ์แบบไขว้ของสัญญาณความเข้มแสงของ 2 หน้าต่าง

3.1.7 การหาเซนทรอยด์ของ 2 หน้าต่าง

ขั้นตอนนี้เป็นการหาตำแหน่งเซนทรอยด์ของหน้าต่างสี่เหลี่ยมทั้งสอง โดยใช้ทฤษฎีการหาเซนทรอยด์ของภาพ วัตถุประสงค์ของการหาเซนทรอยด์เพื่อที่จะเป็นตัวแทนหรือตำแหน่งที่จะนำไปใช้ในขั้นตอนการคำนวณหาระยะทางระหว่างหน้าต่างสี่เหลี่ยมทั้งสอง ณ ที่นี้จะให้เก็บค่าเซนทรอยด์ไว้ในตัวแปร center ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.5



ภาพประกอบที่ 3.5 การหาเซนทรอยด์ของ 2 หน้าต่าง

3.1.8 การหาระยะทาง

เมื่อทราบตำแหน่งของเซนทรอยด์ของทั้ง 2 หน้าต่าง ในขั้นตอนนี้ก็จะเป็นการหาระยะทางระหว่างจุดสองจุด โดยอาศัยหลักการคำนวณหาระยะทางแบบยูคลิเดียน ที่กล่าวไว้ว่า ตำแหน่งเซนทรอยด์ที่หามาได้นั้นจะอยู่ในระบบพิกัดคาร์ทีเซียน ซึ่งระยะทางระหว่างเซนทรอยด์สองตำแหน่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.31 ผลลัพธ์ที่ได้จะออกในเป็นค่าระยะทางในหน่วยของจุดภาพ

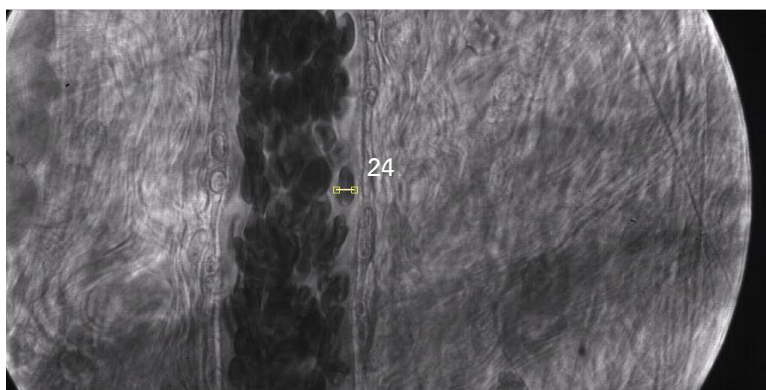
3.1.9 การหาความเร็ว

ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนสุดท้าย ซึ่งเมื่อทราบตัวแปรที่จะนำมาคำนวณหาความเร็ว นั่นคือ ระยะทาง และเวลา ก็สามารถนำมาคำนวณเป็นความเร็วได้ตามสมการดังนี้

$$Velocity = \frac{Distance}{\frac{lag}{frame\ rate}} \quad (3.1)$$

แต่เนื่องจากหน่วยของความเร็วที่ออกมา นั้น อยู่ในหน่วยจุดภาพต่อวินาที ซึ่งยากต่อการจินตนาการ ดังนั้นจำเป็นต้องมีการแปลงหน่วยจุดภาพให้เป็นหน่วยทั่วไปคือ ไมโครเมตรต่อวินาที โดยมีหลักการแปลงคือ

- เรียกเฟรมภาพขึ้นมา 1 เฟรม
- สร้างเส้นไม้บรรทัดเพื่อวัดขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดง ซึ่งจะออกมาในหน่วยของจุดภาพ ดังภาพประกอบที่ 3.6



ภาพประกอบที่ 3.6 การวัดขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดง

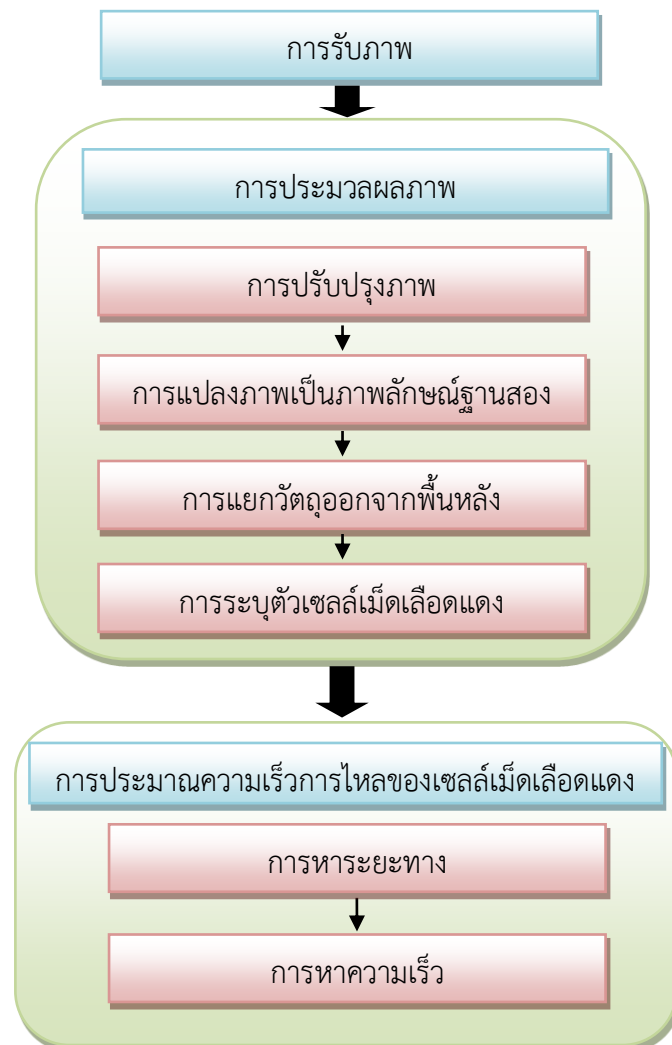
- จากนั้นนำค่าขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหน่วยจุดภาพนั้นมาเทียบกับค่าขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดงปกติ ซึ่งอยู่ที่ค่าประมาณ 7-8 ไมโครเมตร ก็จะได้ว่า 1 จุดภาพเท่ากับกี่ไมโครเมตร

3.2 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

หลอดเลือดฝอยเป็นหลอดเลือดที่มีขนาดเล็กที่สุดในระบบหลอดเลือด โดยมีเส้นผ่าศูนย์กลางเฉลี่ย 6 ไมโครเมตร ซึ่งการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจะมีลักษณะการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงทีละเซลล์ และเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ไหลอยู่จะเป็นลักษณะคล้ายหัวกระสุน เหตุที่เป็นเช่นนี้เพราะว่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของเซลล์เม็ดเลือดแดงอยู่ที่ 7-8 ไมโครเมตร ประกอบกับเซลล์เม็ดเลือดแดงนั้นมีลักษณะเป็นถุง รูปร่างกลม ไม่มีนิวเคลียส ตรงกลางเว้าเข้าหากันทั้งสองด้าน ทำให้รูปร่างเปลี่ยนได้มาก และไม่ทำให้ปริมาตรเปลี่ยน โดยขณะที่ไหลผ่านหลอดเลือดฝอย ปริมาตรจะเพิ่มได้มากโดยแรงตึงผิวและพื้นที่ผิวเปลี่ยนเพียงเล็กน้อย ซึ่งในการหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงจะใช้หลักการประมวลผลภาพ และเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดงเข้ามาช่วยในการวิเคราะห์ความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยมีขั้นตอนการดำเนินงานดังในภาพประกอบที่ 3.7

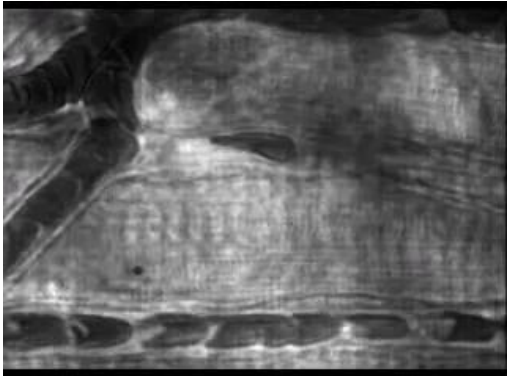
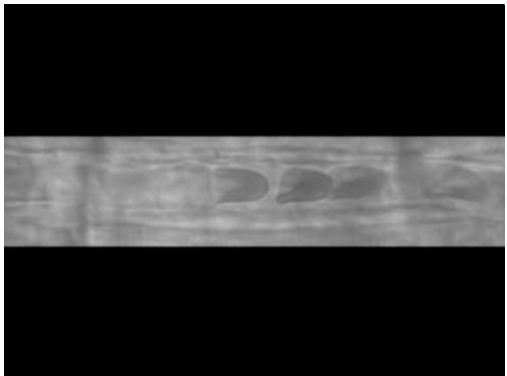
3.2.1 การรับภาพ

เป็นการนำไฟล์วิดีโอดิจิทัล เข้าสู่การประมวลผล โดยไฟล์วิดีโอดิจิทัล ได้มาจากการทำเทคนิค Dorsal skin window chamber ของหนูแฮมสเตอร์ จากห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด มหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนีย ซานดิเอโก ประเทศสหรัฐอเมริกา และจากคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ รวมถึงไฟล์วิดีโอดิจิทัลจากงานวิจัยเรื่อง Peculiar flow patterns of RBCs suspended in viscous fluids and perfused through a narrow tube (25 μm) โดย Hiromi Sakai และคณะ ซึ่งตีพิมพ์ในวารสาร Am J Physiol Heart Circ Physiol. ปี 2552 ซึ่งคุณสมบัติของไฟล์วิดีโอดิจิทัลการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดเลือดฝอยที่ใช้ในงานวิจัยมีดังตารางที่ 3.2

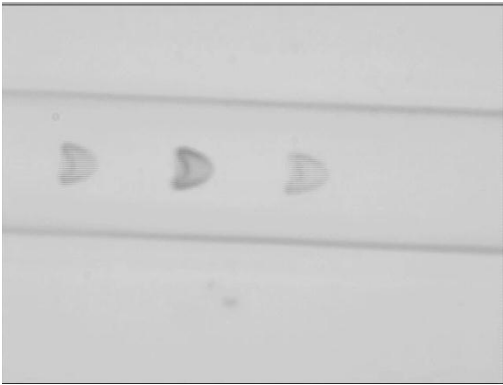
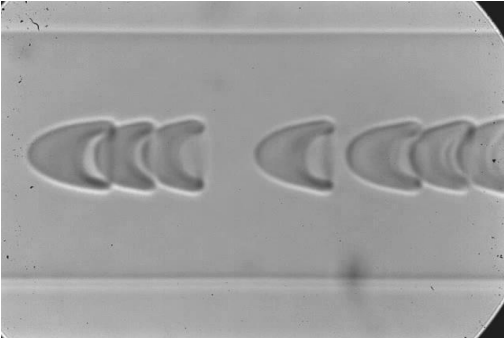


ภาพประกอบที่ 3.7 ขั้นตอนการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

ตารางที่ 3.2 ตัวอย่างไฟล์วิดีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	คุณสมบัติ
	<p>ชื่อไฟล์ : Microcirculation นามสกุลไฟล์ : mp4 อัตราการแสดงผลภาพต่อวินาที : 10 เฟรมต่อวินาที ขนาดเฟรมภาพ : 320 x 240 ที่มา : ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด มหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนียซานดิเอโก ประเทศสหรัฐอเมริกา กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : High speed digital imaging camera (Photron FASTCAM 1024 PCI) บันทึกภาพ 1000 เฟรมต่อวินาที</p>
	<p>ชื่อไฟล์ : single capillary 6 microns diameter นามสกุลไฟล์ : mp4 อัตราการแสดงผลภาพต่อวินาที : 10 เฟรมต่อวินาที ขนาดเฟรมภาพ : 320 x 240 ที่มา : ห้องปฏิบัติการวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือด มหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนียซานดิเอโก ประเทศสหรัฐอเมริกา</p>

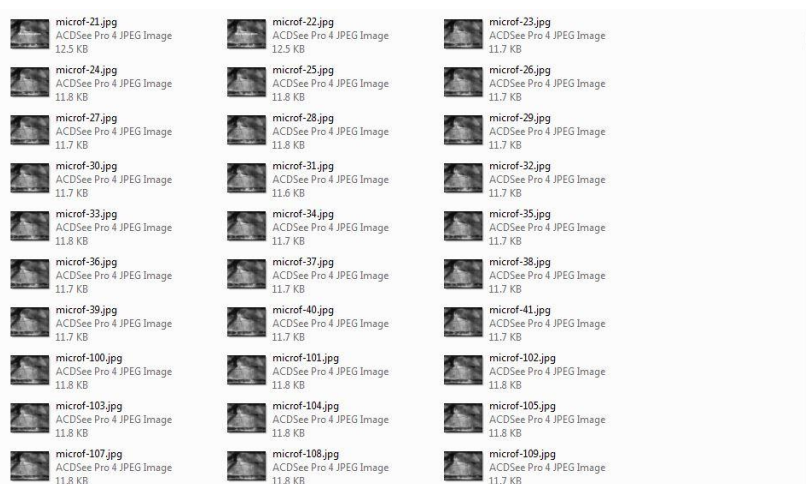
ตารางที่ 3.2 (ต่อ) ตัวอย่างไฟล์วิดีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	คุณสมบัติ
	<p>กล้องจุลทรรศน์ : Olympus BX51W1 40x Water immersion objective and high resolution CCD camera 1000x1000 pixels</p> <p>กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : High speed digital imaging camera (Photron FASTCAM 1024 PCI) บันทึกภาพ 1000 เฟรมต่อวินาที</p>
	<p>ชื่อไฟล์ : video 1</p> <p>นามสกุลไฟล์ : mov</p> <p>อัตราการแสดงภาพต่อวินาที:1200 เฟรมต่อวินาที</p> <p>ขนาดเฟรมภาพ : 640 x 480</p> <p>ที่มา : Peculiar flow patterns of RBCs suspended in viscous fluids and perfused through a narrow tube (25 μm)</p> <p>กล้องจุลทรรศน์ : Olympus UPlanApo with an objective lense of x100 magnification</p> <p>กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : High speed digital imaging camera (Phantom Miro 4M) บันทึกภาพ 1200 เฟรมต่อวินาที</p>
	<p>ชื่อไฟล์ : video 2</p> <p>นามสกุลไฟล์ : mov</p> <p>อัตราการแสดงภาพต่อวินาที : 1200 เฟรมต่อวินาที</p> <p>ขนาดเฟรมภาพ : 640 x 480</p> <p>ที่มา : Peculiar flow patterns of RBCs suspended in viscous fluids and perfused through a narrow tube (25μm)</p>

ตารางที่ 3.2 (ต่อ) ตัวอย่างไฟล์วิดีโอดิจิทัลและคุณสมบัติไฟล์วิดีโอดิจิทัล

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	คุณสมบัติ
	กล้องจุลทรรศน์ : Olympus UPlanApo with an objective lense of x100 magnification กล้องวิดีโอที่ใช้บันทึก : High speed digital imaging camera (Phantom Miro 4M) บันทึกภาพ 1200 เฟรมต่อวินาที

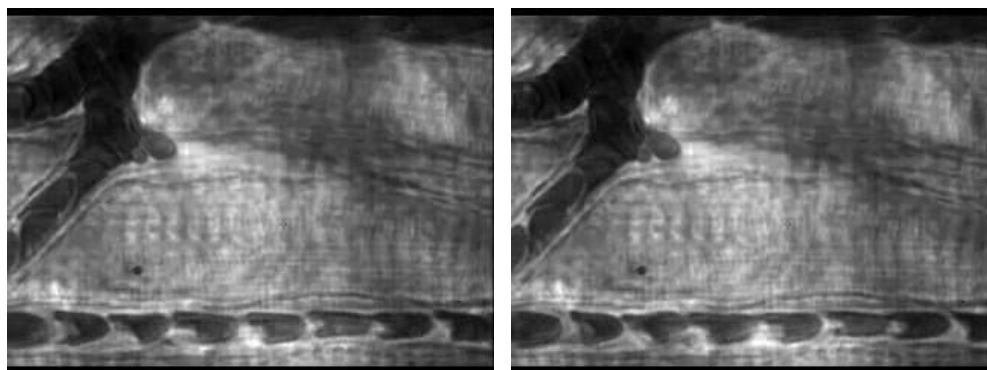
หลังจากโหลดไฟล์วิดีโอดิจิทัลเข้าสู่โปรแกรม จะทำการแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพย่อยๆ ดังในตัวอย่างไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation ที่แสดงในภาพประกอบที่ 3.8 โดยที่เฟรมภาพทั้งหมดจะถูกบันทึกไว้ในโฟลเดอร์ เหตุผลที่ต้องมีการแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพ เนื่องจากในการวิเคราะห์หาความเร็วไม่จำเป็นต้องวิเคราะห์ทั้งไฟล์วิดีโอดิจิทัลเพราะจะทำให้ยุ่งยากในการคำนวณ ซึ่งหลังจากแตกเป็นเฟรมภาพ ก็จะเลือกเฟรมที่สนใจขึ้นมาสองเฟรมภาพที่อยู่ติดกันหรือห่างกันไม่มาก ไปผ่านกระบวนการประมวลผลภาพลำดับต่อไป



ภาพประกอบที่ 3.8 ตัวอย่างไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังจากแตกเป็นเฟรมภาพ

3.2.2 การประมวลผลภาพ

หลังจากที่เลือกเฟรมภาพ 2 เฟรม ที่อยู่ติดกันหรือห่างกันไม่มากได้ แล้ว ดังตัวอย่างในภาพประกอบที่ 3.9



เฟรมภาพที่ 1

เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.9 เฟรมภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation 2 เฟรมภาพที่เลือกมา

จากภาพจะเห็นได้ว่าภาพมีคุณภาพที่ต่ำ ในแง่ของความคมชัดของเซลล์เม็ดเลือดแดง ความเข้มแสงของภาพ และสิ่งรบกวนในภาพ ดังนั้นในขั้นตอนการประมวลผลภาพเป็นสิ่งที่นำเข้ามาปรับปรุงคุณภาพของภาพให้ดียิ่งขึ้น หรือเป็นขั้นตอนการเตรียมความพร้อมก่อนที่นำภาพนั้นๆไปทำการคำนวณหาตำแหน่งของเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดง หาระยะทาง และหาความเร็วตามลำดับ ซึ่งในการประมวลผลภาพจะมีขั้นตอนย่อยๆ เช่น การปรับปรุงภาพ การแปลงภาพเป็นภาพลักษณะฐานสอง การแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง และการระบุตัวเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยมีรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังต่อไปนี้

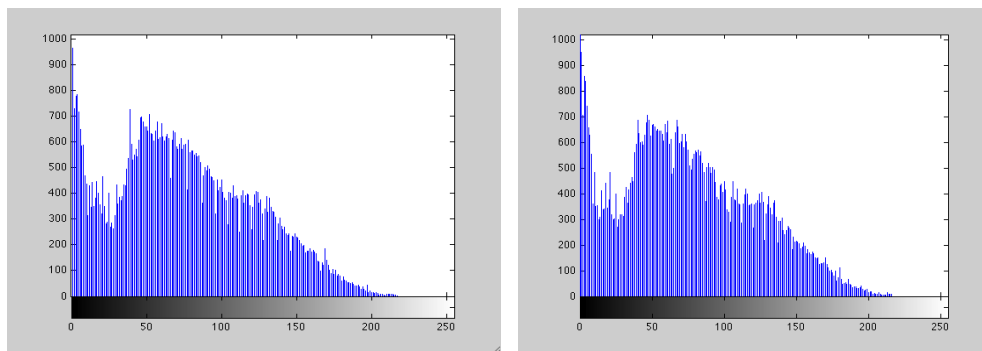
- การปรับปรุงภาพ

การปรับปรุงภาพเป็นขั้นตอนแรกของการประมวลผลภาพ โดยจะทำการแปลงข้อมูลภาพตัวเลขเพื่อที่จะสร้างภาพที่เน้นรายละเอียดที่ต้องการ อย่างเช่นการปรับความมืด ความสว่าง ขอบของเซลล์เม็ดเลือดแดงในภาพ ให้ปรากฏชัดเจนยิ่งขึ้น รวมทั้งการกำจัดสิ่งรบกวนบนภาพอีกด้วย โดยมีกระบวนการปรับปรุงภาพดังภาพประกอบที่ 3.10



ภาพประกอบที่ 3.10 กระบวนการปรับปรุงภาพ

- 1) การแปลงภาพสีเป็นภาพระดับสีเทา เพื่อให้การประมวลผลง่ายและรวดเร็วขึ้น หลังจากที่ภาพสีถูกแปลงเป็นภาพระดับสีเทา จะมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 255 โดยสามารถใช้สมการที่ (2.1) ในการแปลงภาพสีเป็นภาพระดับสีเทา แต่หากไฟล์ภาพที่รับเข้ามาเป็นภาพระดับสีเทาอยู่แล้ว ดังในภาพประกอบที่ 3.9 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation จึงไม่มีการแปลงภาพสีเป็นภาพระดับสีเทาอีก
- 2) การปรับความคมชัดของภาพ ขั้นตอนนี้เป็นการปรับความสว่างบนภาพโดยอาศัยหลักการแบ่งกราฟให้เท่ากัน (Histogram equalization) ซึ่งโดยปกติภาพระดับสีเทาจะมี 256 ระดับ นั่นคือภาพที่ประกอบด้วยจุดภาพที่เป็นโทนสีเทาที่มีความเข้มแตกต่างกัน 256 ระดับ ผสมกันจนกลายเป็นรูป โดยที่จุดภาพในภาพระดับสีเทาจะเป็นค่าความสว่างของภาพในจุดนั้น ดังนั้นภาพระดับสีเทาที่มีความคมชัดต่ำ จึงหมายความว่าภาพที่มีความสว่างทั้งภาพมีความใกล้เคียงกัน ซึ่งถ้านับจำนวนของจุดภาพแล้วนำมาเขียนเป็นแผนภูมิแท่ง โดยให้แกนตั้งคือจำนวนของจุดภาพและแกนนอนคือค่าความสว่าง จะพบว่า ค่าความสว่างของจุดภาพมีลักษณะเกาะกลุ่มกันอยู่แคบๆ ดังในภาพประกอบที่ 3.11



เฟรมภาพที่ 1

เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.11 กราฟแผนภูมิแท่งของจำนวนจุดภาพและค่าความสว่างของเฟรมภาพที่ 1 และ 2 จาก ไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation

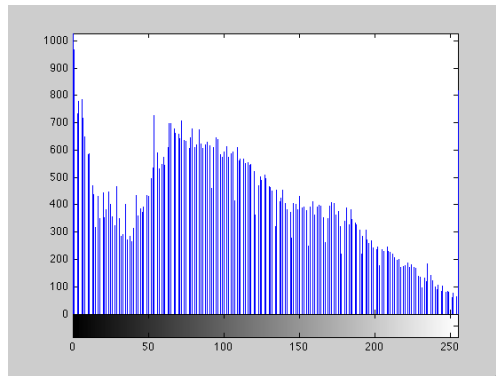
จากภาพประกอบที่ 3.11 เส้นสีน้ำเงินคือจำนวนของจุดภาพที่มีค่าความสว่างตามแกน x โดยการกระจายตัวของจุดภาพมีลักษณะเกาะกลุ่มกันในช่วงแคบๆ ที่มีค่าความสว่างไม่ต่างกันนัก เหตุนี้เองจึงทำให้ความคมชัดของภาพต่ำ

ดังนั้นจะต้องปรับความสมดุลของภาพ เพื่อให้ความคมชัดสูงขึ้น นั่นคือเพิ่มช่วงการกระจายตัวของความสว่างภายในภาพ ซึ่งมีวิธีการทำให้จุดภาพมีการกระจายตัวแบบสม่ำเสมอ โดยเริ่มจากการสร้างตารางแจกแจงความถี่ โดยจะหาว่า

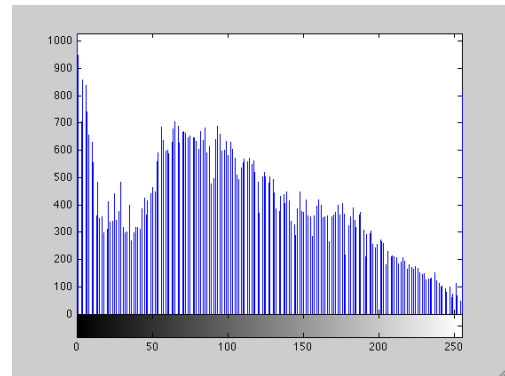
- จุดภาพส่วนมากกระจายตัวอยู่ในค่าความสว่างใด ซึ่งจะหาได้โดยการใช้ For-loop ธรรมดา แล้วหาแถวที่มีความถี่สูงที่สุดออกมาจากรูป
- จากนั้นหาว่าในกราฟของความสว่างแต่ละแท่งจะมีจำนวนจุดภาพ คิดเป็นอัตราส่วนเท่าไรต่อจำนวนจุดภาพทั้งหมด
- จากนั้นหาค่าความถี่สะสมของแต่ละอัตราภาคชั้นของกราฟออกมา
- ทำการเลื่อนกราฟแต่ละแท่งไปยังตำแหน่งใหม่ โดยตำแหน่งใหม่คำนวณจาก

$$\text{ความสว่าง} = \text{ความสว่างเดิม} \times \% \text{ความถี่สะสมของจุดภาพ ณ ตำแหน่งนั้น}$$
- ทำการปรับแต่งค่าความสว่างเดิมของจุดภาพที่อยู่ในกราฟแต่ละแท่งให้เป็นไปตามค่าใหม่ที่ได้จากการคำนวณ

เมื่อทำตามกระบวนการดังกล่าวเสร็จสิ้น ภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีลักษณะที่มีความสว่างกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ ตามภาพประกอบที่ 3.12 และ 3.13

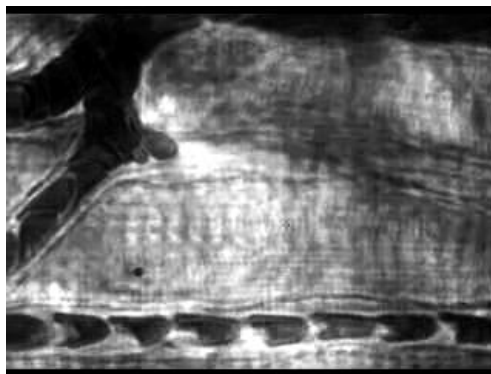


เฟรมภาพที่ 1

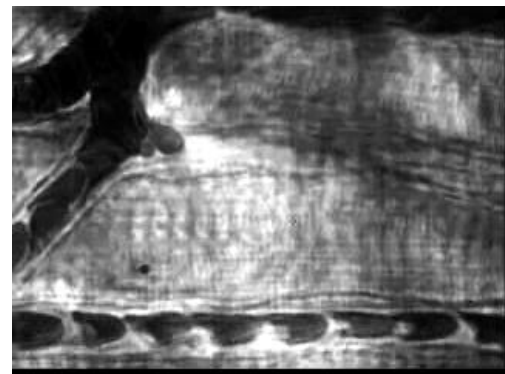


เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.12 ผลลัพธ์การแบ่งกราฟให้เท่ากันของของเฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation



เฟรมภาพที่ 1



เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.13 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการแบ่งกราฟให้เท่ากัน

- 3) การปรับปรุงภาพโดยการทำฮิสโตแกรมเฉพาะที่ (Adaptive histogram equalization) เป็นการเพิ่มคุณภาพของภาพที่ได้รับการพัฒนามาจากหลักการแบ่งกราฟให้เท่ากัน โดยจะพิจารณาถึงรายละเอียดข้อมูลการแบ่งกราฟให้เท่ากันในแต่ละค่าจุดภาพบนบริเวณพื้นส่วนกลางของภาพต้นฉบับ โดยค่ากราฟที่มีระดับสูงกว่าค่าเฉลี่ยของจุดภาพในระดับเทา จะถูกนำมากระจาย จึงมีผลให้ค่ากราฟดังกล่าวมีความแตกต่างจากค่ากราฟอื่นๆทั่วไปคือ ผู้ใช้สามารถกำหนด

ระดับความหนาแน่นของค่าจุดภาพได้ จากวิธีดังกล่าวสามารถแสดงได้ในสมการที่ (3.2)

$$N_{aver} = \frac{N_{CR-X_P} \times N_{CR-Y_P}}{N_{gray}} \quad (3.2)$$

โดยที่ N_{aver} คือ ค่าเฉลี่ยจุดภาพ
 N_{gray} คือ หมายเลขของค่าระดับเทาในแต่ละพื้นที่
 N_{CR-X_P} คือ หมายเลขของจุดภาพใน x มิติในแต่ละพื้นที่นั้นๆ
 N_{CR-Y_P} คือ หมายเลขของจุดภาพใน y มิติของพื้นที่นั้นๆ

หลังจากกระจายค่ากราฟใหม่ให้กับทุกจุดภาพในระดับเทา ได้ตามสมการที่ (3.3)

$$S = \frac{N_{gray}}{N_{LP}} \quad (3.3)$$

โดยที่ S คือ ค่ากราฟใหม่ที่กระจายให้ทุกจุดภาพ
 N_{gray} คือ ค่าสีระดับเทา
 N_{LP} คือ ค่าจุดภาพที่ตัดมาเพื่อใช้คำนวณค่าใหม่
 (พิเชษ วะยะลุน 2556)



เฟรมภาพที่ 1



เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.14 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการแบ่งกราฟให้เท่ากันเฉพาะที่

- 4) การกำจัดสิ่งรบกวน สิ่งรบกวนบนภาพคือสิ่งที่ไม่ใช่เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ปะปนอยู่ในภาพ จำเป็นต้องกำจัดสิ่งนั้นออกไปจากภาพ ซึ่งในงานวิจัยจะมีขั้นตอนการกำจัดสิ่งรบกวนดังนี้ เพิ่มสิ่งรบกวนเข้าสู่ภาพแบบ Salt-pepper กล่าวคือ Salt คือสิ่งรบกวนที่ทำให้ภาพมีความเข้มแสงสีขาวซึ่งทำให้แตกต่างจากจุดภาพข้างเคียง ส่วน Pepper เป็นสิ่งรบกวนที่ทำให้ภาพมีความเข้มแสงสีดำซึ่งทำให้แตกต่างจากจุดภาพข้างเคียง ดังในภาพประกอบที่ 3.15



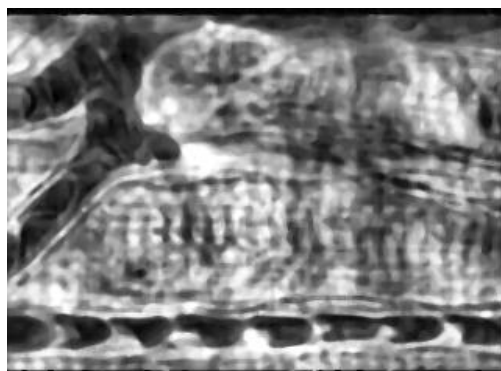
เฟรมภาพที่ 1



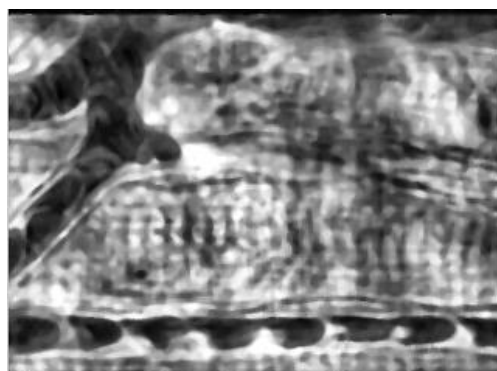
เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.15 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากฟลิวิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการเพิ่มสิ่งรบกวนแบบ Salt-pepper

หลังจากที่เพิ่มสิ่งรบกวนแบบ Salt-pepper จะต้องทำการลบสิ่งรบกวนนั้นออก ซึ่งต้องใช้วิธีการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐานมาทำการกรอง โดยจะสร้างหน้าต่างขนาด 3×3 เคลื่อนที่ผ่านไปทีละจุดภาพทั่วทั้งภาพกรรมวิธีภายในหน้าต่างก็คือจะเอาความเข้มแสงแต่ละจุดภาพมาเรียงลำดับจากมากไปน้อยหรือจากน้อยไปมาก จากนั้นก็เลือกค่าที่อยู่ตรงกลางไปใช้ เป็นอันเสร็จสิ้นของการคำนวณในหนึ่งจุดภาพ ต่อจากนั้นหน้าต่างเคลื่อนที่จะเลื่อนไปที่ละหลัก และคำนวณจุดภาพที่ตรงกลางหน้าต่างเคลื่อนที่ตำแหน่งใหม่ เมื่อจบหลักก็จะเลื่อนลงมาเริ่มต้นที่แถวใหม่ ทำอย่างนี้จนหมดทั่วทั้งภาพ ซึ่งวิธีการกรองแบบมัธยฐานนี้มีข้อดีที่ว่าไม่ทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ออกมาสูญเสียความคมชัดผลลัพธ์ของการกรองภาพดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.16



เฟรมภาพที่ 1

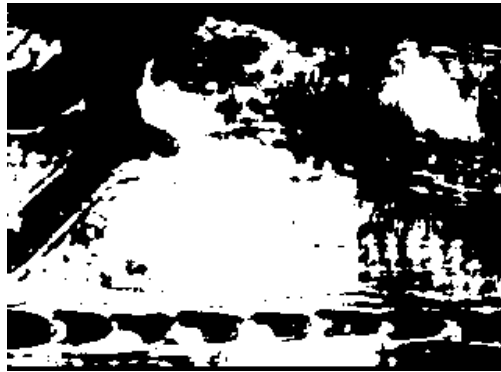


เฟรมภาพที่ 2

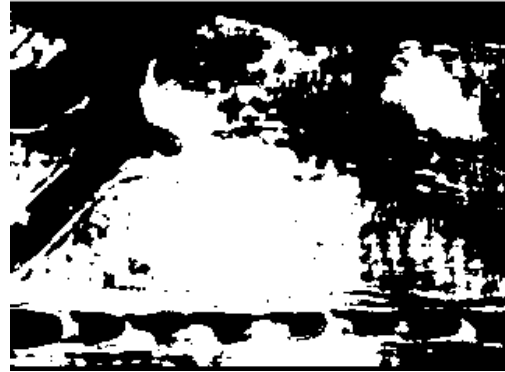
ภาพประกอบที่ 3.16 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน

- การแปลงภาพเป็นภาพลักษณะฐานสอง

เป็นขั้นตอนที่จะใช้ประโยชน์ในการหาความแตกต่างระหว่างเซลล์เม็ดเลือดแดงกับพื้นหลัง ซึ่งในขั้นนี้จะเป็นการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสองเพื่อเป็นการเตรียมภาพก่อนที่จะนำไปคำนวณหาเซนทรอยด์ของเม็ดเลือดแดง เพราะว่าหลักการของเซนทรอยด์คือจะนำค่า 1 มาคำนวณเท่านั้น โดยการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสองจะอาศัยหลักการค่าการขีดแบ่ง ซึ่งจะเปลี่ยนภาพระดับสีเทาที่มีความเข้มของสีอยู่ระหว่าง 0-255 ให้เป็นภาพที่มีความเข้มสีเพียงสองระดับ นั่นคือ 0 กับ 1 ซึ่งค่าความเข้มสีจะเปลี่ยนเป็น 0 กับ 1 ได้ หากความเข้มสีของจุดภาพใดมีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับค่าการขีดแบ่ง จุดภาพนั้นก็จะเป็น 0 แต่หากความเข้มสีของจุดภาพนั้นสูงกว่าค่าการขีดแบ่ง จุดภาพนั้นก็จะเป็น 1 ซึ่งอย่างไรก็ตามประสิทธิภาพการแปลงเป็นภาพลักษณะฐานสองก็ขึ้นอยู่กับการกำหนดค่าการขีดแบ่งให้เหมาะสมกับภาพนั้นๆ โดยในงานวิจัยนี้จะกำหนดเป็นตัวแปรที่สามารถเปลี่ยนแปลงค่าการขีดแบ่งได้ ซึ่งจะแสดงให้เห็นในส่วนของการสร้างกราฟฟิกในลำดับต่อไป ผลลัพธ์ของการแปลงภาพระดับเทาเป็นภาพลักษณะฐานสองแสดงในภาพประกอบที่ 3.17



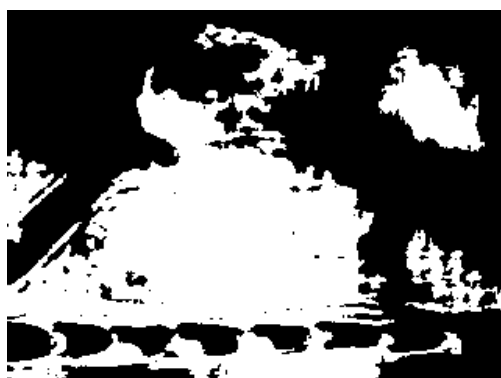
เฟรมภาพที่ 1



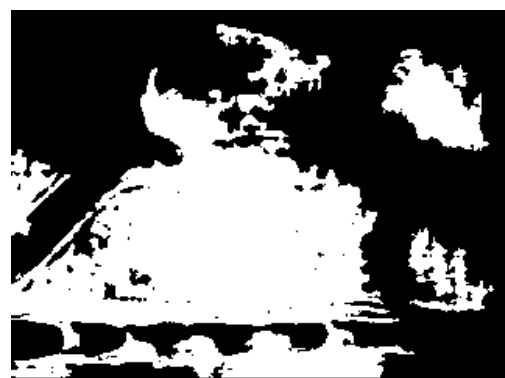
เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.17 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการแปลงภาพเป็นภาพลักษณะฐานสอง

จากภาพประกอบที่ 3.17 พบว่าในบริเวณเซลล์เม็ดเลือดแดงบางเซลล์จะมีช่องว่างเกิดขึ้น ซึ่งจะส่งผลเสียได้ในขั้นตอนของการคำนวณหาเซนทรอยด์เนื่องจากพื้นที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงไม่ต่อเนื่องกัน ดังนั้นต้องทำการปิดช่องว่างที่เกิดขึ้นภายในเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยอาศัยหลักการกำจัดลักษณะรูเล็กๆของรูปภาพที่มีค่าจุดภาพเป็น 1 หรือสีขาวออก โดยจะใช้ค่าเฉลี่ยจากจุดภาพเพื่อนบ้านมาทำการปิดช่องว่าง นั่นคือค่าจุดภาพที่เป็น 0 หรือสีดำ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.18



เฟรมภาพที่ 1



เฟรมภาพที่ 2

ภาพประกอบที่ 3.18 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการปิดช่องว่างที่เกิดในเซลล์เม็ดเลือดแดง

- การแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง

เนื่องจากหลังการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสองยังมีสิ่งรบกวนอยู่บ้างบางส่วน ดังนั้นในขั้นตอนแยกวัตถุออกจากพื้นหลังจะเป็นวิธีที่เข้ามาช่วยลดความซับซ้อนและเปลี่ยนการแสดงของภาพเพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ โดยอาศัยการสร้างองค์ประกอบของรูปร่างเพิ่มเติม หรือเป็นการแต่งเติมจุดภาพให้เป็นลักษณะของเซลล์เม็ดเลือดแดงแบบแผ่นกลม (Disk) ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้เมตริกซ์ที่บริเวณมุมเป็น 0 และตรงกลางๆจะเป็น 1 คล้ายวงกลมอยู่กลางเมตริกซ์ จากนั้นใช้โอเพอเรชัน Closing ปิดช่องว่างทั้งหมดอีกครั้ง โดยเป็นการนำข้อมูลภาพผ่านการทำการย่อภาพแล้วตามด้วยการขยายภาพ ผลลัพธ์ที่ได้จะทำให้ได้ภาพที่เห็นเซลล์เม็ดเลือดแดงเพิ่มมากขึ้นจากเดิม แต่เนื่องจากพื้นที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงนั้นเป็นค่า 0 ดังนั้นจะต้องทำการสลับค่าพื้นที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงนั้นให้เป็น 1 เพื่อที่จะสามารถคำนวณหาเซนทรอยด์ได้ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.19

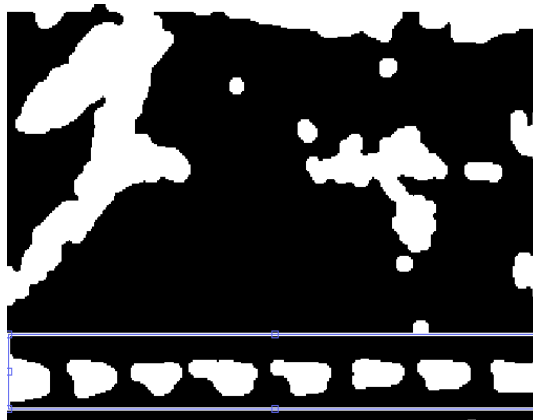


ภาพประกอบที่ 3.19 เฟรมภาพที่ 1 และ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากพื้นหลัง

- การระบุตัวเซลล์เม็ดเลือดแดง

ขั้นตอนสุดท้ายของการประมวลผลจะเป็นการระบุตัวเซลล์เม็ดเลือดแดงที่เราสนใจ โดยการสร้างกรอบสี่เหลี่ยมขึ้นมาระบุตำแหน่งของเซลล์เม็ดเลือดแดงเพื่อที่จะนำไปใช้ในการหาตำแหน่งของเซนทรอยด์ต่อไป ซึ่งในการสร้างกรอบสี่เหลี่ยมนั้นจะทำการเรียกคำสั่ง Crop ขึ้นมา แล้วผู้ใช้งานสามารถลากกรอบสี่เหลี่ยมนั้นได้ตามขนาดและตำแหน่งที่ต้องการ หลังจากทำการลากกรอบสี่เหลี่ยมเป็นที่เรียบร้อยแล้ว จะให้มีการเก็บค่าพิกัดของกรอบสี่เหลี่ยมที่ลากในเฟรม

ภาพแรก เพื่อที่จะนำพิกัดกรอบสี่เหลี่ยมนั้นไปใช้ในเฟรมภาพที่สองได้โดยอัตโนมัติ เหตุผลเพื่อป้องกันตำแหน่งที่ผิดพลาดที่เกิดจากการสร้างกรอบสี่เหลี่ยมในเฟรมที่สอง จึงนำกรอบสี่เหลี่ยมในเฟรมภาพแรกมาใช้ในเฟรมภาพที่สอง เพื่อให้ได้ตำแหน่งบนภาพเดียวกัน ดังในภาพประกอบที่ 3.20



ภาพประกอบที่ 3.20 เฟรมภาพที่ 1 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล Microcirculation หลังการระบุตัวเซลล์เม็ดเลือดแดง

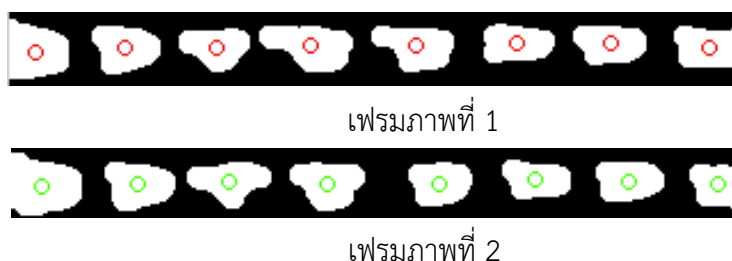
3.2.3 การประมาณความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง

ในขั้นตอนการหาความเร็วจะประกอบด้วยการหาตำแหน่งของเซนทรอยด์ของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดงของทั้งสองเฟรมภาพที่ได้เลือกมา ต่อจากนั้นเป็นการหาระยะทางการเคลื่อนของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ไหลไปได้ โดยคำนวณผ่านสมการยูคลิเดียน สุดท้ายเมื่อทราบระยะทางก็จะนำมาหารด้วยเวลา ซึ่งก็คืออัตราการแสดงภาพต่อวินาที โดยสามารถดูได้จากคุณสมบัติของกล่องวิดีโอที่บันทึกไฟล์วิดีโอดิจิทัล รายละเอียดการหาเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดง การระยะทาง และการหาความเร็ว มีดังต่อไปนี้

- การหาเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดง

หลังจากขั้นตอนการระบุตัวเซลล์เม็ดเลือดแดงที่มาจากการสร้างกรอบสี่เหลี่ยม ซึ่งในขณะเดียวกันจะให้มีการคำนวณหาเซนทรอยด์ของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดงหลังจากสร้างกรอบสี่เหลี่ยมนั้นทันที โดยหลักการหาเซนทรอยด์จะเริ่มจากการค้นหาพื้นที่ที่เป็น 1 หรือสีขาว นั่นคือตำแหน่งของเซลล์เม็ดเลือดแดง

จากนั้นทำการเก็บค่าจำนวนของเซลล์เม็ดเลือดแดง (พื้นที่สีขาว) นั่นก็คือจำนวนขององค์ประกอบของเมตริกซ์ ต่อจากนั้นเป็นขั้นตอนสุดท้าย โดยใช้ For loop ในการเก็บค่าตำแหน่งของเซนทรอยด์ของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดง ซึ่งค่าที่เก็บนั้นจะเป็นค่าพิกัด x,y ในระบบคาร์ทีเซียน พร้อมทั้งแสดงผลออกมาทางหน้าจอให้เห็นถึงตำแหน่งเซนทรอยด์บนเซลล์เม็ดเลือดแดงของทั้งสองเฟรมภาพ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.21



ภาพประกอบที่ 3.21 ผลลัพธ์การหาเซนทรอยด์ของเฟรมภาพที่ 1 และ เฟรมภาพที่ 2 จากไฟล์วิดีโอดิจิทัลMicrocirculation

- การหาระยะทางการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดง

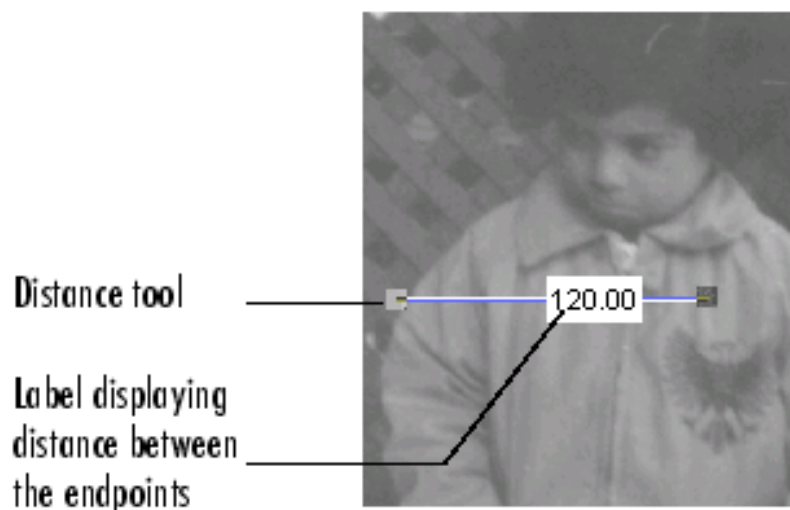
การหาระยะทางจะอาศัยสมการยูคลิเดียนตามสมการที่ (2.31) มาคำนวณหาระยะทางระหว่างจุดเซนทรอยด์บนแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยจะเรียงตำแหน่งจากซ้ายไปขวา ซึ่งหน่วยระยะทางที่ได้จะเป็นหน่วยจำนวนจุดภาพ

- การหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง

ขั้นตอนการหาความเร็วจะอาศัยสมการที่ (2.32) กล่าวคือ ความเร็วของการไหลของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดงคือสัดส่วนของระยะทางต่อหน่วยเวลา ซึ่งเวลาได้มาจากอัตราการแสดงภาพต่อวินาที โดยในโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมาจะใช้ใส่ค่าอัตราการแสดงภาพต่อวินาทีด้วยตัวผู้ใช้งานเอง เนื่องจากเพื่อรองรับการคำนวณจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่มีคุณสมบัติของกล้องบันทึกวิดีโอที่แตกต่างกัน ซึ่งผลลัพธ์สุดท้ายเมื่อได้ความเร็วการไหลของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดงก็จะนำไปหาค่าเฉลี่ย จนกระทั่งได้เป็นความเร็วเฉลี่ยการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงทั้งหมดในบริเวณที่สนใจ ส่วนการแปลงหน่วยจุดภาพต่อวินาทีเป็นหน่วยไมโครเมตรต่อวินาทีสามารถใช้หลักการเดียวกับหัวข้อ 3.1.9

3.3 การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

เส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดเป็นตัวแปรหนึ่งที่นักวิจัยทางด้านวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือดต้องการทราบ เพื่อไว้ดูการเปลี่ยนแปลงขนาดของหลอดเลือดในขั้นตอนการทดลองใส่สารบางอย่างเข้าไปในระบบการไหลเวียนเลือด ซึ่งในการทดลองถึงแม้ว่าสามารถดูการเปลี่ยนแปลงของขนาดหลอดเลือดผ่านกล้องจุลทรรศน์ได้ แต่ก็บอกเพียงได้ว่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดเพิ่มขึ้นหรือลดลงเท่านั้น ซึ่งยังไม่สามารถบอกเป็นค่าตัวเลขที่แน่ชัดได้ ดังนั้นในการงานวิจัยนี้ก็จะทำการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้ามาช่วย ซึ่งในขั้นตอนการคำนวณหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดสามารถอาศัยฟังก์ชันที่มีอยู่แล้วในโปรแกรม MATLAB นั่นคือ “imtool” และ “imdistline” ซึ่งทั้งสองฟังก์ชันเป็นเครื่องมือหนึ่งที่เปรียบเสมือนไม้บรรทัดวัดระยะของสิ่งของที่เราต้องการ เพียงแค่ลากเมาส์จากจุดเริ่มต้นไปถึงจุดสิ้นสุด จากนั้นโปรแกรมก็จะคำนวณโดยใช้สมการยูคลิดิเดียนเพื่อหาระยะทางระหว่างจุดสองจุด ตัวอย่างเช่นการใช้ฟังก์ชัน “imdistline” ในการหาระยะทางระหว่างจุดสองจุด ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.22

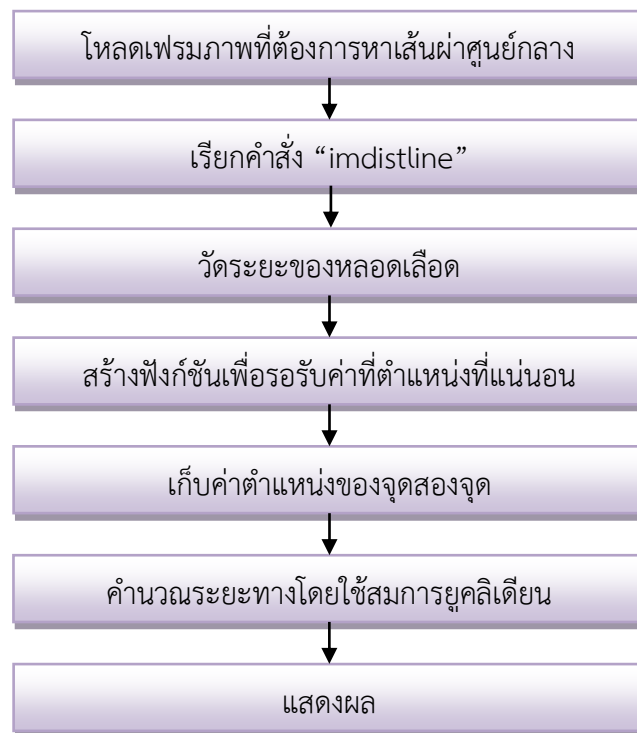


ภาพประกอบที่ 3.22 ตัวอย่างการใช้ฟังก์ชัน “imdistline”

จากภาพเมื่อเรียกคำสั่ง “imdistline” ก็จะปรากฏเส้นสีน้ำเงินขึ้นมา พร้อมกับแสดงค่าระยะทางเป็นหน่วยจุดภาพบนเส้นสีน้ำเงิน โดยค่าระยะทางนั้น เราสามารถให้แสดงค่าไว้หรือไม่ก็ได้ เพียงคลิกขวาแล้วเลือกว่าจะให้แสดงค่าระยะทางหรือไม่ ค่าระยะทางที่ได้นั้น

สามารถเก็บไว้ใน Workspace ได้ โดยการเลือก Export endpoint and distance data to the workspace

เมื่อทราบหลักการการใช้คำสั่ง “imdistline” จากโปรแกรม MATLAB ก็ สามารถนำมาประยุกต์หาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่เราต้องการได้ โดยมีขั้นตอนดังแสดง ในภาพประกอบที่ 3.23



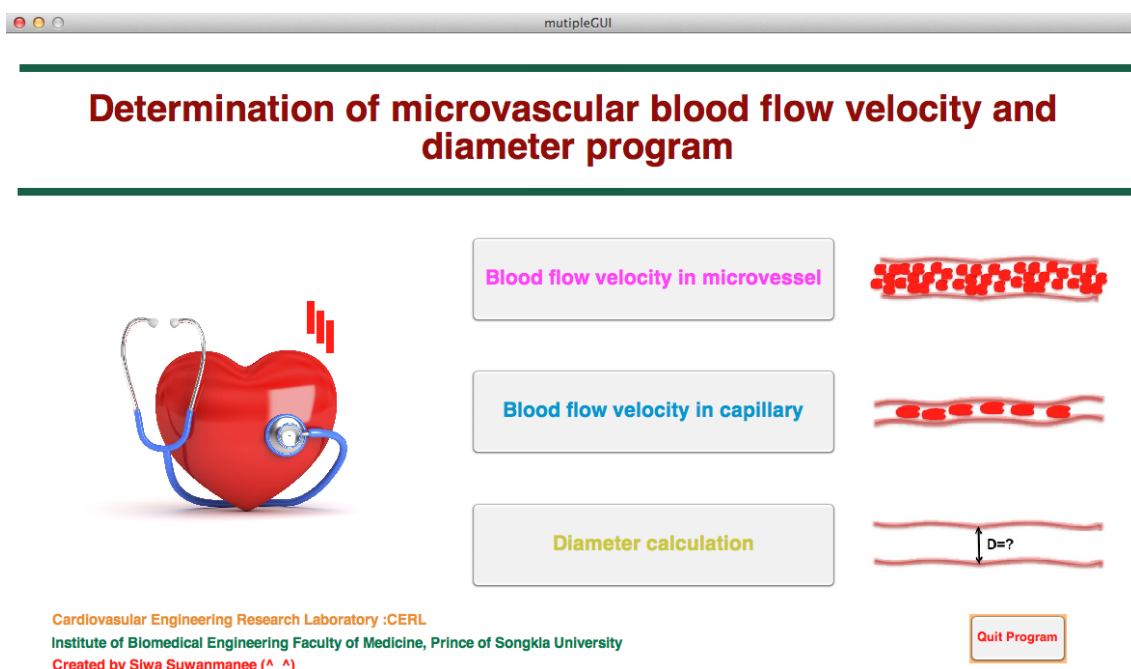
ภาพประกอบที่ 3.23 ขั้นตอนการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

อย่างไรก็ตามผลลัพธ์ของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดนั้นอยู่ในหน่วย จุดภาพ ดังนั้นต้องแปลงเป็นหน่วยไมโครเมตร โดยวัดขนาดของจุดภาพเช่นเดียวกับวิธีในหัวข้อ 3.1.9

3.4 การสร้างกราฟฟิกเพื่อการใช้งาน

เนื่องจากการวิเคราะห์หาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดจลภาค และการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด เป็นการพัฒนาขึ้นโดยใช้ภาษาทางคณิตศาสตร์ ซึ่งยากที่จะเข้าใจต่อผู้ใช้ที่จะนำไปใช้งาน ดังนั้นในหัวข้อนี้จะแสดงการสร้างกราฟฟิกเพื่อสร้างส่วนเชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์และผู้ใช้งาน โดยผลลัพธ์สุดท้ายสามารถแปลงหน้าต่างกราฟฟิกเป็นนามสกุลไฟล์ .exe เพื่อที่จะสามารถนำไปใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ไม่มีโปรแกรม MATLAB ในเครื่องได้ หน้าต่างกราฟฟิกที่ได้พัฒนาขึ้นจะประกอบด้วย 4 หน้าต่างคือ

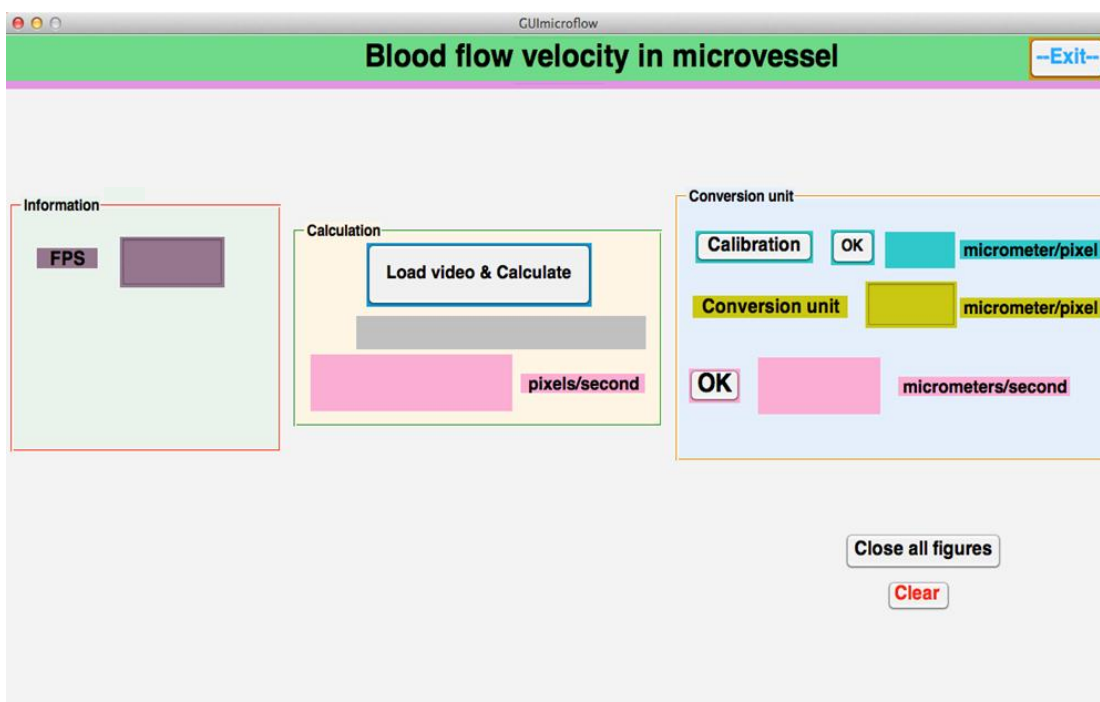
- 3.4.1 หน้าต่างหลักที่จะนำเข้าไปสู่หน้าต่างการคำนวณต่างๆ ที่ประกอบไปด้วยปุ่มเรียกหน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก (Microvessel) ปุ่มเรียกหน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย (Capillary) ปุ่มเรียกหน้าต่างการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด และปุ่มปิดการใช้งานโปรแกรม ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.24



ภาพประกอบที่ 3.24 หน้าต่างโปรแกรมหลัก

3.4.2 หน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.25 ประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลักๆดังนี้

- ส่วนของการกรอกข้อมูล (Information) โดยให้ใส่ค่าอัตราการแสดงภาพต่อวินาที และค่า Shift คือค่าระยะห่างระหว่างกรอบหน้าต่าง 1 กับ 2
- ส่วนของการคำนวณ (Calculation) จะประกอบด้วยปุ่มโหลดไฟล์วิดีโอ ดิจิทัล และช่องแสดงผลลัพธ์ความเร็วในหน่วยจุดภาพต่อวินาที
- ส่วนของการแปลงหน่วยจุดภาพเป็นไมโครเมตร (Conversion unit) ประกอบด้วยปุ่ม Calibration คือจะให้โหลดเฟรมภาพ 1 จาก เฟรมภาพทั้งหมดในไฟล์วิดีโอ นั้น เมื่อแปลงเป็นหน่วยไมโครเมตรเรียบร้อยแล้วก็จะแสดงผลลัพธ์ออกมา

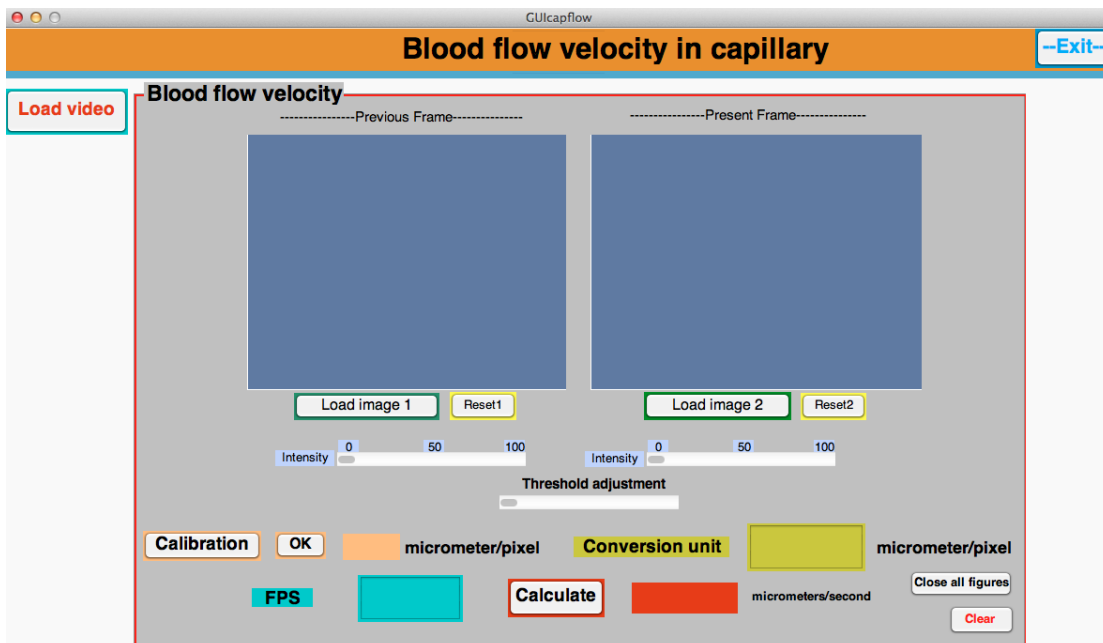


ภาพประกอบที่ 3.25 หน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก

3.4.3 หน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย แสดงในภาพประกอบที่

3.26 ประกอบไปด้วยส่วนต่างๆต่อไปนี้

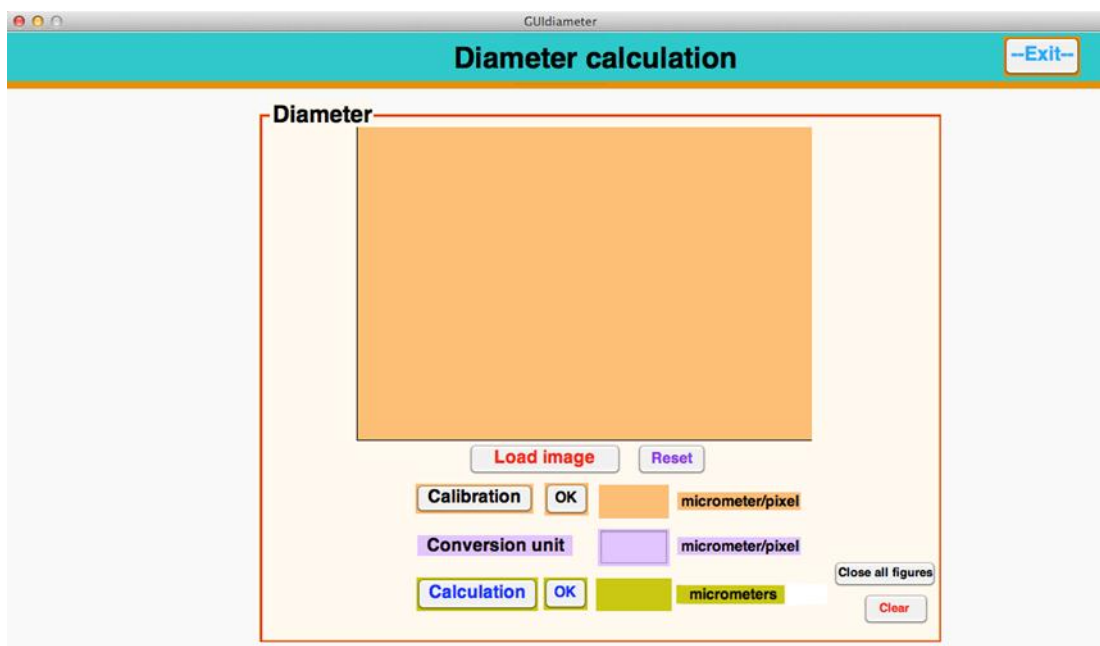
- ปุ่ม Load video ที่ทำหน้าที่โหลดไฟล์วิดีโอดิจิทัลพร้อมทั้งแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพ
- ปุ่ม Load image 1 และ 2 ทำหน้าที่เรียกเฟรมภาพที่ผู้ใช้ต้องการจะหาความเร็ว เมื่อเรียกเสร็จแล้ว เฟรมภาพจะแสดงผลในหน้าต่าง
- Slider bar สำหรับปรับความคมชัดของภาพจะทำหน้าที่ปรับความสว่างของภาพตามความเหมาะสม
- ปุ่ม Reset 1 และ 2 ทำหน้าที่ในการคืนภาพไปสู่ภาพดั้งเดิมที่เริ่มต้นโหลดมา
- Slider bar สำหรับ threshold adjustment ทำหน้าที่ในการแปลงภาพเป็นภาพลักษณะฐานสอง โดยการเลื่อน slider bar เป็นการปรับค่าการขีดแบ่งของการแปลงภาพ
- ปุ่ม Calibration เป็นการแปลงหน่วยจุดภาพเป็นไมโครเมตร ใช้ในกรณีที่ผู้ใช้ไม่ทราบค่าว่า 1 จุดภาพเท่ากับกี่ไมโครเมตร
- ช่อง Conversion unit คือส่วนของการรับค่าขนาดของจุดภาพในหน่วยไมโครเมตร ใช้ในกรณีที่ผู้ใช้ทราบค่าว่า 1 จุดภาพเท่ากับกี่ไมโครเมตร
- ช่อง FPS คือส่วนของการรับค่าอัตราการแสดงภาพต่อวินาที
- ปุ่ม Calculate เป็นส่วนการคำนวณหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยภายในมีการสร้างกรอบสี่เหลี่ยมเพื่อครอบบริเวณเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ต้องการจะทราบความเร็ว และแสดงผลลัพธ์ในช่องแสดงผลตามลำดับ
- ปุ่ม Close all figures ใช้ในกรณีที่มีภาพแสดงผลที่เราไม่ต้องการแล้ว ปิดให้หมดทุกภาพ
- ปุ่ม Clear all จะใช้ในกรณีที่เราต้องการวัดค่าความเร็วซ้ำหลายๆรอบ ซึ่งจะต้องกดเคลียร์ค่าทุกช่องออกให้หมดก่อนการวัดค่าใหม่ในแต่ละรอบ
- ปุ่ม Exit คือเมื่อผู้ใช้ต้องการออกจากโปรแกรมหน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย



ภาพประกอบที่ 3.26 หน้าต่างการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

3.4.4 หน้าต่างการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด แสดงในภาพประกอบที่ 3.27 ประกอบไปด้วยส่วนต่างๆต่อไปนี้

- ปุ่ม Load image ทำหน้าที่เรียกเฟรมภาพที่ผู้ต้องการจะหาขนาดของหลอดเลือด เมื่อเรียกเสร็จแล้วเฟรมภาพจะแสดงผลในหน้าต่าง
- ปุ่ม Calibration เป็นการแปลงหน่วยจุดภาพเป็นไมโครเมตร ใช้ในกรณีที่ผู้ใช้ไม่ทราบค่าว่า 1 จุดภาพเท่ากับกี่ไมโครเมตร
- ช่อง Conversion unit คือส่วนของการรับค่าขนาดของจุดภาพในหน่วยไมโครเมตร ใช้ในกรณีที่ทราบค่าว่า 1 จุดภาพเท่ากับกี่ไมโครเมตร
- ปุ่ม Calculate เป็นส่วนการคำนวณหาขนาดของหลอดเลือด และแสดงผลลัพธ์ เมื่อกดปุ่ม OK
- ปุ่ม Close all figures ใช้ในกรณีที่เรามีภาพแสดงผลที่เราไม่ต้องการแล้ว ปิดให้หมดทุกภาพ
- ปุ่ม Clear all จะใช้ในกรณีที่เราต้องการวัดค่าซ้ำหลายๆรอบ ซึ่งจะต้องจะต้องกดเคลียร์ค่าทุกช่องออกให้หมดก่อนการวัดค่าใหม่ในแต่ละรอบ
- ปุ่ม Exit คือเมื่อผู้ต้องการออกจากโปรแกรมหน้าต่างการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด



ภาพประกอบที่ 3.27 หน้าต่างการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

3.5 การวิเคราะห์ข้อมูลและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม

ค่าความถูกต้องของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจะมีการประเมิน เพื่อแสดงถึงประสิทธิภาพในเรื่องของความแม่นยำของผลลัพธ์การหาความเร็วการไหลของเลือดและการวัดขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจากโปรแกรม โดยในส่วนของความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจะทำการทดสอบเปรียบเทียบค่าความเร็วการไหลที่ได้จากโปรแกรมกับความเร็วการไหลจากไฟลิวติโอดีจิทัลที่รู้ค่า โดยการทดสอบตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ (Hypothesis Testing) นอกจากนี้ได้ทำการทดสอบหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยที่หลายๆ คู่เฟรม ในไฟลิวติโอดีจิทัลเดียวกันซึ่งอาศัยการพิสูจน์ทางสถิติโดยการคำนวณขนาดตัวอย่างคือวิธีการสุ่มตัวอย่างอย่างง่าย (Simple random sampling) ส่วนของการทดสอบความถูกต้องของค่าเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นทำโดยการเปรียบเทียบผลลัพธ์กับโปรแกรม Image J ซึ่งจะพิจารณาจากค่าความสัมพันธ์เชิงเส้น ผลลัพธ์จากทั้ง 2 โปรแกรม นั้นมีความแตกต่างกันหรือไม่ โดยแสดงในรายละเอียดดังนี้

3.5.1 การวิเคราะห์ข้อมูล

- 1) เกณฑ์สำหรับการกำหนดจำนวนตัวอย่างมีดังนี้
 - ใช้พารามิเตอร์คือค่าเฉลี่ยความเร็วการไหลของเลือด
 - กำหนดระดับความเชื่อมั่นที่ 90 %
 - กำหนดค่าความคลาดเคลื่อนสัมบูรณ์ (d)
- 2) วิธีการคำนวณ
 - หาค่าเฉลี่ยความเร็วการไหลของเลือดจากสมการที่ (3.4)

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^{n_p} X_i}{n_p} \quad (3.4)$$

- หาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากสมการที่ (3.5)

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_p} (X_i - \bar{X})^2}{n_p - 1}} \quad (3.5)$$

- หาค่า n ที่เหมาะสมจากสมการที่ (3.6)

$$\text{จาก } t_{\frac{\alpha}{2}, n_p - 1} = \frac{\bar{X} - \mu}{S / \sqrt{n}} = \frac{d}{S / \sqrt{n}} \quad (3.6)$$

$$\text{จะได้ } n \geq \left(\frac{t_{\frac{\alpha}{2}, n_p - 1} \times S}{d} \right)^2 \quad (3.7)$$

- 3) สรุปผล วิเคราะห์ n ที่ได้จากการคำนวณว่าควรที่จะสุ่มตัวอย่างเพิ่มเติมหรือไม่ หาก n ที่ได้เพียงพอแล้วก็นำค่าเฉลี่ยที่ใช้สำหรับคำนวณ n_p ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยมาตรฐาน ที่จะนำไปใช้สำหรับทดสอบสมมติฐานเพื่อยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม

3.5.2 การยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม

ในส่วนนี้เป็นการทดสอบว่าค่าเฉลี่ยความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยนั้นมีค่าแตกต่างจากค่าความเร็วการไหลของเลือดที่รู้ค่าหรือไม่ โดยใช้หลักการการทดสอบสมมติฐาน เริ่มจากการตั้งสมมติฐานหลัก (H_0) และสมมติฐานรอง (H_1) โดยสมมติฐานหลักระบุว่าค่าเฉลี่ยที่ได้จากการทดลองมีค่าเท่ากับค่าเฉลี่ยมาตรฐาน และสมมติฐานรองระบุว่าค่าเฉลี่ยที่ได้จากการทดลองมีค่าไม่เท่ากับค่าเฉลี่ยมาตรฐาน โดยมีรายละเอียดดังนี้

1) การตั้งสมมติฐาน

$$H_0: \bar{X} = \mu \text{ (ค่าเฉลี่ยความเร็วที่รู้ค่า)}$$

$$H_1: \bar{X} \neq \mu \text{ (ค่าเฉลี่ยความเร็วที่รู้ค่า)}$$

2) การคำนวณ t-test จากสมการที่ (3.6)

3) เปรียบเทียบค่า t-test กับตาราง เพื่อตอบสมมติฐาน

จากที่กล่าวมาข้างต้นเป็นการวิเคราะห์และยืนยันโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดเท่านั้น ซึ่งในส่วนถัดมาของงานวิจัยเป็นการหาคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด โดยมีการวิเคราะห์ความน่าเชื่อถือของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับโปรแกรม Image J ที่อาศัยหลักการหาค่าความสัมพันธ์เชิงเส้น (Linear Correlation) เพื่อดูว่าความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรสองตัวคือค่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J ว่ามีความสัมพันธ์กันหรือไม่ เริ่มจากการนำค่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่ได้จากโปรแกรมมาหาความสัมพันธ์เชิงเส้นกับโปรแกรม Image J มาคำนวณหาสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์ (Coefficient correlation (r)) ซึ่งเป็นค่าที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรสองตัวแปรว่าสอดคล้องกันหรือไม่ในระดับใด มีค่าระหว่าง -1.00 ถึง 1.00 (Hinkle D.E. 1998) ดังสมการที่ 3.8

$$r_{XY} = \frac{N \sum XY - \sum X \sum Y}{\sqrt{[N \sum X^2 - (\sum X)^2][N \sum Y^2 - (\sum Y)^2]}} \quad (3.8)$$

โดยที่ N คือ จำนวนคู่ของข้อมูล

X คือ ค่าตัวแปรที่ 1

Y คือ ค่าตัวแปรที่ 2

บทที่ 4

ผลการทดลองและวิจารณ์

บทนี้จะเป็นการนำเสนอผลลัพธ์จากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ได้มาจากการบันทึกภาพการไหลของเลือดในสัตว์ทดลองจากการทำ Dorsal skin window chamber ของหนูแฮมสเตอร์และจากบริเวณเนื้อเยื่อหุ้มถุงอัณฑะ (Cremaster tissue) ของหนูขาวใหญ่และการไหลในหลอดเลือดโดยอาศัยเทคนิคการประมวลผลภาพ จากนั้นเพื่อความน่าเชื่อถือของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น จึงได้มีการทดสอบและยืนยันค่าความถูกต้องของผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมเทียบกับสิ่งที่รู้ค่าในส่วนของคุณภาพ และเทียบผลลัพธ์จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรมสำเร็จรูปที่ใช้ในปัจจุบันสำหรับการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

4.1 การพัฒนาโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

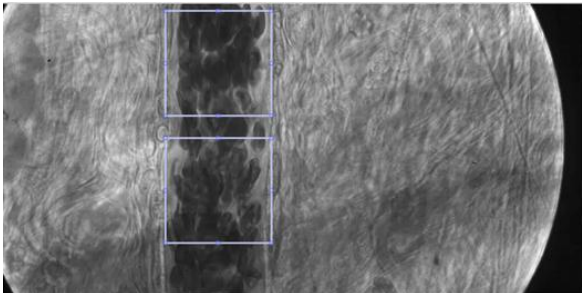
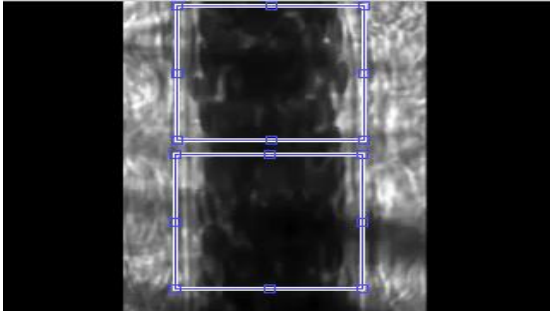
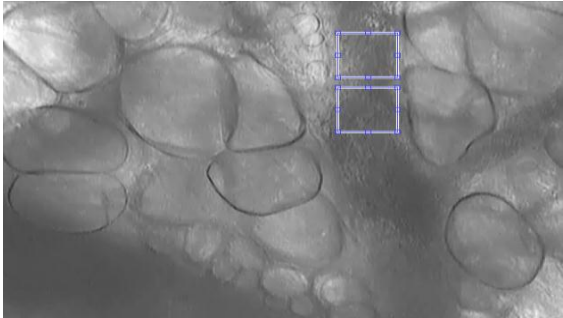
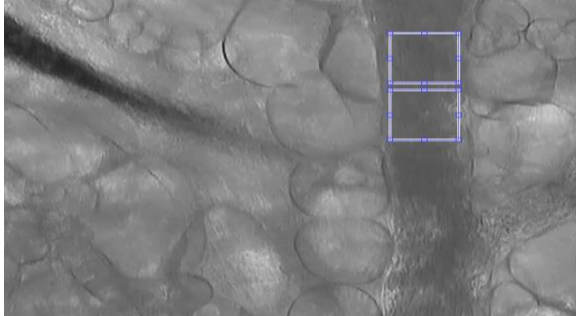
ผลลัพธ์จากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่พัฒนาขึ้น จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ 1) ผลลัพธ์การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก 2) ผลลัพธ์การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย และ 3) ผลลัพธ์การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

4.1.1 ผลลัพธ์การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก

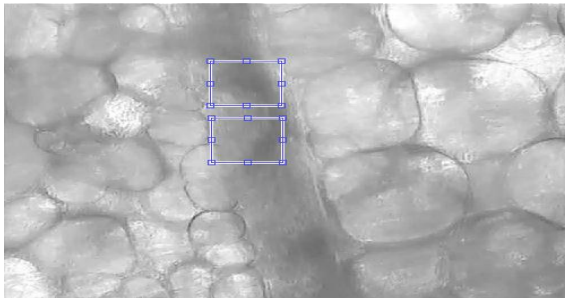
การเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กจะมีลักษณะการไหลเป็นลำ ซึ่งหากสังเกตลักษณะการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงเดี่ยวๆนั้นเป็นไปได้ยาก ดังนั้นในการพิจารณาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กจำเป็นต้องพิจารณาเป็นภาพรวมของการเคลื่อนที่เป็นลำของเซลล์เม็ดเลือดแดง

จากนั้นนำไฟล์วิดีโอดิจิทัล เข้าสู่โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กที่อยู่ในรูปแบบ GUI โดยรายละเอียดขั้นตอนการใช้งานโปรแกรมแสดงอยู่ในภาคผนวก ก และผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กของไฟล์วิดีโอดิจิทัลทั้ง 5 ไฟล์ ได้แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดของไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 1-4

ไฟล์วิดีโอดิจิทัล	ความเร็ว (จุดภาพต่อวินาที)
<p data-bbox="531 427 751 465">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 1</p> 	<p data-bbox="1059 600 1369 638">68.48 ทิศทางวิ่งลงด้านล่าง</p>
<p data-bbox="531 819 751 857">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 2</p> 	<p data-bbox="1066 987 1362 1025">675 ทิศทางวิ่งลงด้านล่าง</p>
<p data-bbox="531 1202 751 1240">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 3</p> 	<p data-bbox="1066 1379 1362 1417">175 ทิศทางวิ่งลงด้านล่าง</p>
<p data-bbox="531 1592 751 1630">ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ 4</p> 	<p data-bbox="1066 1767 1362 1805">225 ทิศทางวิ่งลงด้านล่าง</p>

ตารางที่ 4.1 (ต่อ) ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดของไฟลิวีดีโอดิจิทัลที่ 1-4

ไฟลิวีดีโอดิจิทัล	ความเร็ว (จุดภาพต่อวินาที)
<p style="text-align: center;">ไฟลิวีดีโอดิจิทัลที่ 5</p> 	<p style="text-align: center;">525 ทิศทางวิ่งขึ้นด้านบน</p>

จากผลลัพธ์การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก เป็นเพียงค่าความเร็วเฉลี่ยค่าเดียวของไฟลิวีดีโอดิจิทัล และค่าความเร็วนั้นเป็นเพียงการประมาณ ซึ่งยังไม่สามารถวัดความถูกต้องของการคำนวณได้ แต่สามารถดูการเปลี่ยนแปลงของความเร็วการไหลของเลือดเบื้องต้นได้ ซึ่งในขั้นตอนการคำนวณนั้นยังมีข้อจำกัดที่เกิดจากความคมชัดของภาพที่น้อยเกินไป โดยเกิดจากขั้นตอนการได้มาของไฟลิวีดีโอดิจิทัลจากสัตว์ทดลอง และคุณภาพของกล้องวิดีโอที่ใช้ในการบันทึก ทำให้บางครั้งผลลัพธ์ของค่าความเร็วนั้นมีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น นอกจากนี้พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากการประยุกต์ใช้หลักการสหสัมพันธ์แบบไขว้ มาจากขนาดของของการสร้างหน้าต่างสี่เหลี่ยมที่มีขนาดไม่เท่ากันในแต่ละครั้งของการวัดทำให้ค่าตำแหน่งของเซนทรอยด์ของหน้าต่างสี่เหลี่ยมที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้งของการวัดนั้นมีค่าไม่เท่ากัน ส่งผลทำให้ค่าระยะทางที่ได้นั้นคลาดเคลื่อนจนทำให้ค่าความเร็วที่ไม่เท่ากันตลอดในแต่ละครั้งของการวัด ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Chih-Chieh Wu และคณะ ที่พบว่าค่าความเร็วในแต่ละครั้งของการวัดโดยใช้เทคนิคสหสัมพันธ์แบบไขว้เกิดจากการสร้างขนาดของหน้าต่างที่ไม่เท่ากันของแต่ละครั้งในการวัด

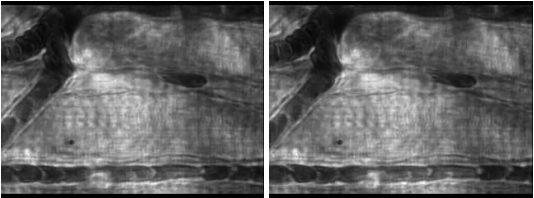
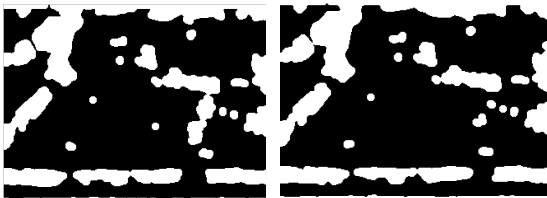
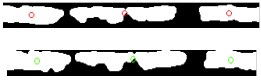
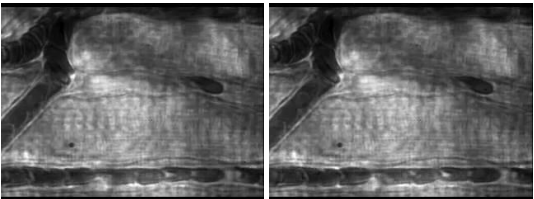
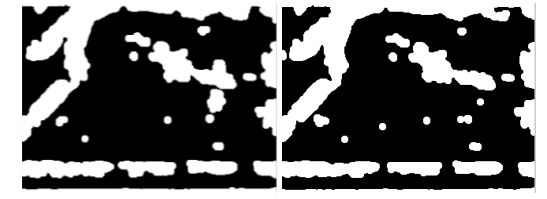
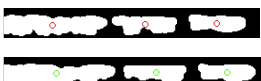
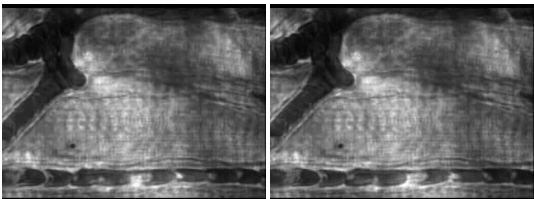


ในประเด็นของผลลัพธ์ของทิศทางการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก พบว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นยังไม่สามารถคำนวณหาความเร็วได้ในทิศทางที่นอกเหนือจากทิศทางวิ่งลงด้านล่างและทิศทางวิ่งขึ้นด้านบน เนื่องจากสัญญาณที่ผ่านหน้าต่างของทั้งสองหน้าต่างนั้นจะต้องอาศัยความสัมพันธ์ของความเข้มแสงที่มีตำแหน่งหรือทิศทางของทั้งสองหน้าต่างตรงกัน หากทั้งสองหน้าต่างนั้นไม่อยู่ในทิศทางในแนวเดียวกันจะทำให้ไม่สามารถคำนวณหา ค่า lag ซึ่งเป็นตัวชี้ time shift ระหว่างสัญญาณความเข้มแสงของทั้ง 2 หน้าต่างได้ (Cross-Correlation. 2012)

4.1.2 ผลลัพธ์การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

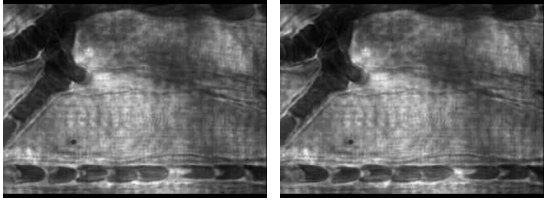

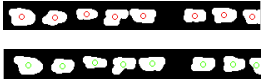
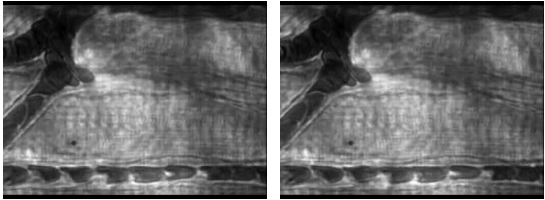

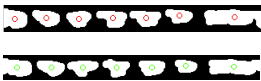
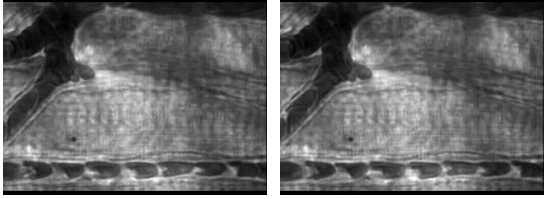
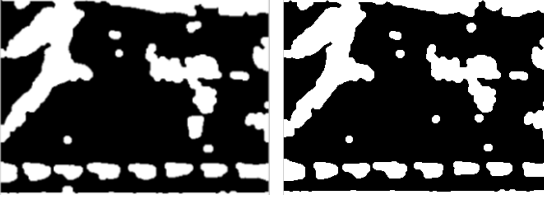
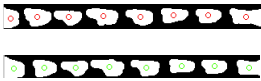
การไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยเป็นการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่เคลื่อนที่เรียงตัวเป็นทีละเม็ดอย่างต่อเนื่องกันอย่างชัดเจน ซึ่งการไหลในลักษณะนี้สามารถที่จะระบุความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงนั้นๆได้โดยตรง ดังนั้นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยนั้น จะสามารถหาความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยอาศัยหลักการหาเซนทรอยด์ของแต่ละเซลล์เม็ดเลือดแดง และระยะทางการไหลจะสามารถหาได้จากคู่เฟรมภาพที่อยู่ติดกัน สุดท้ายความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงจะเกิดจากสัดส่วนของระยะทางต่อค่าเวลาในการเปลี่ยนแปลงในหนึ่งคู่เฟรม

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย โดยหาจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่แสดงตามตารางที่ 3-2 จากนั้นนำไฟล์วิดีโอดิจิทัล เข้าสู่โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยที่อยู่ในรูปแบบ GUI โดยมีขั้นตอนการใช้งานในการหาความเร็วการไหลของเลือดแสดงรายละเอียดในภาคผนวก ก และผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยของไฟล์วิดีโอดิจิทัลทั้ง 4 ไฟล์ ได้แสดงดังในตารางที่ 4.2 ถึง ตารางที่ 4.5

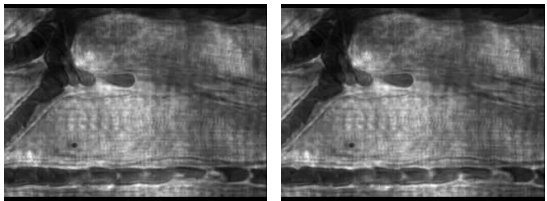


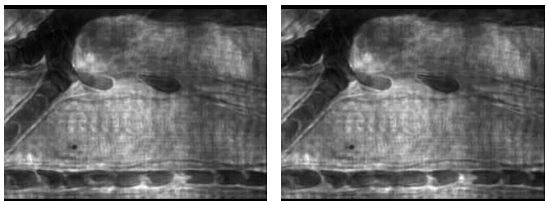
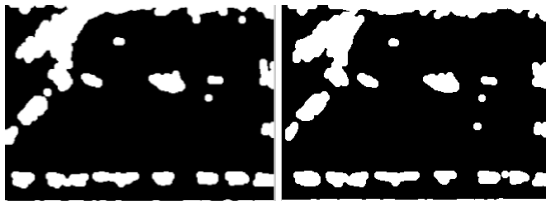
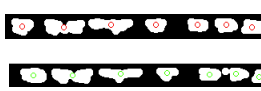
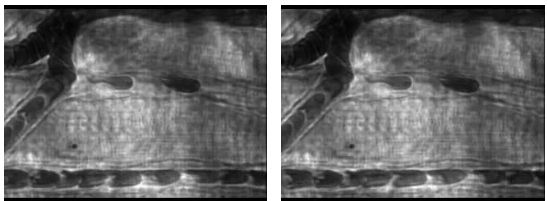

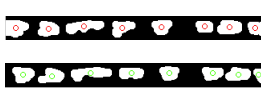
ตารางที่ 4.2 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ Microcirculation

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
92,93 			22.12 $\mu\text{m/s}$
109,110 			30.44 $\mu\text{m/s}$
162,163 			23.81 $\mu\text{m/s}$

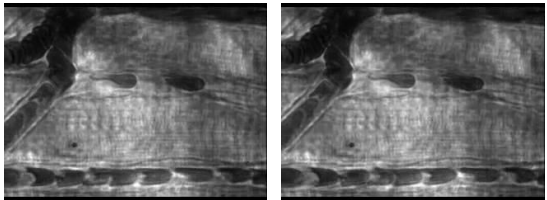

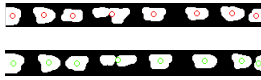
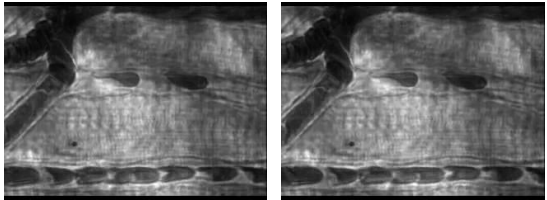
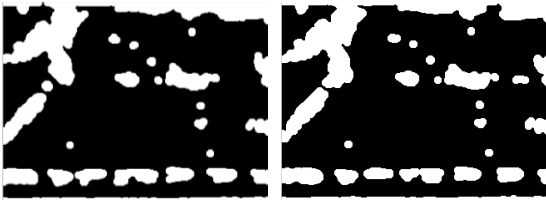
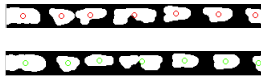
ตารางที่ 4.2 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ Microcirculation

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
167,168 			28.57 $\mu\text{m/s}$
232,234 			27.57 $\mu\text{m/s}$
236,237 			24.59 $\mu\text{m/s}$

ตารางที่ 4.2 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ Microcirculation

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
<p>303,304</p> 			<p>33.60 $\mu\text{m/s}$</p>
<p>353,354</p> 			<p>27.1 $\mu\text{m/s}$</p>
<p>373,374</p> 			<p>32.68 $\mu\text{m/s}$</p>

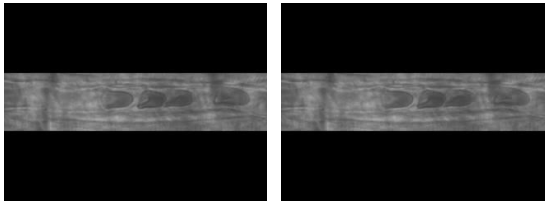

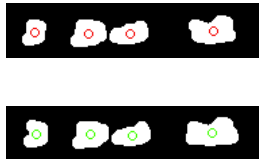
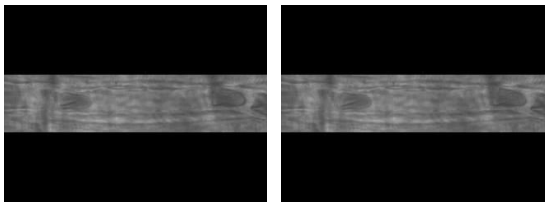


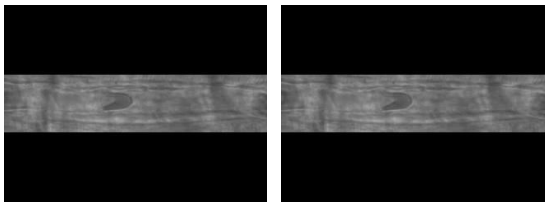


ตารางที่ 4.2 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ Microcirculation

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
<p>377,378</p> 			<p>28.66 $\mu\text{m/s}$</p>
<p>380,381</p> 			<p>32.34 $\mu\text{m/s}$</p>

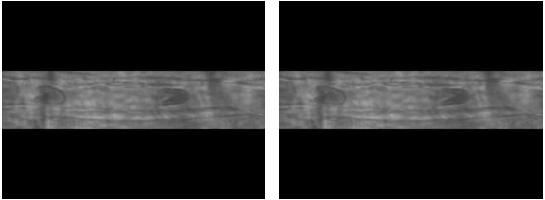


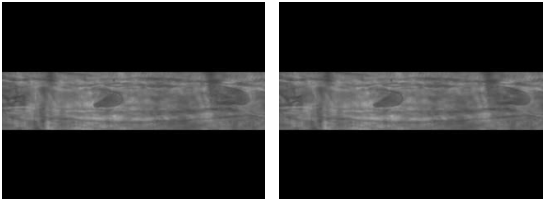


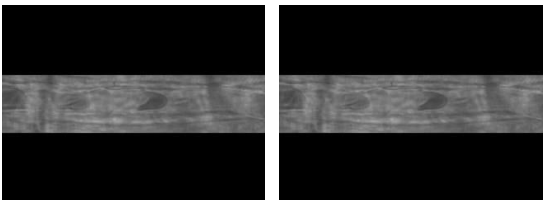
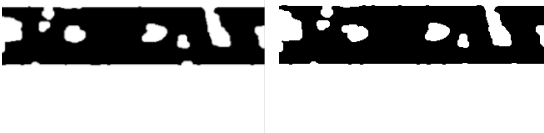

ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยของไฟล์ Microcirculation ซึ่งการสุ่มลำดับคู่เฟรมตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดของไฟล์วิดีโอดิจิทัล โดยที่สนใจความเร็วในบริเวณด้านล่างของไฟล์วิดีโอดิจิทัล เนื่องจากการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ไหลที่ละเม็ด ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดจากโปรแกรมจะเห็นได้ว่าค่าความเร็วในแต่ละคู่เฟรมภาพนั้นไม่มีความแตกต่างกันมากนัก เนื่องจากตำแหน่งของการวัดความเร็วนั้นอยู่ในตำแหน่งที่บริเวณเดียวกันในทุกคู่เฟรม แต่อย่างไรก็ตามค่าความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยที่ไม่เท่ากันตลอด ระยะเวลาที่บันทึกภาพเนื่องมาจากความดันภายในหลอดเลือดที่เกิดจากหัวใจสูบฉีดเลือดในแต่ละครั้งไม่เท่ากัน ส่งผลทำให้ค่าความเร็วในแต่ละคู่เฟรมนั้นมีความแตกต่างกันได้ นอกจากนี้ยังมีประเด็นเรื่องของการใช้เทคนิคการประมวลผล ในขั้นตอนการประมวลผลภาพก่อนอาจจะมีข้อผิดพลาดในการกรอง และขั้นตอนการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสอง ซึ่งในขั้นตอนนี้จะทำให้มีการสูญเสียข้อมูลในแง่ของขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ผิดไปจากภาพดั้งเดิม ส่งผลทำให้ค่าความเร็วในการไหลของเลือดนั้นมีค่าที่ไม่เท่ากันตลอดทั้งไฟล์วิดีโอดิจิทัล

นอกจากนี้ เมื่อนำค่าความเร็วการไหลของเลือดจาก 11 คู่เฟรมภาพ มาทำการทดสอบทางสถิติ โดยหาค่าเฉลี่ยความเร็วของคู่เฟรมภาพทั้งหมด ซึ่งมีค่าเท่ากับ $28.32 \mu\text{m/s}$ จากนั้นทดลองสุ่มคู่เฟรมอื่นๆที่นอกเหนือจากที่ได้หามาแล้ว อีก 3 คู่เฟรมภาพ พบว่าค่าความเร็วจาก 3 คู่เฟรมนั้น ตกอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ จึงให้ค่าความเร็วในการไหลของไฟล์วิดีโอดิจิทัลนี้เท่ากับ $28.32 \mu\text{m/s}$ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.1 ได้ จึงสามารถสรุปได้ว่า หากผู้ใช้ต้องการทราบความเร็วการไหลของเลือด ณ คู่เฟรมภาพใดคู่เฟรมหนึ่ง สามารถนำค่าความเร็วนั้นเป็นค่าตัวแทนของความเร็วทั้งไฟล์วิดีโอดิจิทัลได้

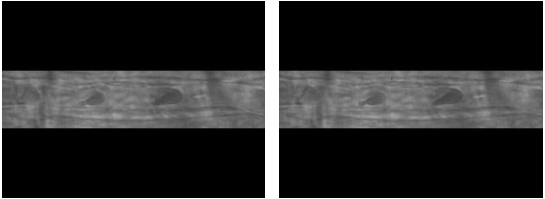


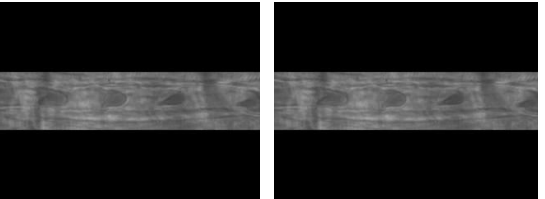

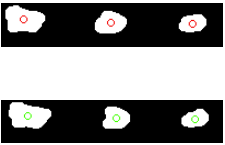
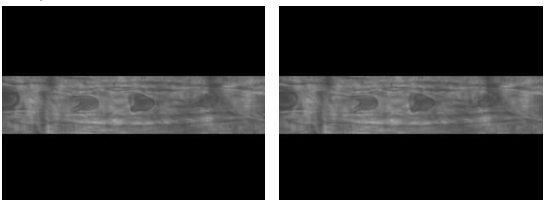

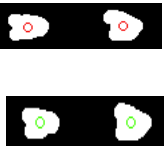
ตารางที่ 4.3 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ single capillary 6 microns diameter

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
9,10 			7.79 $\mu\text{m/s}$
49,50 			8.55 $\mu\text{m/s}$
64,65 			17.79 $\mu\text{m/s}$

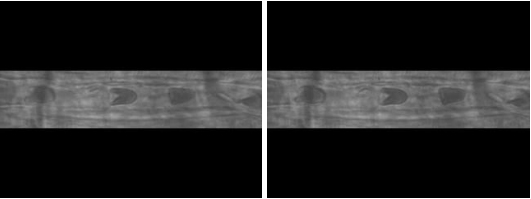


ตารางที่ 4.3 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ single capillary 6 microns diameter

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
89,90 			12.85 $\mu\text{m/s}$
110,111 			8.62 $\mu\text{m/s}$
129,130 			11.34 $\mu\text{m/s}$

ตารางที่ 4.3 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ single capillary 6 microns diameter

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
135,136 			10.1 $\mu\text{m/s}$
169,170 			11.74 $\mu\text{m/s}$
179,180 			18.68 $\mu\text{m/s}$

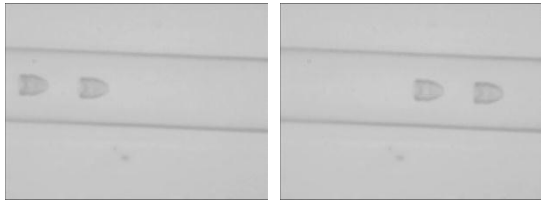








ตารางที่ 4.3 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ single capillary 6 microns diameter

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
195,196 			12.35 $\mu\text{m/s}$

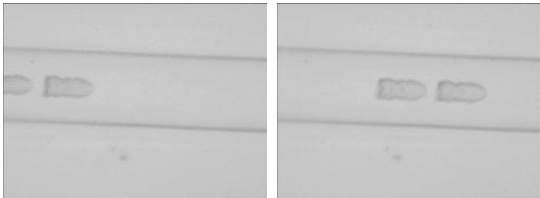


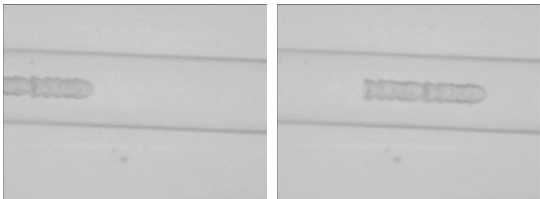


ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยของไฟล single capillary 6 microns diameter ซึ่งการสุ่มลำดับคู่เฟรมตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดของไฟลวีดีโอดิจิทัล จะเห็นได้ว่าค่าความเร็วที่ได้จากโปรแกรม นั้น มีค่าที่ค่อนข้างที่จะแตกต่างกันเมื่อพิจารณาค่าด้วยสายตา อันเนื่องมาจากปัจจัยหลายอย่างที่ทำให้ค่าความเร็วที่ได้จากคู่เฟรมที่สุ่มมานั้นมีความแตกต่างกัน อย่างเช่น คุณภาพของไฟลวีดีโอดิจิทัลที่ค่อนข้างจะต่ำมากในแง่ของความคมชัด เหตุมาจากแถบของส่วนที่เป็นถุงหุ้มเซลล์เม็ดเลือดแดงบางเซลล์มีสีที่คล้ายกับสีของพื้นหลัง ทำให้ในขั้นตอนการแยกวัตถุออกจากพื้นหลังนั้นแสดงผลที่ออกมาไม่ค่อยสมบูรณ์เท่าที่ควร ส่งผลทำให้ค่าความเร็วที่ได้นั้นมี ความแตกต่างกันในแต่ละคู่เฟรมภาพ แต่อย่างไรก็ตาม นอกเหนือจากเหตุผลที่กล่าวมาแล้ว ยังมีประเด็นในเรื่องของขั้นตอนการเตรียมสัตว์ทดลอง ที่ทำให้ได้ภาพวิดีโอการไหลของเลือดไม่ค่อยชัด รวมทั้งคุณภาพของกล้องที่ใช้ในการบันทึกภาพวิดีโอ ตลอดจนความดันภายในหลอดเลือดที่ไม่คงที่ ด้วยเช่นกัน

นอกจากนี้ เมื่อทดลองนำค่าความเร็วการไหลของเลือดจาก 10 คู่เฟรมภาพ มาทำการทดสอบทางสถิติ โดยหาค่าเฉลี่ยความเร็วของคู่เฟรมภาพทั้งหมด ซึ่งมีค่าเท่ากับ $11.98 \mu\text{m/s}$ จากนั้นทดลองสุ่มคู่เฟรมอื่นๆที่นอกเหนือจากที่ได้หามาแล้ว อีก 3 คู่เฟรมภาพ พบว่าค่าความเร็วจาก 3 คู่เฟรมนั้น ตกอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ จึงให้ค่าความเร็วในการไหลของไฟลวีดีโอดิจิทัลนี้ เท่ากับ $11.98 \mu\text{m/s}$ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.1 ได้ จึงสามารถสรุปได้ว่า หากผู้ใช้ต้องการทราบความเร็วการไหลของเลือด ณ คู่เฟรมภาพใดคู่เฟรมหนึ่ง สามารถนำค่าความเร็วนั้นเป็นค่าตัวแทนของความเร็วทั้งไฟลวีดีโอดิจิทัลได้

ตารางที่ 4.4 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ video 1

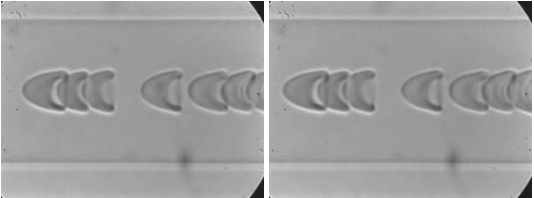
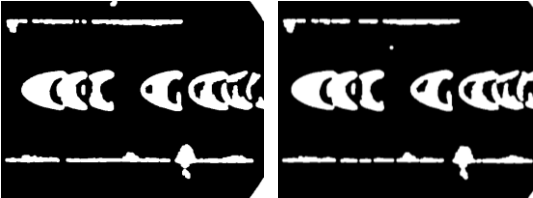

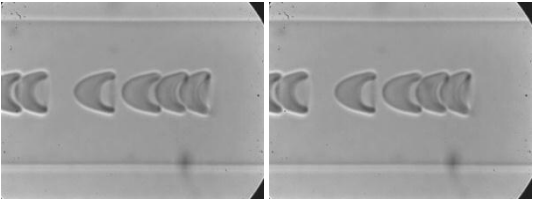


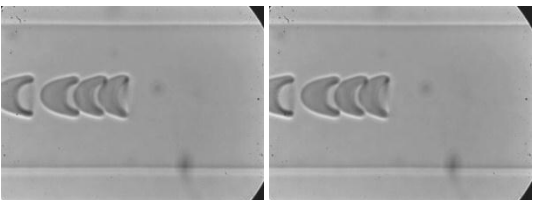


ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
7,8 			49435.7 $\mu\text{m/s}$
83,84 			49813.9 $\mu\text{m/s}$
161,162 			49256.3 $\mu\text{m/s}$

ตารางที่ 4.4 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ video 1

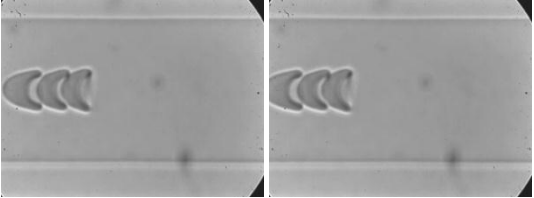

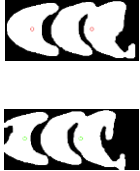
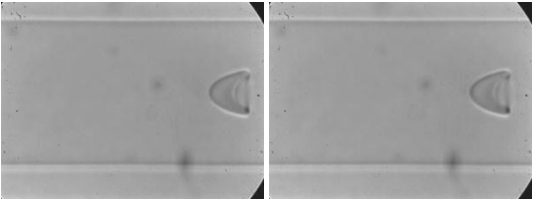


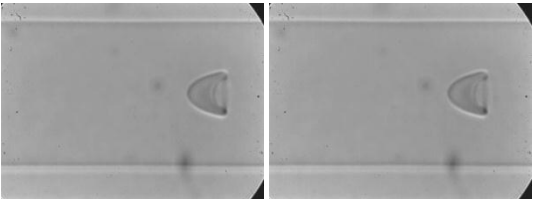


ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
<p>239,240</p> 			<p>49125.1 $\mu\text{m/s}$</p>
<p>273,274</p> 			<p>49334.2 $\mu\text{m/s}$</p>

ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยของไฟล์ video 1 ซึ่งเป็นไฟล์ที่มาจากการจำลองการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดทดลองที่ทางนักวิจัยได้สร้างขึ้นมาเอง และทำการบันทึกการไหลของเซลล์เม็ดเลือดด้วยกล้องวิดีโอความเร็วสูง ซึ่งจากผลการทดลองสุ่มลำดับคู่เฟรมตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดของไฟล์วิดีโอดิจิทัล พบว่าค่าความเร็วการไหลของเลือดที่ได้จากโปรแกรม ในแต่ละคู่เฟรมนั้นมีค่าที่แตกต่างกันน้อยมาก เหตุที่เป็นเช่นนั้นเพราะว่าความเร็วการไหลที่ใช้ในท่อเป็นความเร็วที่กำหนดได้ด้วยอัตราการไหลที่คงที่ ซึ่งปราศจากเงื่อนไขที่มาจากอัตราการเต้นหัวใจเหมือนดังไฟล์วิดีโอ Microcirculation และ single capillary 6 microns diameter นอกจากนี้เซลล์เม็ดเลือดแดงที่กำลังเคลื่อนที่นั้นมีความคมชัด กล่าวคือสีของเซลล์เม็ดเลือดแดงนั้นมีความแตกต่างกับพื้นหลังทำให้ในขั้นตอนการแยกวัตถุออกจากพื้นหลังและการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสองนั้นให้ผลลัพธ์ที่ค่อนข้างเหมือนกับภาพดั้งเดิม ส่งผลให้ผลลัพธ์ความเร็วที่ได้ในแต่ละคู่เฟรม นั้นมีค่าที่ใกล้เคียงกันมาก นอกจากนี้เมื่อนำค่าความเร็วการไหลของเลือดในแต่ละคู่เฟรมภาพนั้นมาทดสอบทางสถิติเหมือนกับไฟล์วิดีโอ Microcirculation และ single capillary 6 microns diameter พบว่าค่าความเร็วหาค่าเฉลี่ยความเร็วของ 5 คู่เฟรมภาพ ซึ่งมีค่าเท่ากับ $49393.04 \mu\text{m/s}$ และเมื่อทดลองสุ่มคู่เฟรมอื่นๆที่นอกเหนือจากที่ได้หามาแล้ว อีก 3 คู่เฟรมภาพ พบว่าค่าความเร็วจาก 3 คู่เฟรมนั้น ตกอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ จึงให้ค่าความเร็วในการไหลของไฟล์วิดีโอดิจิทัลนี้เท่ากับ $49393.04 \mu\text{m/s}$ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.1 จึงสามารถสรุปได้ว่า หากผู้ใช้ต้องการทราบความเร็วการไหลของเลือด ณ คู่เฟรมภาพใดคู่เฟรมหนึ่ง สามารถนำค่าความเร็วนั้นเป็นค่าตัวแทนของความเร็วทั้งไฟล์วิดีโอดิจิทัลได้

ตารางที่ 4.5 การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ video 2

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
1,2 			969.66 $\mu\text{m/s}$
10,11 			1130.39 $\mu\text{m/s}$
21,22 			1040.25 $\mu\text{m/s}$

ตารางที่ 4.5 (ต่อ) การหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากไฟล์ video 2

ลำดับคู่เฟรม	แปลงเป็นภาพลักษณะฐานสอง	บริเวณที่สนใจความเร็ว	ความเร็ว
26,27 			1050.78 $\mu\text{m/s}$
61,62 			883.05 $\mu\text{m/s}$
64,65 			1038.6 $\mu\text{m/s}$

ผลลัพธ์ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยของไฟล์ video 2 ซึ่งเป็นไฟล์ที่มาจากผลการจำลองการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในหลอดทดลองที่ทางนักวิจัยได้สร้างต่อเช่นเดียวกับไฟล์ video 1 แต่จะต่างกันว่าไฟล์วิดีโอดิจิทัลนี้รู้ค่าความเร็ว คือ $1000 \mu\text{m/s}$ ซึ่งเป็นความเร็วคงที่ จึงทำให้ได้ว่าค่าความเร็วที่ได้ในแต่ละคู่เฟรมภาพนั้นไม่ค่อยมีความแตกต่างกันมา นอกจากนี้จะเห็นว่าเฟรมภาพแต่ละเฟรมนั้นมีความคมชัดค่อนข้างสูง กล่าวคือ สีของเซลล์เม็ดเลือดที่กำลังเคลื่อนที่นั้น มีความแตกต่างกับพื้นหลังอย่างชัดเจน ส่งผลให้ในขั้นตอนการประมวลผลภาพ ไม่ค่อยมีปัญหามากนัก แต่อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าเฟรมภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลนี้มีความคมชัด แต่ก็ยังมีข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นในขั้นตอนการประมวลผลภาพ ดังในคู่เฟรมที่ 26,27 จะเห็นว่าผลลัพธ์หลังจากขั้นตอนการแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสอง เหมือนมีสิ่งรบกวนเกิดขึ้นในภาพ ทั้งๆที่ในภาพดั้งเดิมไม่มีอะไรเลย เหตุที่เป็นเช่นนั้น เพราะว่า ในขั้นตอนการปรับค่าการขีดแบ่งที่ไม่ค่อยเหมาะสม ทำให้ได้ภาพออกมาดังที่เห็น แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นก็ไม่ได้เป็นอุปสรรคกับการใช้ในคำนวณหาความเร็วมากนัก เนื่องจากสามารถเลือกบริเวณที่ต้องการจะทราบความเร็วได้โดยตัวผู้ใช้งาน

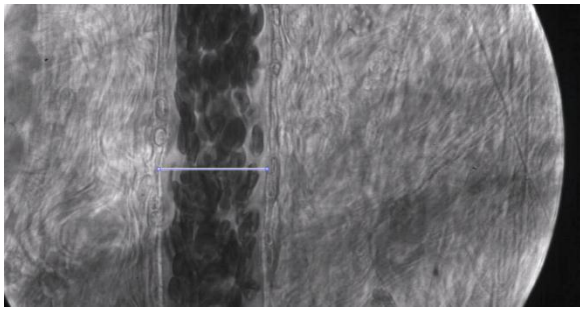
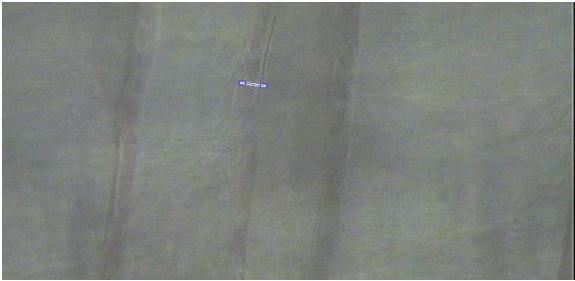
นอกจากนี้ เมื่อทดลองนำค่าความเร็วการไหลของเลือดจากทุกคู่เฟรมภาพ มาทำการทดสอบทางสถิติ โดยหาค่าเฉลี่ยความเร็วของคู่เฟรมภาพทั้งหมด ซึ่งมีค่าเท่ากับ $1026.67 \mu\text{m/s}$ จากนั้นทดลองสุ่มคู่เฟรมอื่นๆที่นอกเหนือจากที่ได้หามาแล้ว อีก 3 คู่เฟรมภาพ พบว่าค่าความเร็วจาก 3 คู่เฟรมนั้น ตกอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับค่าความเร็วให้เท่ากับ $1026.67 \mu\text{m/s}$ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.1 ได้ จึงสามารถสรุปได้ว่า หากผู้ใช้ต้องการทราบความเร็วการไหลของเลือด ณ คู่เฟรมภาพใดคู่เฟรมหนึ่ง สามารถนำค่าความเร็วนั้นเป็นค่าตัวแทนของความเร็วทั้งไฟล์วิดีโอดิจิทัลได้

4.1.3 ผลลัพธ์การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

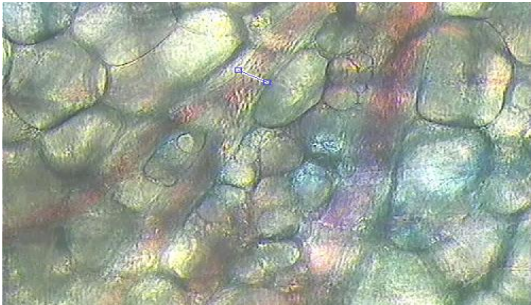
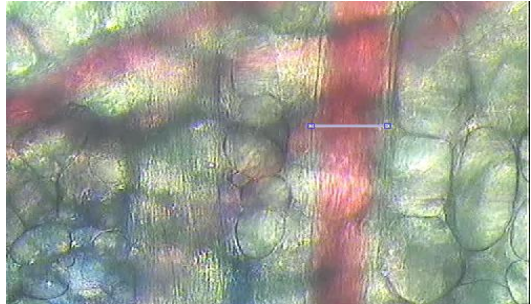
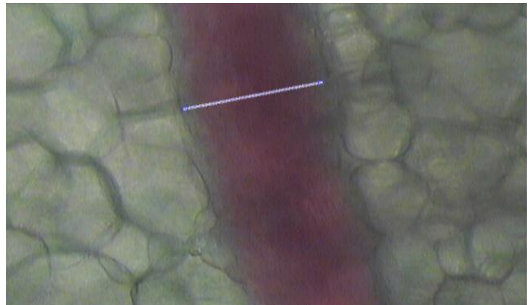
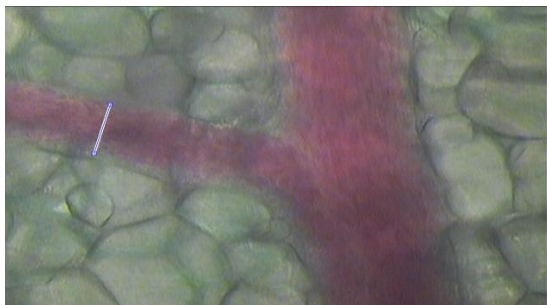
ดังที่กล่าวไว้แล้วว่า ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดเป็นตัวแปรหนึ่งที่นักวิจัยทางด้านวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือดต้องการทราบ เพื่อไว้ดูการเปลี่ยนแปลงขนาดของหลอดเลือด ดังนั้นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาในการคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด จะสามารถหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด โดยอาศัยหลักการของยูคลิดีเนียนเพื่อหาระยะทางระหว่างจุดสองจุด

ในงานวิจัยนี้จะคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ที่มาจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลหรือไฟล์ภาพที่บันทึกไว้ จากนั้นนำไฟล์วิดีโอดิจิทัลหรือไฟล์ภาพนั้นเข้าสู่โปรแกรมการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่อยู่ในรูปแบบ GUI ซึ่งมีรายละเอียดของขั้นตอนการใช้งานโปรแกรมแสดงในภาคผนวก ก โดยผลลัพธ์จะนำเสนอการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J ของหลอดเลือด 20 หลอดเลือด ที่มีลักษณะและรูปร่างของหลอดเลือดที่แตกต่างกันออกไป ดังแสดงในตารางที่ 4.6

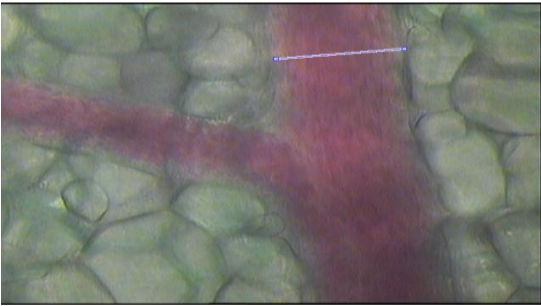
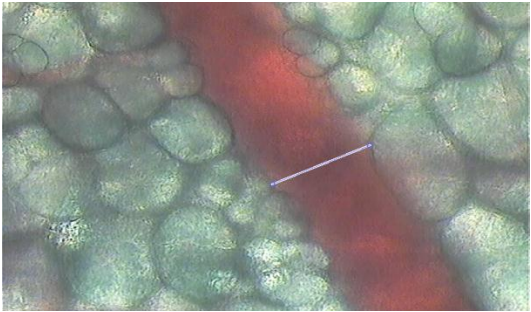
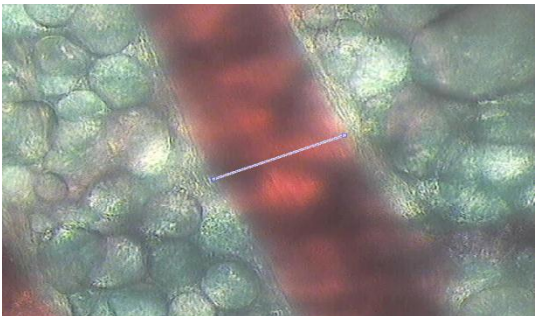

ตารางที่ 4.6 ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)

หลอดเลือด	ภาพหลอดเลือด	ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (จุดภาพ)	
		1	2
1		187	187
2		29.12	29

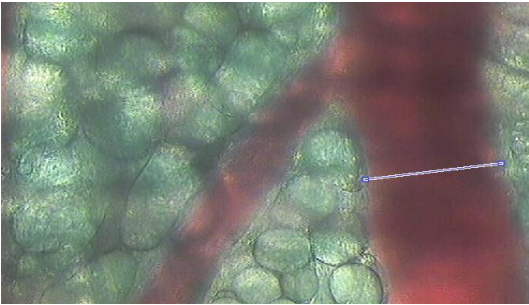
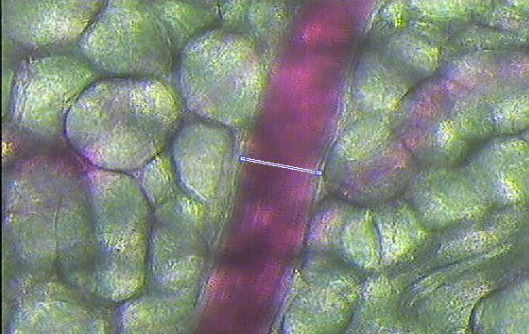
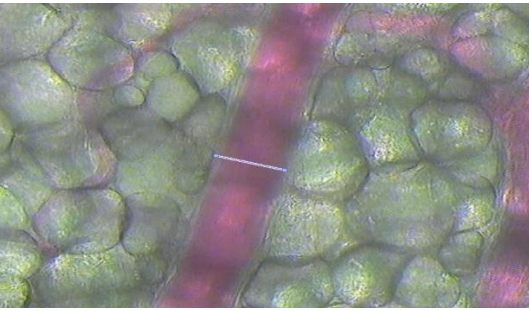
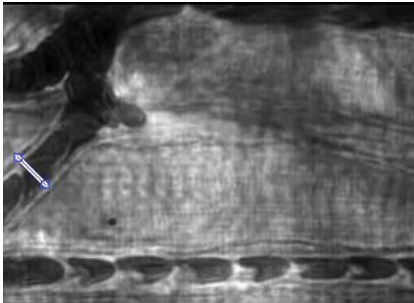
ตารางที่ 4.6 (ต่อ) ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)

หลอดเลือด	ภาพหลอดเลือด	ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (จุดภาพ)	
		1	2
3		47.67	47.51
4		105	105
5		171.96	172.01
6		79.31	79.3

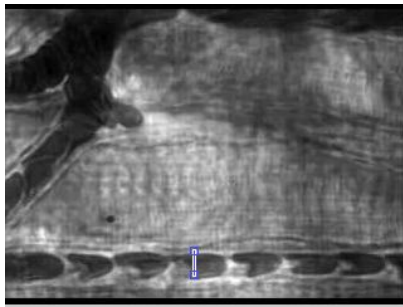
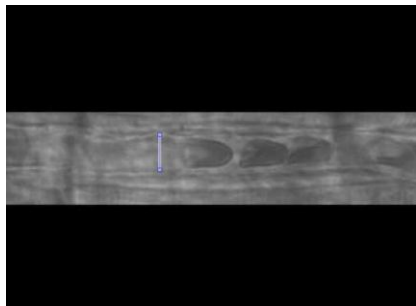
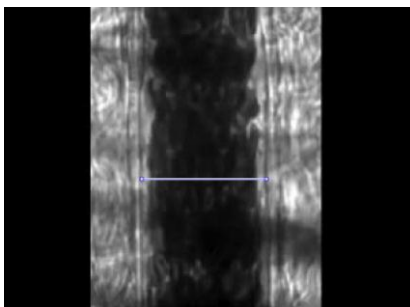

ตารางที่ 4.6 (ต่อ) ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)

หลอดเลือด	ภาพหลอดเลือด	ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (จุดภาพ)	
		1	2
7		153.84	153.53
8		156.04	156.10
9		198.16	198.14
10		86.66	86.16

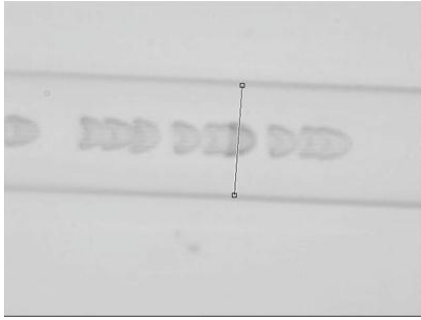
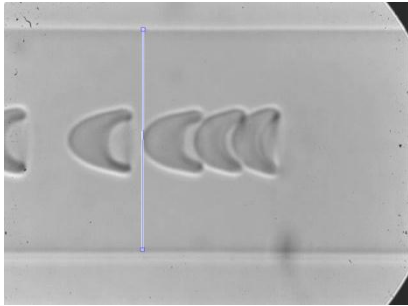
ตารางที่ 4.6 (ต่อ) ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรม
ที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)

หลอดเลือด	ภาพหลอดเลือด	ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (จุดภาพ)	
		1	2
11		195.83	195.13
12		110.63	110.61
13		99.69	99.65
14		25.48	25.45

ตารางที่ 4.6 (ต่อ) ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)

หลอดเลือด	ภาพหลอดเลือด	ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (จุดภาพ)	
		1	2
15		20.46	20
16		24.8	25
17		95.54	95
18		112.05	112.1

ตารางที่ 4.6 (ต่อ) ผลการเปรียบเทียบการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น (1) กับโปรแกรมสำเร็จรูป Image J (2)

หลอดเลือด	ภาพหลอดเลือด	ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (จุดภาพ)	
		1	2
19		166.43	166.44
20		344	344

ผลลัพธ์การหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดจากโปรแกรมคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J พบว่าค่าที่ได้จากทั้งสองโปรแกรมนั้นมีความแตกต่างกันไม่มาก แต่อย่างไรก็ตามในความเป็นจริงค่าที่ได้จากทั้งสองโปรแกรมนั้นควรจะเท่ากัน แต่เหตุที่ไม่เป็นเช่นนั้น เนื่องจากในการวัดขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดขึ้นอยู่กับผู้ใช้ในการลากเส้น ซึ่งอาจเกิดข้อผิดพลาดหรือตำแหน่งที่วัดคลาดเคลื่อนในแต่ละครั้ง นอกจากนี้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนั้นยังคงเป็นแบบกึ่งอัตโนมัติ กล่าวคือ เป็นการเลือกเฟรมภาพใดเฟรมภาพหนึ่งจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล ที่ได้มาจากขั้นตอนการกระจายเฟรมภาพ ซึ่งในการพิจารณาเป็นเพียงการหาขนาดของหลอดเลือด ณ ตำแหน่งและเวลาใดเวลาหนึ่งเท่านั้น ซึ่งอาจจะมีข้อเสียที่ไม่สามารถทราบถึงขนาดของหลอดเลือดว่ามีการเปลี่ยนแปลงในทิศทางเพิ่มขึ้นหรือลดลงในแต่ละช่วงเวลาทั้งหมดของไฟล์วิดีโอดิจิทัลนั้นๆ ซึ่งปัญหาดังกล่าวอาจจะต้องมีการพัฒนาในลำดับต่อไป โดยทำการพัฒนาโปรแกรมให้มีการคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดแบบอัตโนมัติ โดยใช้หลักการการ

ประทับจำภาพ ที่หาความสัมพันธ์พิกัดบนภาพสองภาพ มาหาติดตามขนาดของหลอดเลือดจนครบทุกภาพของไฟลิวีดีโอดิจิทัล (Lee et al. 2007)

ประเด็นในเรื่องของคุณภาพของภาพ จะเห็นได้ว่าบางภาพอาจจะมึนงงจนปรากฏขึ้น รวมถึงความคมชัดของภาพค่อนข้างต่ำ เนื่องมาจากหลายปัจจัยด้วยกัน เช่น ขั้นตอนของการเตรียมสัต์วทดลอง คุณภาพของกล้องที่ใช้บันทึกแสงสว่างในการบันทึกภาพ ที่ทำให้ไม่สามารถเห็นเส้นขอบของหลอดเลือดได้อย่างชัดเจนจึง ทำให้การคำนวณหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดในบางครั้งจะเพียงการประมาณเท่านั้น แต่อย่างไรก็ตามหากเป็นการเปรียบเทียบเพื่อดูแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถนำไปใช้ได้

4.2 ผลการตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม


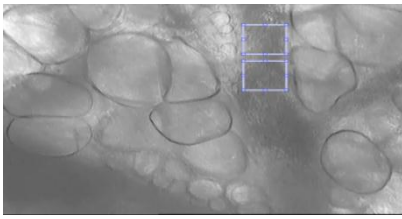
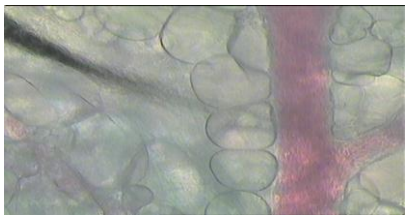
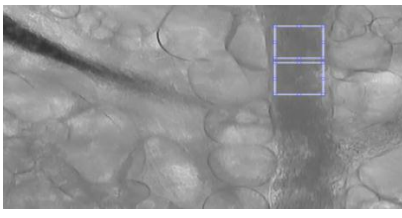
หลังจากได้ผลลัพธ์จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น ซึ่งผลที่ได้ขึ้นมีความถูกต้องมากน้อยเพียงใดไม่สามารถบอกได้ ดังนั้นจะต้องมีกระบวนการตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อให้แน่ใจว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมานั้นมีความถูกต้องมากน้อยเพียงใด โดยมีการนำหลักการทดสอบเชิงสถิติมาช่วยในการประเมินความถูกต้อง

4.2.1 ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก

เนื่องจากในงานวิจัยนี้ไม่มีไฟลิวีดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กที่รู้ค่าความเร็วที่แท้จริงที่จะนำมาทดสอบกับโปรแกรมหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กที่พัฒนาขึ้น แต่ในการยืนยันหรือพิสูจน์ค่าความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหลอดเลือดดำเล็กจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจากวิธีสหสัมพันธ์แบบไขว้ สามารถทำได้โดยการเปรียบเทียบความเร็วระหว่างสองไฟลิวีดีโอที่มีความเร็วแตกต่างกันอย่างชัดเจนเมื่อสังเกตด้วยสายตา ดังนั้นหากใช้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นก็จะต้องสามารถแยกแยะได้ว่าความเร็วจากไฟลิวีดีโอดิจิทัลไฟล์ไหนที่มีค่าความเร็วช้ากว่าหรือเร็วกว่าซึ่งข้อมูลที่ได้จะต้องสอดคล้องกับสายตาที่สังเกต ซึ่งในการทดสอบลักษณะนี้สามารถเป็นข้อมูลเพียงพอที่จะประเมินการหาความเร็วการไหลจากโปรแกรมได้แล้ว เนื่องจากงานในทางวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือดบางครั้งไม่จำเป็นต้องทราบความเร็วที่เป็นหน่วยวัดจริง เช่น มิลลิเมตรต่อวินาที เพราะการนำเสนอข้อมูลเป็นแบบความสัมพันธ์ (Relative) เพียงแต่สามารถบอกได้ว่าความเร็วการไหลของเลือดนั้นมีการเปลี่ยนแปลงไปช้าหรือเร็วกว่าความเร็วของสภาวะเริ่มต้นการทดลอง (Baseline) เท่านั้นเอง

ตัวอย่างการพิจารณาความเร็วการไหลของเลือดของ 2 ไฟลิวีดีโอดิจิทัล ที่มีความเร็วแตกต่างกัน โดยที่ไฟลิวีดีโอดิจิทัล A มีความเร็วน้อยกว่า ไฟลิวีดีโอดิจิทัล B เมื่อมองด้วยสายตา ซึ่งผลลัพธ์จากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กของทั้งสองไฟลิวีดีโอดิจิทัลแสดงดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบความเร็วการไหลของเลือดของไฟลิวีดีโอดิจิทัล A และ B

ไฟลิวีดีโอดิจิทัล	บริเวณที่หาความเร็ว	ความเร็ว (จุดภาพต่อวินาที)
A 		175
B 		225

จากตารางที่ 4.7 จะเห็นได้ว่าความเร็วการไหลของเลือดที่ได้จากโปรแกรมมีความสอดคล้องกับสายตา กล่าวคือค่าความเร็วการไหลของเลือดของไฟลิวีดีโอดิจิทัล A น้อยกว่า ไฟลิวีดีโอดิจิทัล B ดังนั้นโปรแกรมหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กสามารถบอกถึงการเปลี่ยนแปลงของความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กได้

4.2.2 ความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

4.2.2.1 ผลลัพธ์ของความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยโดยใช้วิธีสหสัมพันธ์แบบไขว้

ในงานวิจัยนี้ได้ใช้วิธีการสหสัมพันธ์แบบไขว้มาประยุกต์ในการหาความเร็วในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็กเป็นหลัก แต่ใน

หัวข้อนี้จะเป็นผลการพิสูจน์หาว่าวิธีการสัมพันธ์แบบไขว้ สามารถนำมาหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยได้หรือไม่ โดยทำการเปรียบเทียบค่าความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยจากวิธีสัมพันธ์แบบไขว้กับความเร็วที่รู้ค่าจริงจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลจากงานวิจัยเรื่อง Peculiar flow patterns of RBCs suspended in viscous fluids and perfused through a narrow tube (25 μm) โดย Hiromi Sakai และคณะ ชื่อไฟล์วิดีโอดิจิทัล video 2 ที่มีค่าความเร็วเป็น 1 mm/s โดยในการทดสอบจะทำการคำนวณจากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก 6 ครั้ง แล้วนำผลลัพธ์นั้นมาเทียบกับความเร็วที่รู้ค่า ผลลัพธ์ดังแสดงในตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 ผลลัพธ์ความเร็วจากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลด้วยวิธีสัมพันธ์แบบไขว้ที่ใช้คำนวณความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

ครั้งที่	ความเร็วที่รู้ค่าจริง (มิลลิเมตรต่อวินาที)	ความเร็วจากโปรแกรม (มิลลิเมตรต่อวินาที)	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
1	1	1.96	96
2	1	1.99	99
3	1	1.78	78
4	1	1.88	88
5	1	1.88	88
6	1	1.94	94

ค่าความเร็วเฉลี่ย	1.905
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	0.075
T คำนวณ	26.87
T ตาราง	2.015
เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเฉลี่ย	90.5

ผลลัพธ์จากตารางที่ 4.8 เมื่อนำหลักสถิติในกลุ่มเพื่อทดสอบความแตกต่างนั้นคือ T-test ($n < 30$) มาพิสูจน์ค่าที่ได้จากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลด้วยวิธีสหสัมพันธ์แบบไขว้ที่ใช้คำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยว่าอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้หรือไม่ โดยเริ่มจากการตั้งสมมติฐานการทดสอบ และกำหนดค่าความเชื่อมั่นที่ 90% จากตารางที่ 4.8 จะเห็นได้ว่าค่า T ที่ได้จากการคำนวณไม่ตกอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือไม่อยู่ในช่วง $\pm T$ ตาราง และเมื่อคำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดขึ้น พบว่ามีค่าสูงคือ 90.5 % ดังนั้นจะเห็นได้ว่าข้อมูลความเร็วการไหลในหลอดเลือดฝอยที่ได้จากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดด้วยวิธีสหสัมพันธ์จึงมีความคลาดเคลื่อนจากค่าจริง ดังนั้นวิธีการหาความเร็วการไหลในหลอดเลือดด้วยวิธีสหสัมพันธ์แบบไขว้จึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย เนื่องจากมีข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากค่าระยะทาง เพราะในวิธีการหาสหสัมพันธ์แบบไขว้จะเป็นการหาตำแหน่งเซนทรอยด์ของหน้าต่าง 2 หน้าต่าง ซึ่งไม่ใช่ตำแหน่งของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่แท้จริง ทำให้ค่าระยะทางที่คลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง ส่งผลให้ค่าความเร็วการไหลของเลือดมีค่าไม่ตรงกับค่าจริง

4.2.2.2 ผลลัพธ์ของความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยโดยใช้วิธีของเซนทรอยด์

เนื่องจากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยที่พัฒนาขึ้นเป็นการหาความเร็วเฉพาะ 1 คู่เฟรมภาพ จากไฟล์วิดีโอดิจิทัล ดังนั้นในการทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น จึงจำเป็นต้องมีการพิจารณาความเร็วในหลายๆคู่เฟรม ที่เทียบกับความเร็วที่รู้ค่าจริงของไฟล์วิดีโอดิจิทัลจากงานวิจัยเรื่อง Peculiar flow patterns of RBCs suspended in viscous fluids and perfused through a narrow tube (25 μm) โดย Hiromi Sakai และคณะ ชื่อไฟล์วิดีโอดิจิทัล video 2 โดยมีคุณสมบัติตามตารางที่ 3-1 ซึ่งไฟล์วิดีโอดิจิทัลนี้รู้ค่าความเร็วการไหลของเลือดคือ 1 mm/s และผลลัพธ์ของความเร็วที่ได้ จะสุ่มมา 6 คู่เฟรมภาพ ดังแสดงในตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 ผลลัพธ์ของความเร็วจาก 6 คู่เฟรมภาพ

ลำดับคู่เฟรมภาพ	ความเร็วที่รู้ค่าจริง (มิลลิเมตรต่อวินาที)	ความเร็วจากโปรแกรม (มิลลิเมตรต่อวินาที)	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
1,2	1	0.97	3
10,11	1	1.13	13
21,22	1	1.1	10
26,27	1	0.88	12
61,62	1	1.04	4
64,65	1	1.04	4

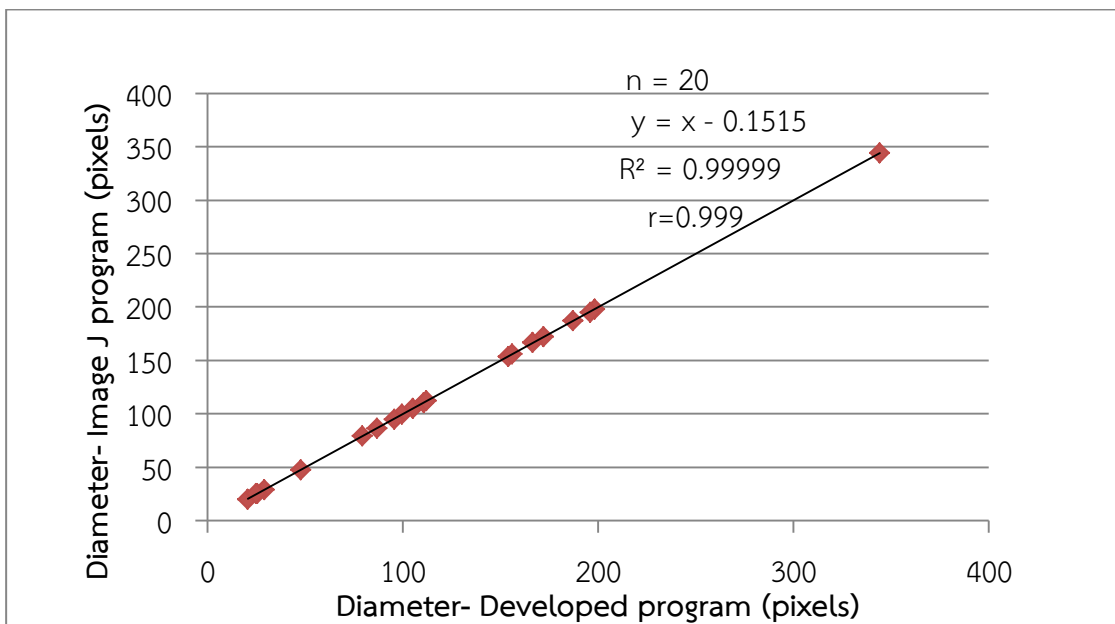
ค่าความเร็วเฉลี่ย	1.03
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	0.09
T คำนวณ	0.72
T ตาราง	2.02
เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดเฉลี่ย	7.67

ผลลัพธ์จากตารางที่ 4.9 เมื่อนำหลักสถิติในกลุ่มเพื่อทดสอบความแตกต่างนั้นคือ T-test ($n < 30$) มาพิสูจน์ค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นว่าอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้หรือไม่ โดยเริ่มจากการตั้งสมมติฐานการทดสอบ และกำหนดค่าความเชื่อมั่น 90% จากตารางจะเห็นได้ว่าค่า T ที่ได้จากการคำนวณตกอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ (T ตาราง) และเมื่อคำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นพบว่าไม่มากคือ 7.67 % ดังนั้นข้อมูลความเร็วที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนั้นมีค่าเท่ากับ 1 ที่ระดับนัยสำคัญ 0.1 แสดงว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นให้ผลลัพธ์ที่สามารถยอมรับได้

4.2.3 ผลลัพธ์ของการคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับโปรแกรมสำเร็จรูปที่มีใช้อยู่ในปัจจุบันนั้นคือ โปรแกรม Image J

ผลการเปรียบเทียบค่าผลลัพธ์ของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J โดยทำการพิจารณาค่าความสัมพันธ์เชิงเส้นของค่าผลลัพธ์ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด 20 หลอดเลือด ระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J พบว่าค่า R^2 ของขนาด

เส้นผ่าศูนย์กลางคือ 0.999 และค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (r) กล่าวคือ 0.99 ดังนั้นค่าผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมีความสัมพันธ์กัน แสดงว่าค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมีความแตกต่างจากค่าที่ได้จากโปรแกรม Image J น้อยมาก ดังแสดงในกราฟความสัมพันธ์เชิงเส้นในภาพประกอบที่ 4.1



ภาพประกอบที่ 4.1 ผลการเปรียบเทียบระหว่างโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J ของขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก หลอดเลือดฝอย รวมทั้งใช้คำนวณหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด โดยพัฒนาอยู่บนหลักการพื้นฐานทางการประมวลผลภาพ เพื่อช่วยให้นักวิจัยทางด้านวิศวกรรมระบบไหลเวียนเลือดใช้ตัวแปรในเรื่องของความเร็วและเส้นผ่าศูนย์กลางไปวิเคราะห์หรือสนับสนุนข้อมูลงานวิจัยทางด้านนี้ได้ ซึ่งแนวคิดที่นำหลักการการประมวลผลภาพเข้ามาช่วยการวิเคราะห์เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ เนื่องจาก ในขั้นตอนการทำงานของนักวิจัยได้ใช้กล้องจุลทรรศน์บันทึกภาพวิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดที่ประกอบด้วยเฟรมภาพหลายๆเฟรมมาต่อกัน ดังนั้นสามารถนำไฟล์วิดีโอดิจิทัลนั้นมาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพและวิดีโอ โดยพัฒนาอยู่บนโปรแกรม MATLAB

จากการพัฒนาโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก หลอดเลือดฝอย และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด พบว่าผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมนั้นสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการดูการเปลี่ยนแปลงของความเร็วและเส้นผ่าศูนย์กลางได้ แต่อย่างไรก็ตามการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์มักจะมีข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้น ซึ่งสาเหตุหนึ่งของความผิดพลาดมาจากความคมชัดของไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่เกิดจากคุณภาพของกล้องบันทึกไฟล์วิดีโอดิจิทัลและขั้นตอนการทำงานทดลองกับสัตว์ทดลอง โดยสิ่งเหล่านี้นักวิจัยจำเป็นต้องพัฒนาปรับปรุงให้ดีขึ้นต่อไป

5.1 สรุปผลการพัฒนาและการทดสอบโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

โปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ที่พัฒนาขึ้นจะแบ่งเป็นออกเป็น 3 ส่วน คือ โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย และโปรแกรมการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด เหตุผลที่จะต้องมีการแยกวิธีการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก จากหลอดเลือดฝอย เนื่องจากในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กรูปแบบการไหลของเลือดมีความแตกต่างจากการไหลในหลอดเลือดฝอย โดยความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กนั้นสามารถพิจารณาความเร็วในภาพรวมของกลุ่มเซลล์เม็ดเลือดแดงที่เคลื่อนไปเป็นลำไปตามน้ำเลือดได้ ซึ่งง่ายกว่าที่จะนำหลักการการหาเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ใช้ในการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยมาใช้ ในทางกลับกันหากจะนำหลักการการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กมาใช้หาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยก็ไม่สามารถนำมาใช้ทดแทนกันได้ เนื่องจากผล

การทดลองในการหัวข้อ 4.2.2.1 พบว่าข้อมูลความเร็วที่ได้จากโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็กมีค่าความคลาดเคลื่อนจากค่าจริงที่ไม่สามารถยอมรับได้ โดยสรุปผลการพัฒนาโปรแกรม 3 โปรแกรม สามารถสรุปได้ดังต่อไปนี้

5.1.1 โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก
การพัฒนาโปรแกรมนี้นั้นมีวัตถุประสงค์เพื่อใช้ในการประมาณความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก ซึ่งเป็นการพิจารณาภาพรวมในการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่อาศัยความสัมพันธ์ของสัญญาณที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มแสงที่เปลี่ยนไปในแต่ละจุดภาพเนื่องจากในทดสอบโปรแกรมเนื่องจากไม่มีสิ่งที่จะสามารถนำมาพิสูจน์หรือยืนยันได้ว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมานั้นมีความถูกต้องแม่นยำแค่ไหน แต่ในงานวิจัยนี้ได้ทำการพิสูจน์โดยการเปรียบเทียบความเร็วของไฟลิวีดิโอดิจิทัลที่มีความเร็วแตกต่างกันอย่างชัดเจนเมื่อพิจารณาด้วยสายตา ซึ่งพบว่าความเร็วที่ได้จากโปรแกรมให้ผลสอดคล้องกับการพิจารณาความเร็วด้วยสายตา

5.1.2 โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

การพัฒนาโปรแกรมนี้นั้นมีวัตถุประสงค์เพื่อใช้ในการประมาณความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย ซึ่งเป็นการประมาณความเร็วการไหลของเลือดโดยการเทียบเคียงกับความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดง โดยการคำนวณจะเป็นการเลือกพิจารณาจากคู่เฟรมภาพใดคู่หนึ่งที่อยู่ติดกัน จากนั้นใช้กระบวนการประมวลผลภาพเข้ามาช่วยในการปรับปรุงหรือเตรียมความพร้อมของภาพก่อนจะนำไปคำนวณหาจุดเซนทรอยด์ที่จะนำไปสู่การหาระยะทางการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงและหาความเร็วตามลำดับ จากการตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม โดยการเทียบผลลัพธ์ความเร็วจากโปรแกรมกับค่าความเร็วที่รู้ค่าจริง และใช้หลักการทางสถิติมาพิสูจน์ว่าค่าที่ได้จากโปรแกรมนั้นสามารถยอมรับได้หรือไม่ ซึ่งจากการพิสูจน์พบว่า ค่าความเร็วที่ได้จากโปรแกรมตกอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ นั้นหมายความว่าโปรแกรมที่ใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยมีคุณภาพเพียงพอที่จะนำไปคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยได้ นอกจากนี้จากการทดลองยังพบอีกว่า เมื่อคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยที่หลายๆ คู่เฟรม ในไฟลิวีดิโอดิจิทัลเดียวกัน พบว่าค่าความเร็วการไหลของเลือด ณ บริเวณเดียวกันมีความเร็วการไหลของเลือดใกล้เคียงกันทั้งไฟลิวีดิโอดิจิทัล โดยพิสูจน์ทางสถิติพบว่า หากผู้ต้องการทราบความเร็วการไหลของเลือด ณ คู่เฟรมภาพใดคู่เฟรมหนึ่งสามารถนำค่าความเร็วนั้นเป็นค่าตัวแทนของความเร็วทั้งไฟลิวีดิโอดิจิทัล

5.1.3 โปรแกรมการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

โปรแกรมในส่วนนี้พัฒนาขึ้นมา มีวัตถุประสงค์เพื่อหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด โดยอาศัยอัลกอริทึมที่อยู่ในโปรแกรม MATLAB เพียงแค่เรียกใช้ฟังก์ชันการหาระยะทางระหว่างจุดสองจุดซึ่งอาศัยหลักการการคำนวณหาระยะทางจากสมการยูคลิเดียน จากการตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องของโปรแกรมโดยการเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับโปรแกรม Image J ซึ่งเป็นโปรแกรมสำเร็จรูป พบว่าผลลัพธ์ของค่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่ได้จากทั้งสองโปรแกรมมีค่าใกล้เคียงกัน ดังนั้นโปรแกรมการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดสามารถนำไปใช้งานได้จริง

5.2 ปัญหาและข้อจำกัดของโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

ในการพัฒนาโปรแกรมเพื่อใช้ในการคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ผู้พัฒนางานวิจัยพบปัญหาคือ เนื่องจากการพัฒนาโปรแกรมเป็นการใช้ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่มาจากห้องปฏิบัติการที่ได้มาจากการทดลองกับสัตว์ทดลอง มาคำนวณหาความเร็วและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ซึ่งบางครั้งมีปัญหาในเรื่องขั้นตอนของการเตรียมเนื้อเยื่อ ทำให้ไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ได้รับมานั้นมีปัญหาในเรื่องคุณภาพของไฟล์วิดีโอดิจิทัลในแง่ของความคมชัดของภาพ ส่งผลให้ในขั้นตอนของการประมวลผลภาพมีความยากลำบาก จำเป็นจะต้องหาวิธีการที่ครอบคลุมและเหมาะสมที่สุดที่จะสามารถใช้ได้กับคุณภาพของไฟล์วิดีโอดิจิทัลในหลายๆไฟล์ นอกจากนี้ปัญหาที่เกิดจากสัตว์ทดลองแล้วยังมีปัญหาจากคุณภาพของกล้องวิดีโอที่ใช้บันทึกภาพการไหลของเลือดที่ยังคงมีคุณภาพไม่เพียงพอที่จะสามารถเห็นการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่เคลื่อนที่อยู่ในหลอดเลือดได้อย่างชัดเจน ดังนั้นจากปัญหาดังกล่าวทำให้การคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่ จากที่กล่าวมาข้างต้นเป็นเพียงปัญหาที่เกิดจากขั้นตอนการได้มาของไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่มาจากห้องปฏิบัติการเท่านั้น นอกจากนี้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นยังไม่สามารถรันบนคอมพิวเตอร์ที่มีคุณสมบัติต่ำ อย่างเช่น เน็ตบุ๊ก และแต่ละโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นยังมีปัญหาและข้อจำกัด โดยสามารถอธิบายปัญหาและข้อจำกัดที่เกิดขึ้นในแต่ละโปรแกรมได้ดังต่อไปนี้

5.2.1 โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก

เนื่องจากการยืนยันความถูกต้องของค่าความเร็วจากโปรแกรมส่วนนี้ยังไม่สามารถบอกถึงความเร็วแม่นยำของค่าความเร็วที่เกิดขึ้นว่ามีความถูกต้องมากน้อยเพียงใด ทำให้ค่าความเร็วที่ออกมาเป็นเพียงการประมาณเท่านั้น และบางครั้งหน่วยของความเร็วการไหลของเลือดยังคงเป็นหน่วยจุดภาพต่อวินาที ซึ่งไม่สามารถที่จะแปลงเป็นหน่วยมาตรฐานคือไมโครเมตรต่อวินาทีได้ เนื่องจากไฟล์วิดีโอดิจิทัลบางไฟล์ไม่สามารถเห็นเซลล์เม็ดเลือดแดงที่จะสามารถนำมาเทียบค่าเพื่อทำการแปลงหน่วยเป็นไมโครเมตรได้ และโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเป็นเพียงโปรแกรมแบบกึ่งอัตโนมัติ คือจะต้องเลือกบริเวณที่สนใจทราบความเร็วเท่านั้น นอกจากนี้โปรแกรมไม่สามารถที่จะหาความเร็วการไหลของเลือดในทิศทางไหลในแนวเฉียงและแนวนอนได้ เนื่องจากอัลกอริทึมที่ถูกสร้างขึ้นมานั้น ถูกรองรับการเคลื่อนที่ในทิศทางแนวขี้นลงเท่านั้น และประเด็นสุดท้ายคือโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นยังไม่สามารถเป็นโปรแกรมที่คอยตรวจ หรือคำนวณค่าความเร็วจากสถานการณ์ที่เกิดขึ้นจริง (Real time) ได้ กล่าวคือ ไฟล์วิดีโอดิจิทัลจะนำมาคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดได้ ก็ต่อเมื่อบันทึกภาพวิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดเสร็จเรียบร้อยแล้ว ถึงจะสามารถนำเข้าสู่โปรแกรมเพื่อที่จะคำนวณได้

5.2.2 โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมานี้เป็นเพียงโปรแกรมแบบกึ่งอัตโนมัติ กล่าวคือในการพิจารณาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยเป็นการพิจารณาจากการเคลื่อนที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดง ที่เลือกมาจากคู่เฟรมภาพที่อยู่ติดกันเพียงคู่หนึ่ง ซึ่งในขั้นตอนการแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลให้เป็นเฟรมภาพหากเป็นไฟล์ที่มีเวลานาน จะทำให้ขั้นตอนการแตกไฟล์วิดีโอเป็นเฟรมภาพนั้นเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ขั้นตอนของการประมวลผลภาพยังคงมีปัญหาในเรื่องของการเลือกวิธีการที่เหมาะสมที่สุด ซึ่งบางครั้งถึงแม้เลือกวิธีการที่เหมาะสมที่สุด แต่ยังไม่สามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพให้ได้ดีตามต้องการได้ และอย่างไรก็ตามค่าความเร็วที่ได้จากโปรแกรมยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่บ้าง ซึ่งเกิดจากขั้นตอนของการกรองภาพและแปลงภาพระดับสีเทาเป็นภาพลักษณะฐานสอง ที่ทำให้ข้อมูลในภาพคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง ในเรื่องของทิศทางไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงในแนวเฉียง โปรแกรมยังไม่สามารถคำนวณหาความเร็วได้ เนื่องจากในขั้นตอนการ Crop เพื่อเลือกบริเวณที่ต้องการทราบความเร็วยังไม่สามารถหมุนหน้าต่างที่ Crop ในแนวเฉียงได้ และในกรณีผลลัพธ์ของจำนวนเซนทรอยด์บนเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ได้จากการ Crop ไม่เท่ากัน โปรแกรมไม่สามารถแสดงผลความเร็วออกมาได้ ประเด็นสุดท้ายโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมานี้ยังคงไม่สามารถเป็นโปรแกรมที่คอยตรวจ หรือคำนวณค่าความเร็วจากสถานการณ์ที่เกิดขึ้นจริงได้ เช่นเดียวกับโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก

5.2.3 โปรแกรมการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

โปรแกรมนี้เป็นการใช้เฟรมภาพเพียง 1 เฟรมภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล ในการหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด แต่ภายในโปรแกรมยังไม่มีส่วนที่โหลดไฟล์วิดีโอดิจิทัลและแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพ ซึ่งจะต้องอาศัยโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยในการช่วยแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพ ทำให้เกิดปัญหาซับซ้อนในการทำงาน นอกจากนี้ค่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดของบางเฟรมภาพยังคงเป็นหน่วยจุดภาพ ซึ่งไม่สามารถเปลี่ยนเป็นเป็นหน่วยไมโครเมตรได้ เนื่องจากไม่สามารถเห็นเซลล์เม็ดเลือดแดงที่จะนำไปเทียบค่าเพื่อทำการแปลงหน่วยเป็นไมโครเมตรได้

5.3 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาโปรแกรมคำนวณหาความเร็วการไหลของเลือดและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

สำหรับประเด็นในงานวิจัยที่สามารถศึกษาและนำไปพัฒนาต่อได้ มีดังนี้

- การพิสูจน์ความถูกต้องของโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก ในประเด็นเปรียบเทียบค่าความเร็วจากโปรแกรมกับความเร็วที่รู้ค่า เพื่อให้ทราบว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมีความถูกต้องเพียงใด
- ในส่วนของโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย สามารถพัฒนาในประเด็นการหาความเร็วแบบอัตโนมัติโดยไม่ต้องเลือกคู่เฟรมภาพ เพื่อช่วยลดระยะเวลาในการแตกไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพ
- ในขั้นตอนการประมวลผลภาพสำหรับโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย สามารถปรับปรุงอัลกอริทึมให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้นในแง่ของข้อมูลภาพที่ให้คงข้อมูลเดิมอยู่ให้มากที่สุด เพื่อให้ความถูกต้องของการคำนวณหาความเร็วเพิ่มมากขึ้น
- ควรพัฒนาโปรแกรมให้สามารถคำนวณค่าความเร็วและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางจากสถานการณ์ที่เกิดขึ้นจริงได้ (Real time measurement) เพื่อความรวดเร็วในการทราบค่า
- ควรพัฒนาโปรแกรมให้สามารถหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือดำเล็กในทิศทางการไหลแนวเฉียงและแนวนอนได้ เพื่อเพิ่มความสามารถในการใช้งานของโปรแกรมให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น
- ควรพัฒนาโปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย ให้สามารถหาความเร็วในทิศทางการเคลื่อนที่แนวเฉียงได้ รวมทั้งแก้ไขความผิดพลาดของโปรแกรมที่ไม่สามารถคำนวณหาความเร็วในกรณีที่จำนวนเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดงที่ได้จากการ Crop ทั้งสองเฟรมภาพไม่เท่ากัน

บรรณานุกรม

- Aliahmad, B., D.K. Kumar, S. Janghorban, M.Z.C. Azemin, and R. Kawasaki. 2012. "Retinal Vessel Diameter Measurement Using Multi-Step Regression Method." In *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2012 ISSNIP*, 1–4.
- Altas, I., J. Louis, and J. Belward. 1995. "A Variational Approach to the Radiometric Enhancement of Digital Imagery." *IEEE Transactions on Image Processing* 4 (6): 845–849.
- Bonacci, E., N. Santacroce, N. D'Amico, and R. Mattace. 1996. "Nail-Fold Capillaroscopy in the Study of Microcirculation in Elderly Hypertensive Patients." *Archives of Gerontology and Geriatrics* 22 Suppl 1: 79–83.
- Bovik, A.C. 2010. *Handbook of Image and Video Processing*. Academic Press.
- Cabreres, P., J. Martini, M. Intaglietta, and A.G. Tsai. 2006. "Blood Viscosity Maintains Microvascular Conditions during Normovolemic Anemia Independent of Blood Oxygen-Carrying Capacity." *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 291 (2): H581–590.
- Canny, J. 1986. "A Computational Approach to Edge Detection." *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* PAMI-8 (6): 679–698.
- Centre.com, Virtual Medical. 2010. Blood Function and Composition, Virtual Medical Centre.com. <http://www.virtualmedicalcentre.com/anatomy/blood-function-and-composition/30>. (accessed January 18, 2014).
- Centroid. 2013. centroid. *Wikipedia, the Free Encyclopedia*. <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Centroid&oldid=586559682>. (accessed February 10, 2014)
- Chang, C.H., R.K. Tsai, W.C. Wu, S.L. Kuo, and H.S. Yu. 1997. "Use of Dynamic Capillaroscopy for Studying Cutaneous Microcirculation in Patients with Diabetes Mellitus." *Microvascular Research* 53 (2) (March): 121–127.
- Cohen, H.J., and D.J. Marsh. 1980. "In Vitro Calibration of a Video-Based Method for Measuring Blood Velocity in Kidney Medulla and Other Tissues Subject to Respiratory Motion." *Microvascular Research* 19 (3) (May): 277–287.
- Cross-Correlation. 2012. *Wikipedia, the Free Encyclopedia*. <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Cross-correlation&oldid=589925378>. (accessed February 10, 2014)
- Euclidean Distance. 2013. *Wikipedia, the Free Encyclopedia*. http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Euclidean_distance&oldid=587199728. (accessed February 10, 2014)

- Fu, K. S., and J.K. Mui. 1981. "A Survey on Image Segmentation." *Pattern Recognition* 13 (1): 3–16.
- Gao, W., L. Yang, X. Zhang, B. Zhou, and C. Ma. 2010. "Based on Soft-Threshold Wavelet de-Noiseing Combining with Prewitt Operator Edge Detection Algorithm." In *2010 2nd International Conference on Education Technology and Computer (ICETC)*, 5:V5–155–V5–162.
- Genzel-Boroviczény, O., J. Strötgen, A.G. Harris, K. Messmer, and F. Christ. 2002. "Orthogonal Polarization Spectral Imaging (OPS): A Novel Method to Measure the Microcirculation in Term and Preterm Infants Transcutaneously." *Pediatric Research* 51 (3) (March): 386–391.
- Goedhart, P.T., M. Khalilzada, R. Bezemer, J. Merza, and C. Ince. 2007. "Sidestream Dark Field (SDF) Imaging: A Novel Stroboscopic LED Ring-Based Imaging Modality for Clinical Assessment of the Microcirculation." *Optics Express* 15 (23) (November 12): 15101–15114.
- Gonzales, R.C., and R.E. Woods. 1992. *Digital Image Processing*. Third Editions. United States of America: Addison-Wesley Publishing Company, Inc.
- Gunturk, B.K., Y. Altunbasak, and R.M. Mersereau. 2003. "Multiframe Information Fusion for Gray-Scale and Spatial Enhancement of Images." In *2003 International Conference on Image Processing, 2003. ICIP 2003. Proceedings*, 2:II–319–22 vol.3.
- He, K., J. Sun, and X. Tang. 2010. "Guided Image Filtering." In *Computer Vision – ECCV 2010*, edited by Kostas Daniilidis, Petros Maragos, and Nikos Paragios, 1–14. Lecture Notes in Computer Science 6311. Springer Berlin Heidelberg. http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-15549-9_1.
- Hinkle, D.E., W. William, and G.J. Stephen. 1998. *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*. 4th ed. New York : Houghton Mifflin,
- Huang, C.C., P.Y. Lee, P.Y. Chen, and T.Y. Liu. 2012. "Design and Implementation of a Smartphone-Based Portable Ultrasound Pulsed-Wave Doppler Device for Blood Flow Measurement." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 59 (1): 182–188.
- Huang, T.C., W.C. Lin, C.C. Wu, G. Zhang, and K.P. Lin. 2010. "Experimental Estimation of Blood Flow Velocity through Simulation of Intravital Microscopic Imaging in Micro-Vessels by Different Image Processing Methods." *Microvascular Research* 80 (3) (December): 477–483.

- Kang, D., C. Park, and S. Won. 2008. "Robust Image Binarization Method for Billet Identification in Steelmaking Process." In *34th Annual Conference of IEEE Industrial Electronics, 2008. IECON 2008*, 1539–1544.
- Langeder, F., and B.G. Zagar. 2009. "Image Processing Strategies to Accurately Measure Red Blood Cell Motion in Superficial Capillaries." In *6th International Multi-Conference on Systems, Signals and Devices, 2009. SSD '09*, 1–5.
- Lee, J., A. Jirapatnakul, A.P. Reeves, W.E. Crowe, and I.H. Sarelius. 2007. "VESSEL DIAMETER TRACKING IN INTRAVITAL MICROSCOPY IMAGE SEQUENCES." In *4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2007. ISBI 2007*, 360–63.
- Li, J.F., K.Q. Wang, and D. Zhang. 2002. "A New Equation of Saturation in RGB-to-HSI Conversion for More Rapidity of Computing." In *2002 International Conference on Machine Learning and Cybernetics, 2002. Proceedings*, 3:1493–1497 vol.3.
- Marion, A., W. Aoudi, A. Basarab, P. Delachartre, and D. Vray. 2010. "Blood Flow Evaluation in High-Frequency, 40 MHz Imaging: A Comparative Study of Four Vector Velocity Estimation Methods." *Ultrasonics* 50 (7) (June): 683–690.
- Mates-Needham, E.A., and J.B. Bassingthwaighte. 1989. "A Model for Blood-Tissue Oxygen Exchange and Tracer Water Production." In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in*, 256–257 vol.1.
- Moresco, K.P., N. Patel, M.S. Johnson, D. Trobridge, K.A. Bergan, and S.G. Lalka. 2000. "Accuracy of CO₂ Angiography in Vessel Diameter Assessment: A Comparative Study of CO₂ versus Iodinated Contrast Material in an Aortoiliac Flow Model." *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 11 (4) (April): 437–444.
- Neil, A.C., B.R. Jane, A.U. Lisa, L.C. Michael, A.W. Steven, V.M. Peter, B.J. Robert. 2012. How Blood Flows Through the Body, Boundless. <https://www.boundless.com/biology/the-circulatory-system/blood-flow-and-blood-pressure-regulation/how-blood-flows-through-the-body/>. (accessed January18, 2014).
- Nitzberg, M., and T. Shiota. 1992. "Nonlinear Image Filtering with Edge and Corner Enhancement." *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 14 (8): 826–833.

- Popescu, G., T. Ikeda, C.A. Best, K. Badizadegan, R.R. Dasari, and M.S. Feld. 2005. "Erythrocyte Structure and Dynamics Quantified by Hilbert Phase Microscopy." *Journal of Biomedical Optics* 10 (6) (December): 060503.
- Restrepo, A., and A.C. Bovik. 1988. "Adaptive Trimmed Mean Filters for Image Restoration." *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing* 36 (8): 1326–1337.
- Reyes-Aldasoro, C.C., S. Akerman, and G.M. Tozer. 2008. "Measuring the Velocity of Fluorescently Labelled Red Blood Cells with a Keyhole Tracking Algorithm." *Journal of Microscopy* 229 (Pt 1): 162–73.
- Scott F. 2012. Blood Pressure. <https://www.boundless.com/biology/the-circulatory-system/blood-flow-and-blood-pressure-regulation/blood-pressure/>, Boundless. (accessed January 18,2014).
- Shih, T.C., G. Zhang, C.C. Wu, H.D. Hsiao, T.H. Wu, K.P. Lin, and T.C. Huang. 2011. "Hemodynamic Analysis of Capillary in Finger Nail-Fold Using Computational Fluid Dynamics and Image Estimation." *Microvascular Research* 81 (1) (January): 68–72.
- Sobel, I. 1978. "Neighborhood Coding of Binary Images for Fast Contour Following and General Binary Array Processing." *Computer Graphics and Image Processing* 8 (1) (August): 127–135.
- Sourice, A., G. Plantier, and J.L. Saumet. 2005. "Red Blood Cell Velocity Estimation in Microvessels Using the Spatiotemporal Autocorrelation." *Measurement Science and Technology* 16 (11) (November 1): 2229.
- Stewart, J.R., A. Cunningham, D. Alexander, B.A. Silen, and C. Fenton. 1994. "Method and Apparatus for Converting RGB Digital Data to Optimized CMYK ..." <http://www.google.co.th/patents?id=w2cdAAAAEBAJ>.
- Su, B., S. Lu, and C.L.Tan. 2011. "Combination of Document Image Binarization Techniques." In *2011 International Conference on Document Analysis and Recognition (ICDAR)*, 22–26.
- Sugii, Y., S. Nishio, and K. Okamoto. 2002. "In Vivo PIV Measurement of Red Blood Cell Velocity Field in Microvessels Considering Mesentery Motion." *Physiological Measurement* 23 (2) (May): 403–416.
- Sugii, Y., R. Okuda, K. Okamoto, and H. Madarame. 2005. "Velocity Measurement of Both Red Blood Cells and Plasma of *in Vitro* Blood Flow Using High-Speed Micro PIV Technique." *Measurement Science and Technology* 16 (5) (May 1): 1126–1130.

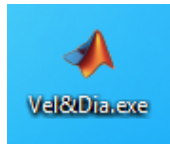
- Wang, A., and X. Liu. 2012. "Vehicle License Plate Location Based on Improved Roberts Operator and Mathematical Morphology." In *2012 Second International Conference on Instrumentation, Measurement, Computer, Communication and Control (IMCCC)*, 995–998.
- Wollersheim, H., J. Reyenga, and T. Thien. 1988. "Laser Doppler Velocimetry of Fingertips during Heat Provocation in Normals and in Patients with Raynaud's Phenomenon." *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation* 48 (1) (February): 91–95.
- Wu, C.C., G. Zhang, T.C. Huang, and K.P. Lin. 2009. "Red Blood Cell Velocity Measurements of Complete Capillary in Finger Nail-Fold Using Optical Flow Estimation." *Microvascular Research* 78 (3) (December): 319–324.
- You, S., E. Ataer-Cansizoglu, D. Erdogmus, M. Massey, and N. Shapiro. 2012. "Microvascular Blood Flow Estimation in Sublingual Microcirculation Videos Based on a Principal Curve Tracing Algorithm." In *2012 IEEE International Workshop on Machine Learning for Signal Processing (MLSP)*, 1–6.
- Youlian, Z., and H. Cheng. 2011. "An Improved Median Filtering Algorithm Combined with Average Filtering." In *2011 Third International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation (ICMTMA)*, 1:420–423.
- Zhang, M., X. Li, Z. Yang, and Y. Yang. 2010. "A Novel Zero-Crossing Edge Detection Method Based on Multi-Scale Space Theory." In *2010 IEEE 10th International Conference on Signal Processing (ICSP)*, 1036–1039.
- พิเชษ วยะละสุน. 2556. การวิเคราะห์ประสิทธิภาพการเพิ่มคุณภาพภาพโครโมโซมชนิดจีแบนด์แบบอัตโนมัติด้วยวิธีฮิสโตแกรมอิกวอไลเซชัน. *วารสารวิจัย มช.* 18(2): 240-256.

ภาคผนวก ก
คู่มือการใช้งานโปรแกรม

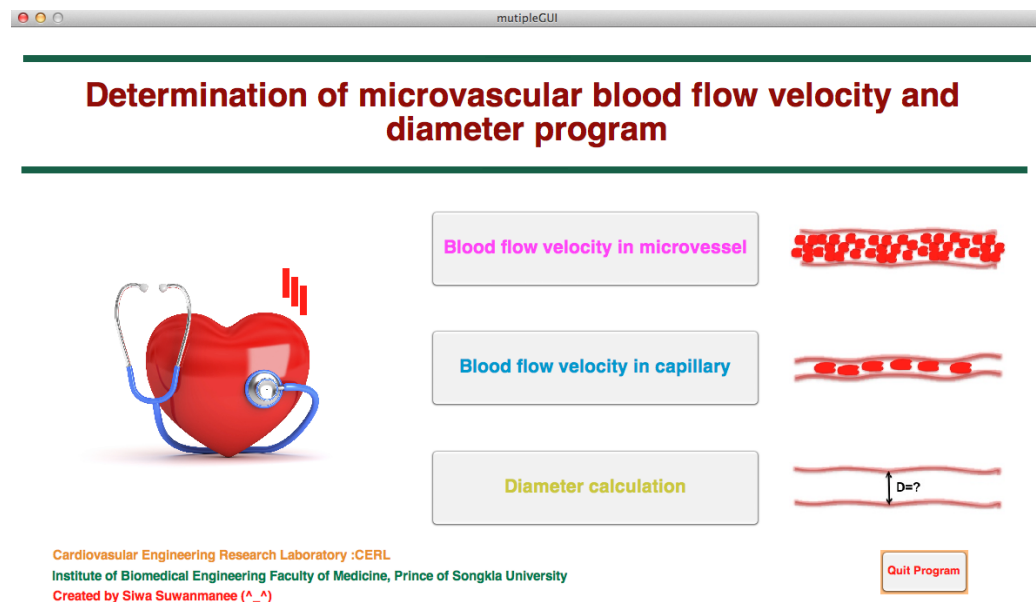
คู่มือการใช้งาน

1. โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดดำเล็ก

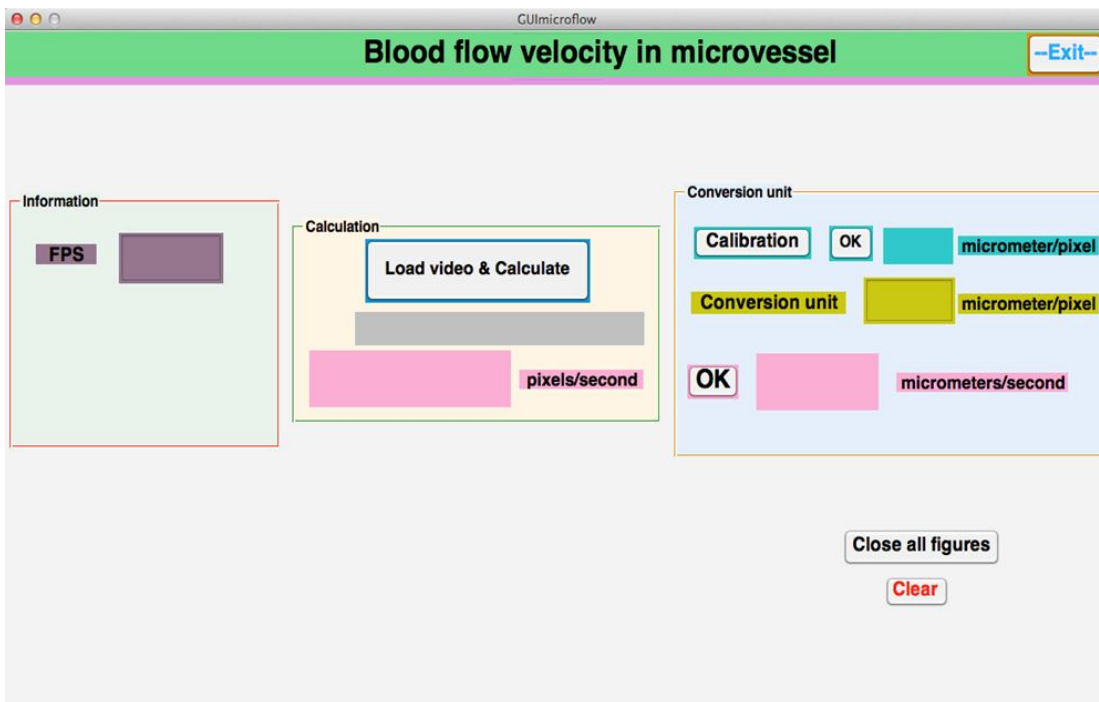
1.1 เปิดโปรแกรม Vel&Dia ดังแสดงในภาพประกอบ



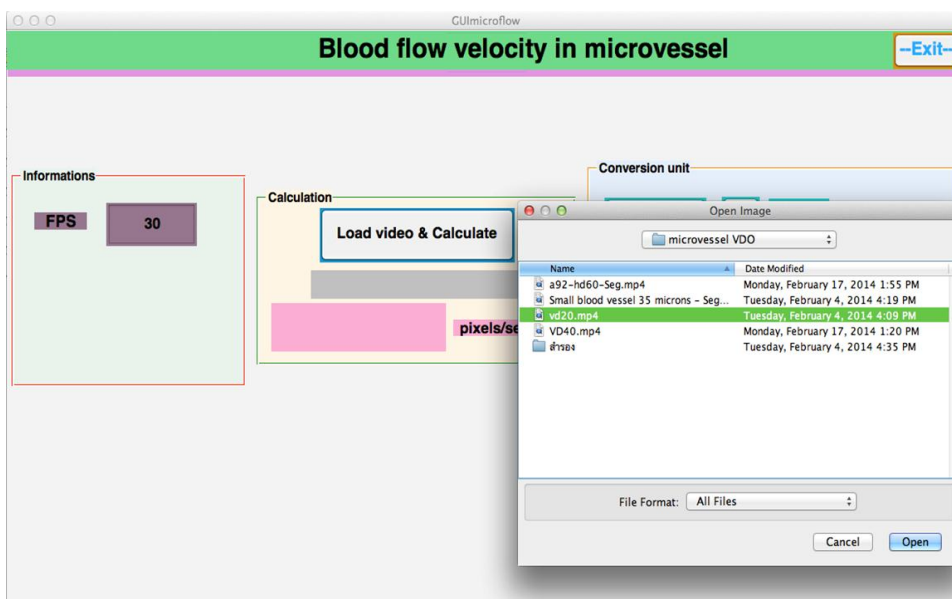
1.2 หลังจากเปิดโปรแกรม จะแสดงหน้าต่างโปรแกรมดังแสดงในภาพประกอบจากนั้นทำการเลือก Blood flow velocity in microvessel เพื่อหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก



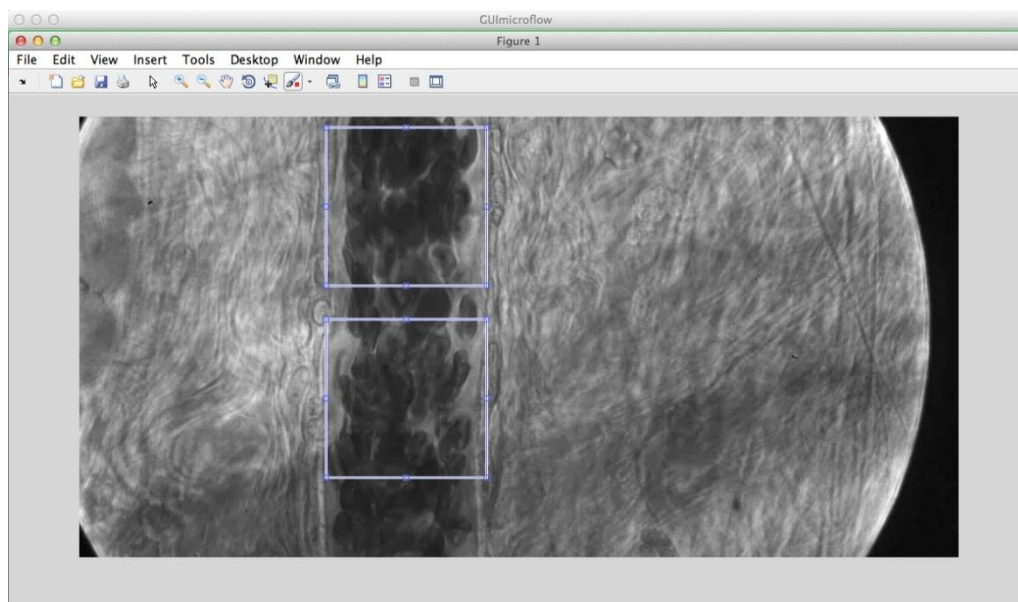
1.3 โปรแกรมหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก ดังแสดงในภาพประกอบ



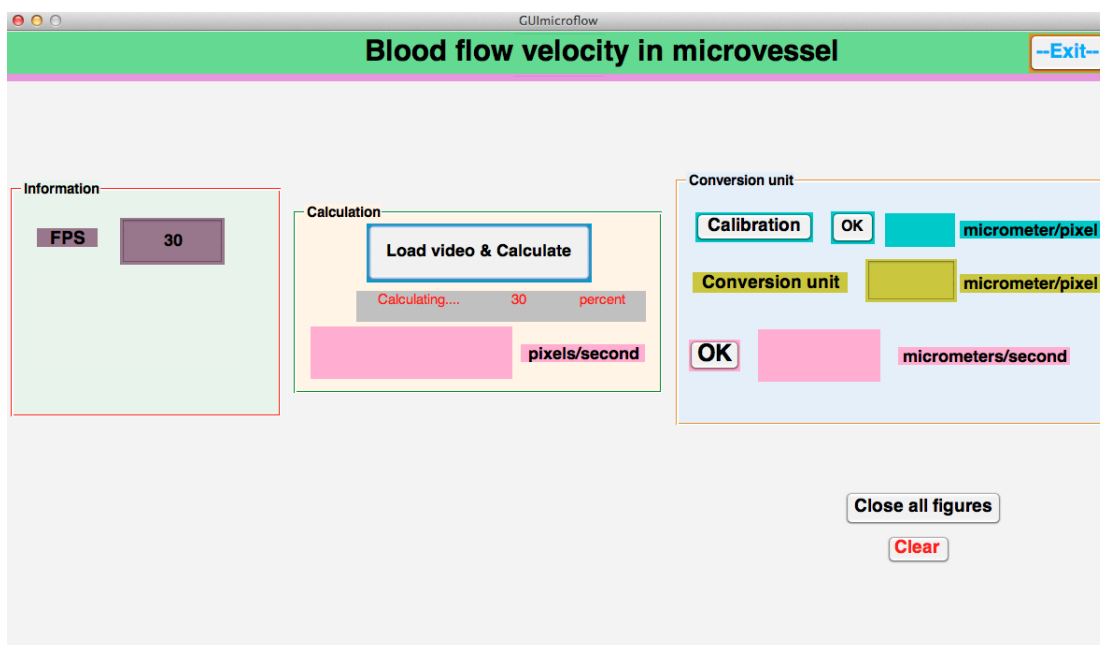
1.4 กรอกข้อมูลอัตราการแสดงภาพต่อวินาทีของไฟล์วิดีโอดิจิทัล จากนั้นจากนั้นนำไฟล์เข้าสู่โปรแกรมโดยกดปุ่ม Load video & Calculate เพื่อโหลดไฟล์วิดีโอดิจิทัลที่ต้องการหาความเร็วการไหลของเลือด ดังแสดงในภาพประกอบ



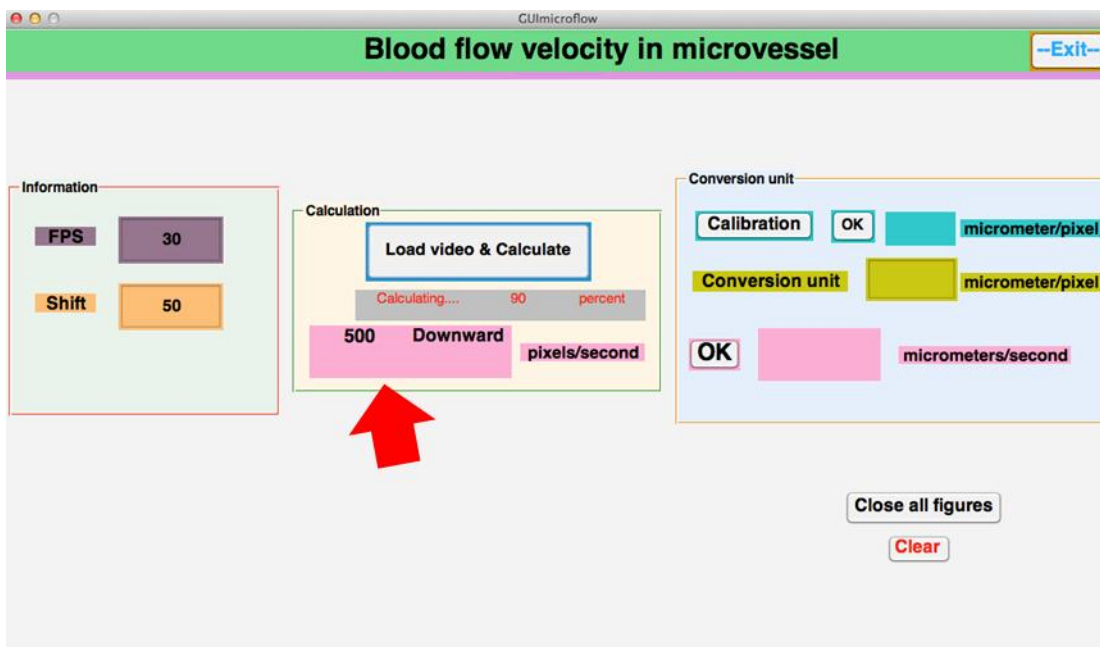
1.5 ทำการคำนวณโดยสร้างหน้าต่าง 2 หน้าต่าง ในบริเวณที่ต้องการทราบความเร็วการไหลของเลือดดังแสดงในภาพประกอบ



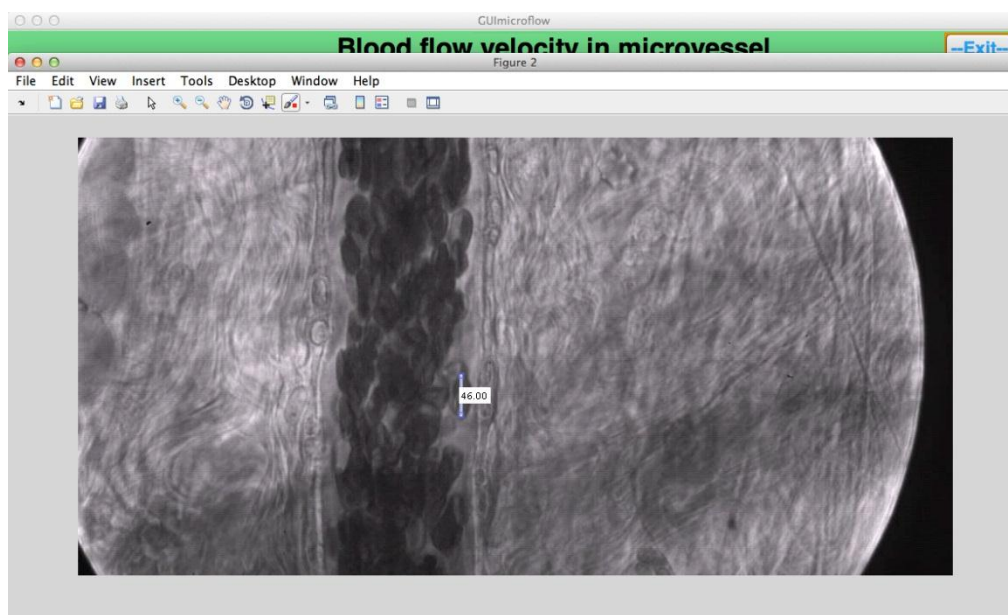
1.6 รอกการประมวลผล โดยจะแสดงสถานะเปอร์เซ็นต์การคำนวณ ดังแสดงในภาพประกอบ



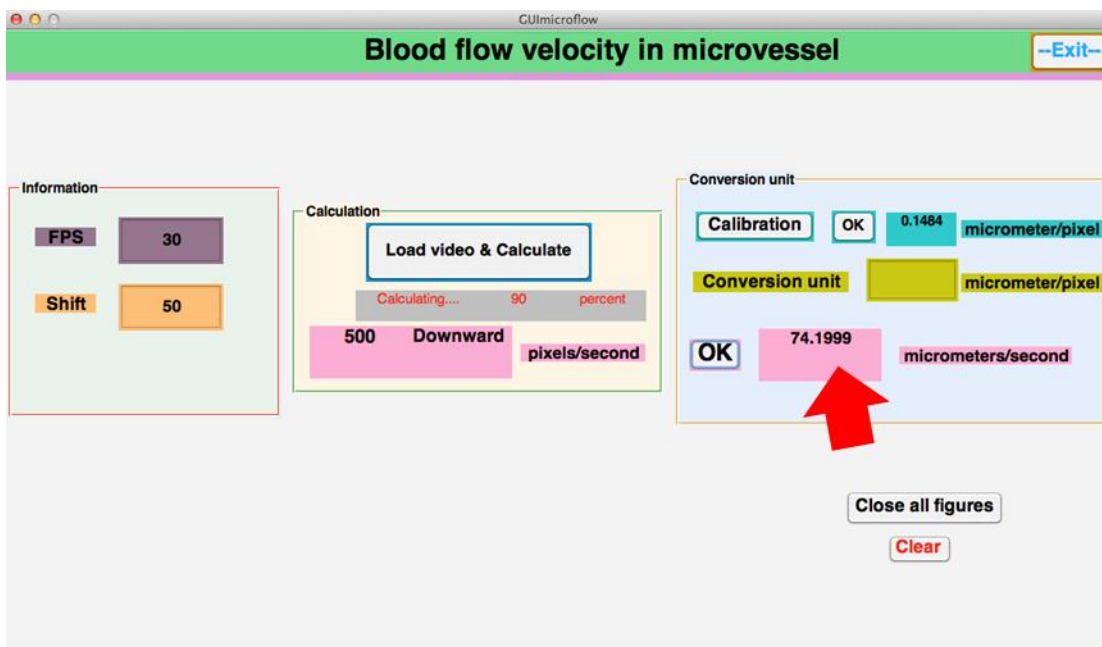
1.7 โปรแกรมจะแสดงค่าความเร็วการไหลของเลือดในหน่วยจุดภาพต่อวินาที ดังแสดงในภาพประกอบ



1.8 ทำการแปลงหน่วยความเร็วจากจุดภาพต่อวินาทีเป็นไมโครเมตรต่อวินาที โดยจะอยู่ในส่วนของ Conversion unit เริ่มจากการกดปุ่ม Calibration จากนั้นโปรแกรมก็จะเรียกเฟรมภาพจากไฟล์วิดีโอดิจิทัล พร้อมทั้งแสดงเส้นไม้บรรทัดเพื่อวัดขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดง ดังแสดงในภาพประกอบ



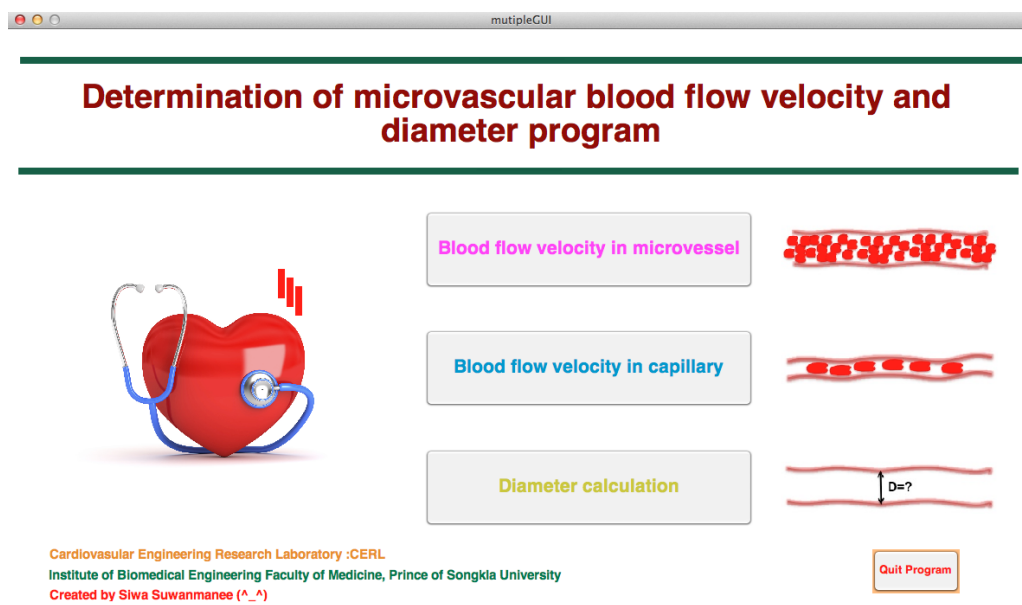
1.9 โปรแกรมจะแสดงค่าความเร็วการไหลของเลือดในหน่วยไมโครเมตรต่อวินาที เมื่อกดปุ่ม OK ดังแสดงในภาพประกอบ



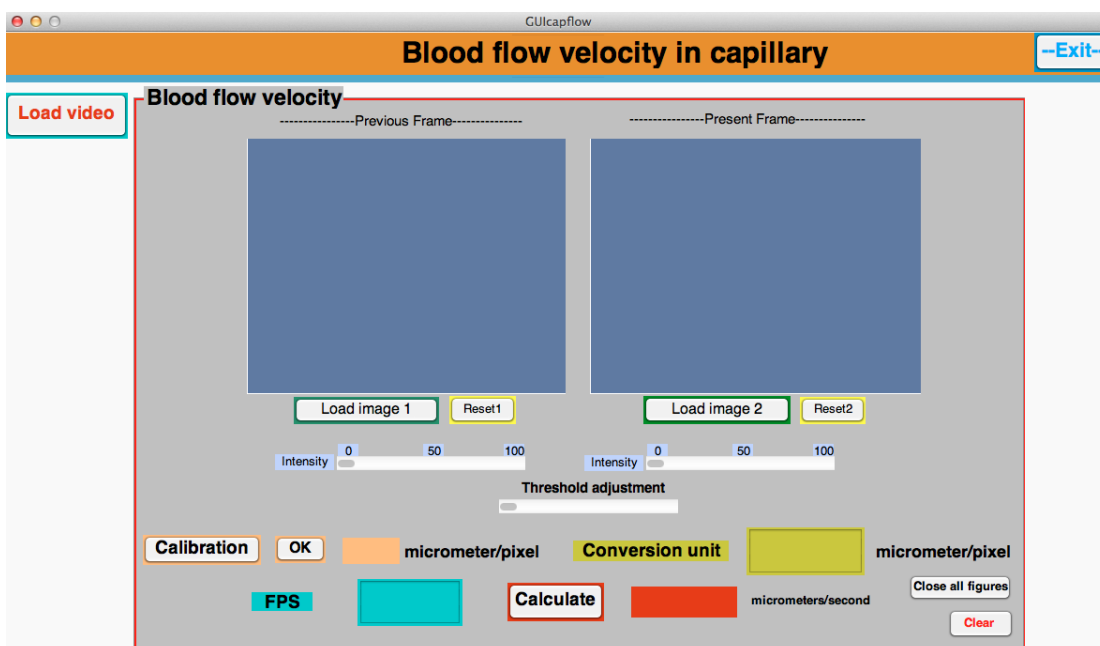
1.10 หากต้องการปิดหน้าต่างโปรแกรม Blood flow velocity in microvessel สามารถกด Exit เพื่อปิดหน้าต่างในส่วนนี้

2. โปรแกรมการหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย

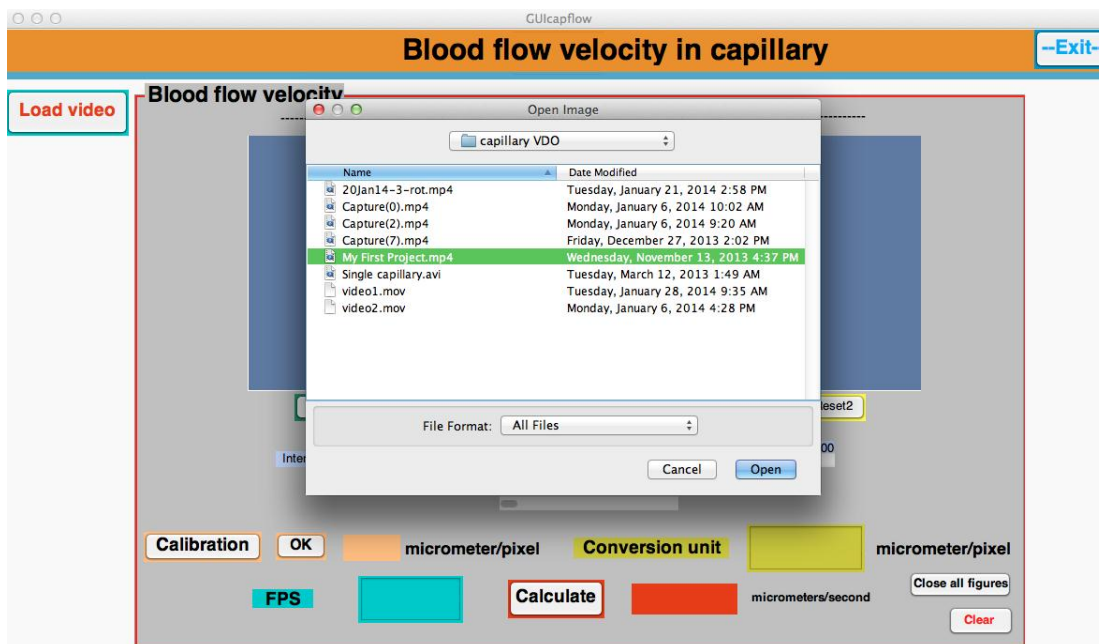
2.1 เลือก Blood flow velocity in capillary เพื่อหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย



2.2 โปรแกรมหาความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือดแดงเล็กหรือหลอดเลือดดำเล็ก ดังแสดงในภาพประกอบ

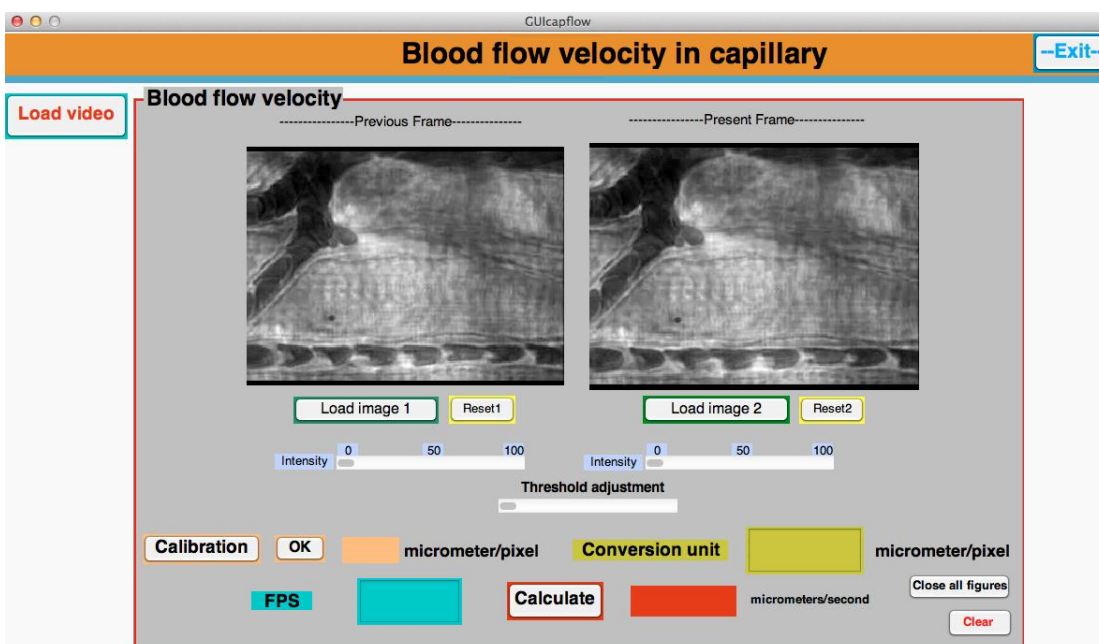


2.3 ทำการโหลดไฟล์วิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย โดยกดปุ่ม Load video ดังแสดงในภาพประกอบ



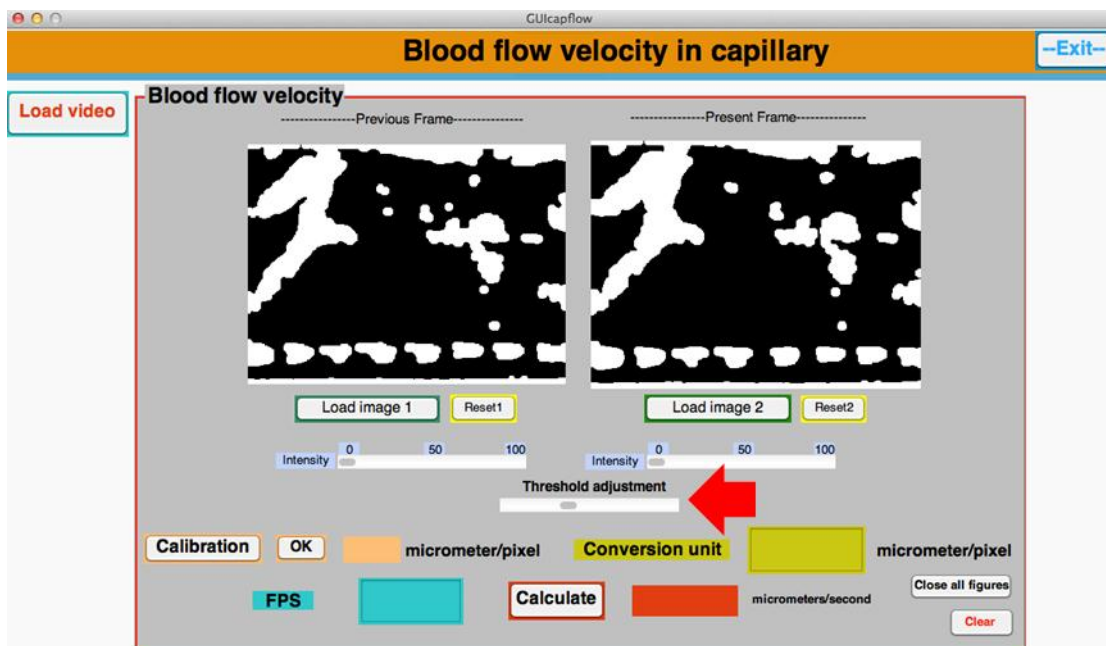
2.4 หลังจากที่โหลดไฟล์วิดีโอดิจิทัลการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอย โปรแกรมจะทำการกระจายไฟล์วิดีโอดิจิทัลเป็นเฟรมภาพ และบันทึกไว้ในโฟลเดอร์

2.5 เลือกคู่เฟรมภาพที่อยู่ติดกัน โดยกดปุ่ม Load image1 และ โหลด Load image2 ดังแสดงในภาพประกอบ



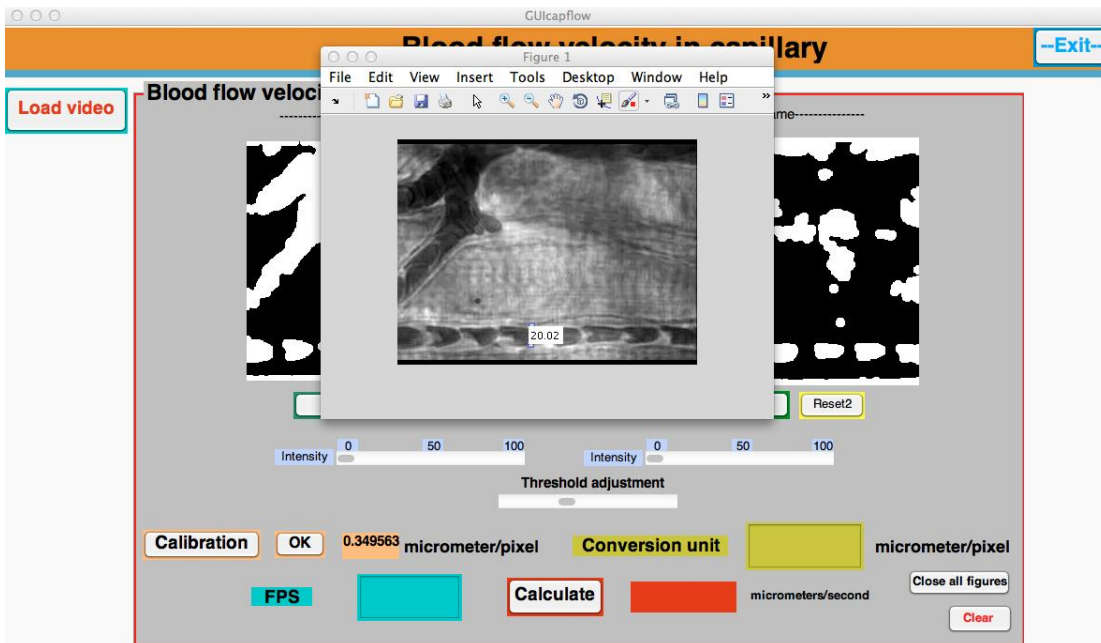
2.6 หากต้องการปรับความเข้มแสงในภาพสามารถใช้ Slider bar สำหรับปรับความคมชัดของภาพจะทำหน้าที่ปรับความสว่างของภาพตามความเหมาะสม

2.7 แปลงภาพสีและภาพระดับสีเทาเป็นภาพขาวดำ โดยการปรับค่าการขีดแบ่งได้จาก Threshold adjustment slider bar ดังแสดงในภาพประกอบ

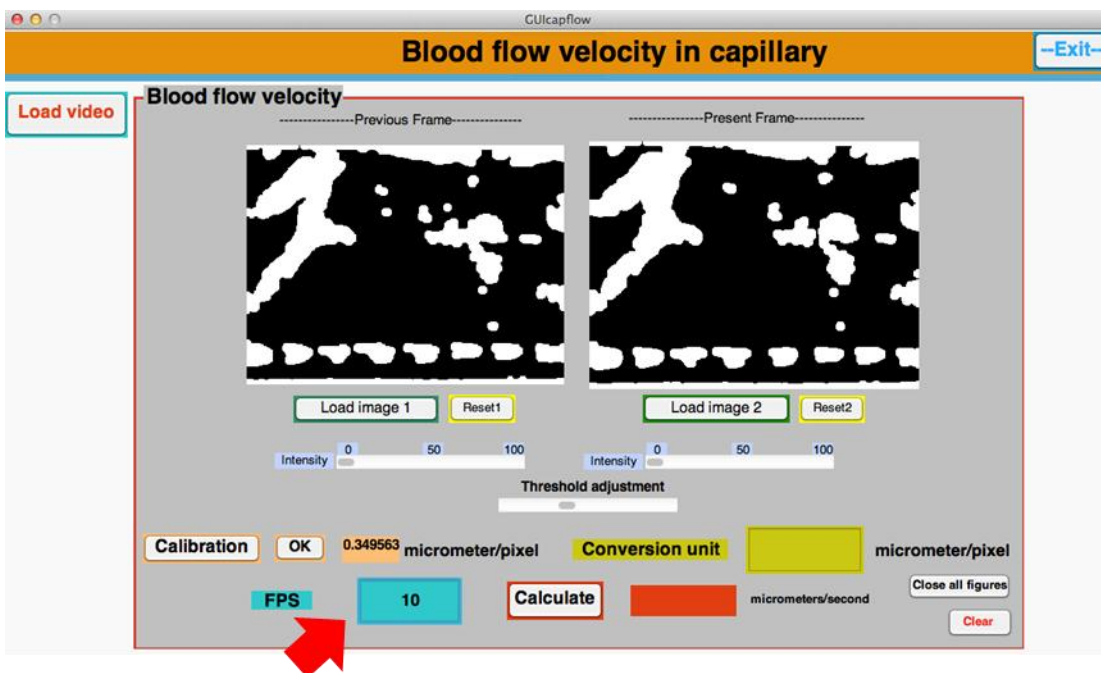


2.8 ในกรณีที่แปลงภาพแล้วไม่ได้ตามต้องการ สามารถกดปุ่ม Reset1 หรือ Reset 2 เพื่อจะให้ภาพไปสู่ภาพดั้งเดิมที่เริ่มต้นไหลตมา

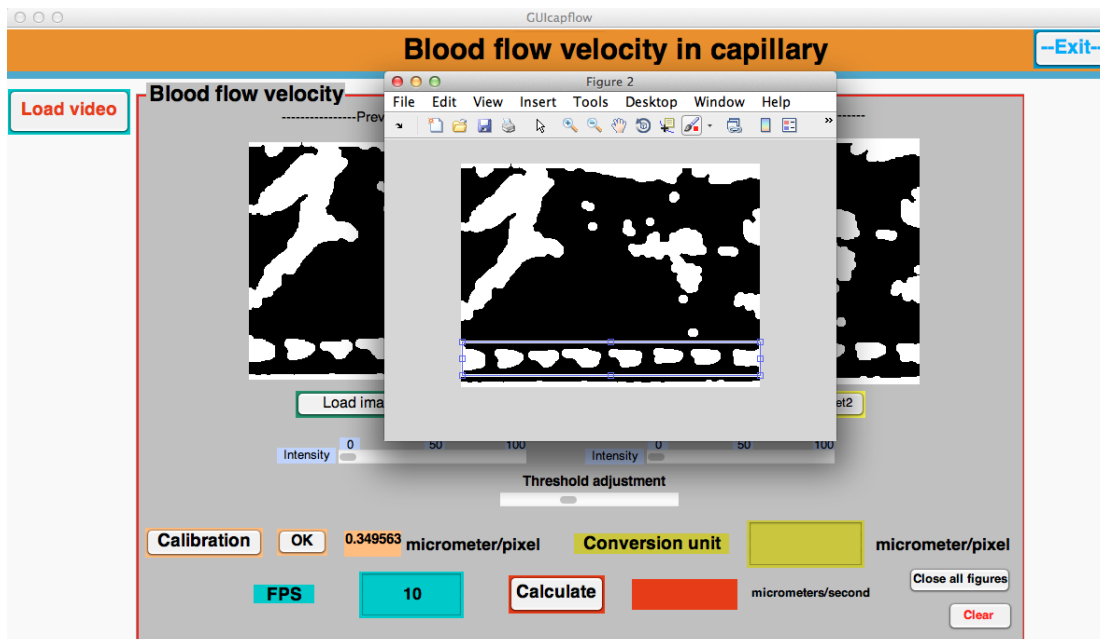
2.9 การแปลงค่า เป็นการกำหนดค่าในหน่วยไมโครเมตร สำหรับเตรียมที่จะนำไปใช้ในการแปลงหน่วยโดยการกดปุ่ม Calibration จากนั้นจะปรากฏเฟรมภาพพร้อมทั้งเส้นไม้บรรทัดขึ้นมาเพื่อใช้ลักษณะของเซลล์เม็ดเลือดแดง เมื่อได้ตำแหน่งที่เหมาะสมทำการกดปุ่ม OK ดังแสดงในภาพประกอบ



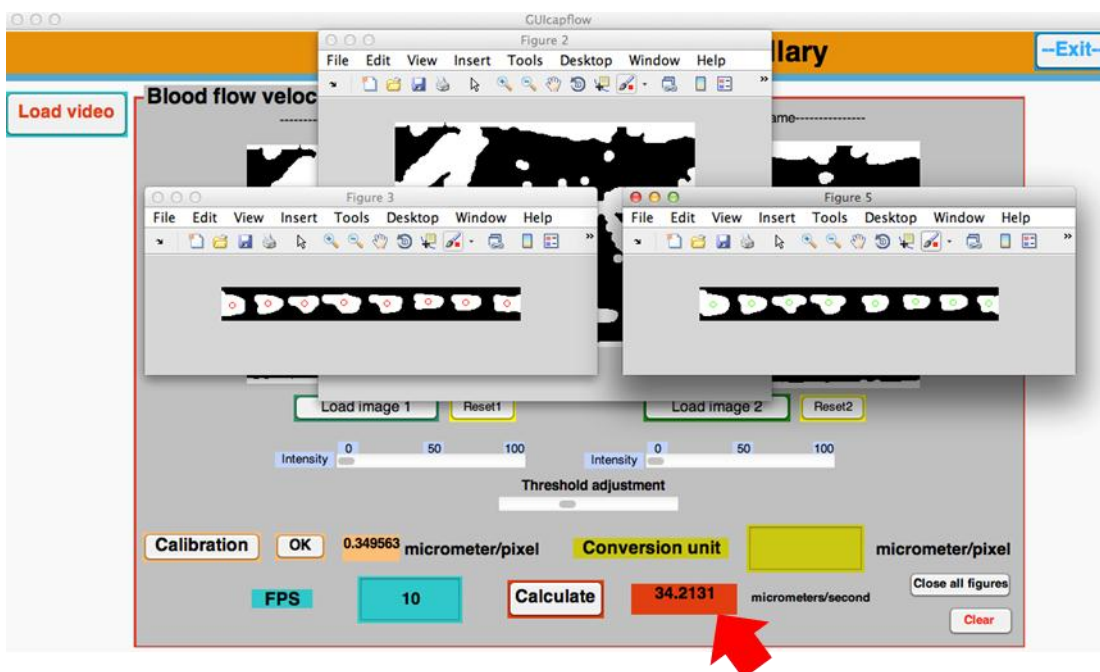
2.10 ทำการใส่ค่าอัตราการแสดงภาพต่อวินาทีของไฟล์วิดีโอดิจิทัล ดังแสดงในภาพประกอบ



2.11 ทำการคำนวณหาความเร็วโดยการกดปุ่ม Calculate จากนั้นจะปรากฏเฟรมภาพมาเพื่อที่จะให้ เลือกพื้นที่ที่เราสนใจทราบความเร็ว ดังแสดงในภาพประกอบ



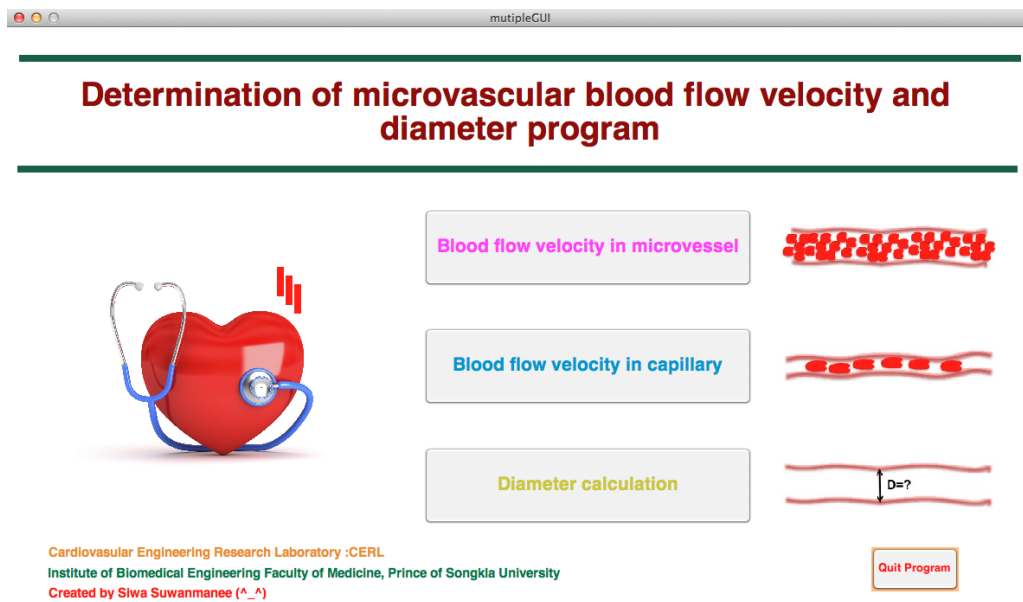
2.12 เมื่อทำการดับเบิลคลิกบริเวณที่ทำการเลือกบริเวณพื้นที่ที่เราสนใจทราบความเร็ว โปรแกรมจะแสดงภาพที่โปรแกรมคำนวณหาเซนทรอยด์ของเซลล์เม็ดเลือดแดง พร้อมทั้งแสดงค่าความเร็วการไหลของเซลล์เม็ดเลือดแดงเฉลี่ยในหน่วยไมโครเมตรต่อวินาที ดังแสดงในภาพประกอบ



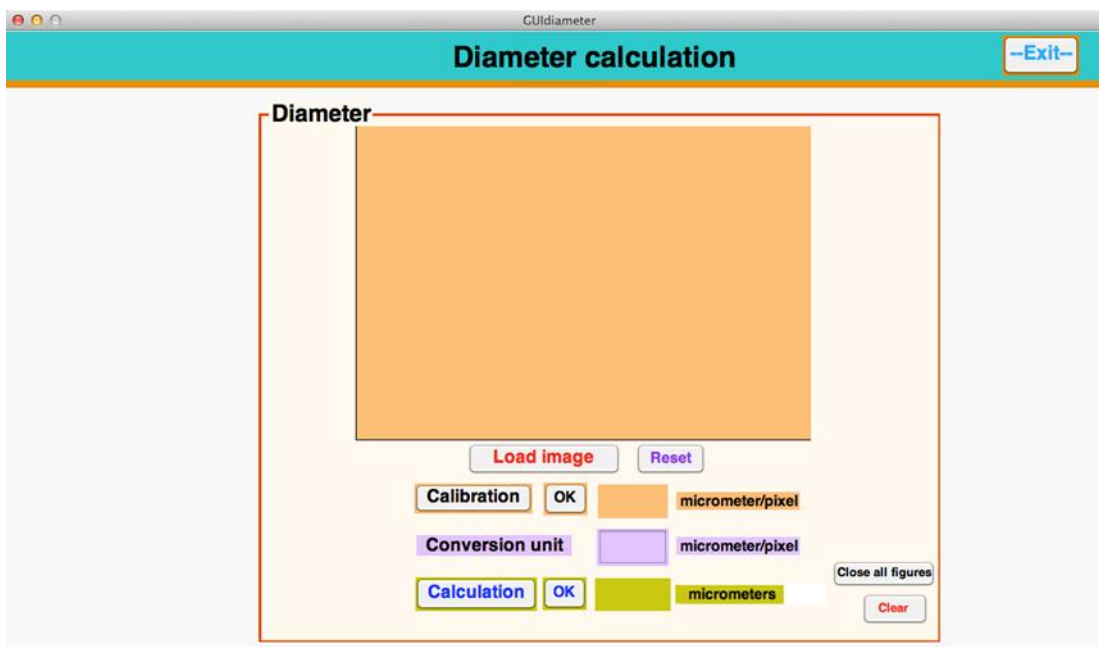
2.13 หากต้องการปิดหน้าต่างโปรแกรม Blood flow velocity in capillary สามารถกด Exit เพื่อปิดหน้าต่างในส่วนนี้

3. โปรแกรมการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด

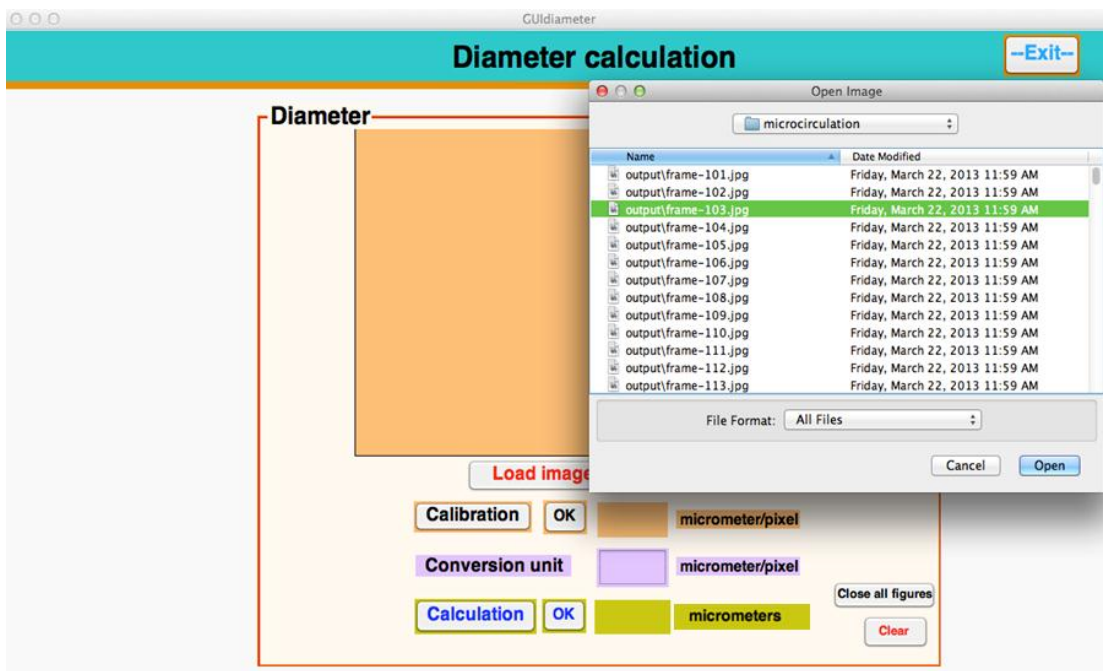
3.1 เลือก Diameter calculation เพื่อหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด



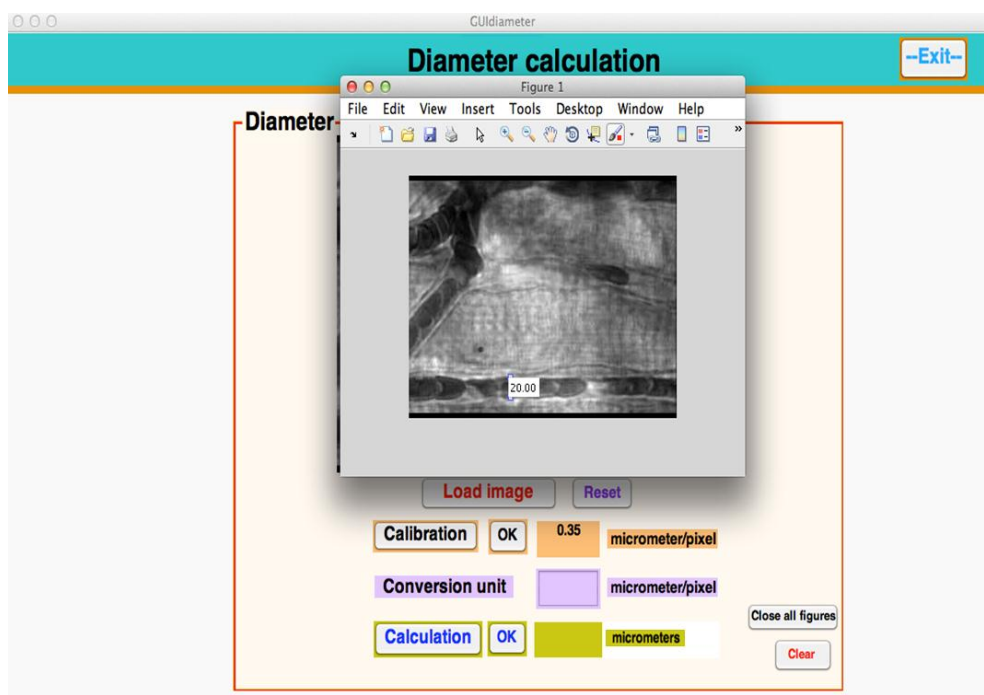
3.2 โปรแกรมการหาเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด ดังแสดงในภาพประกอบ



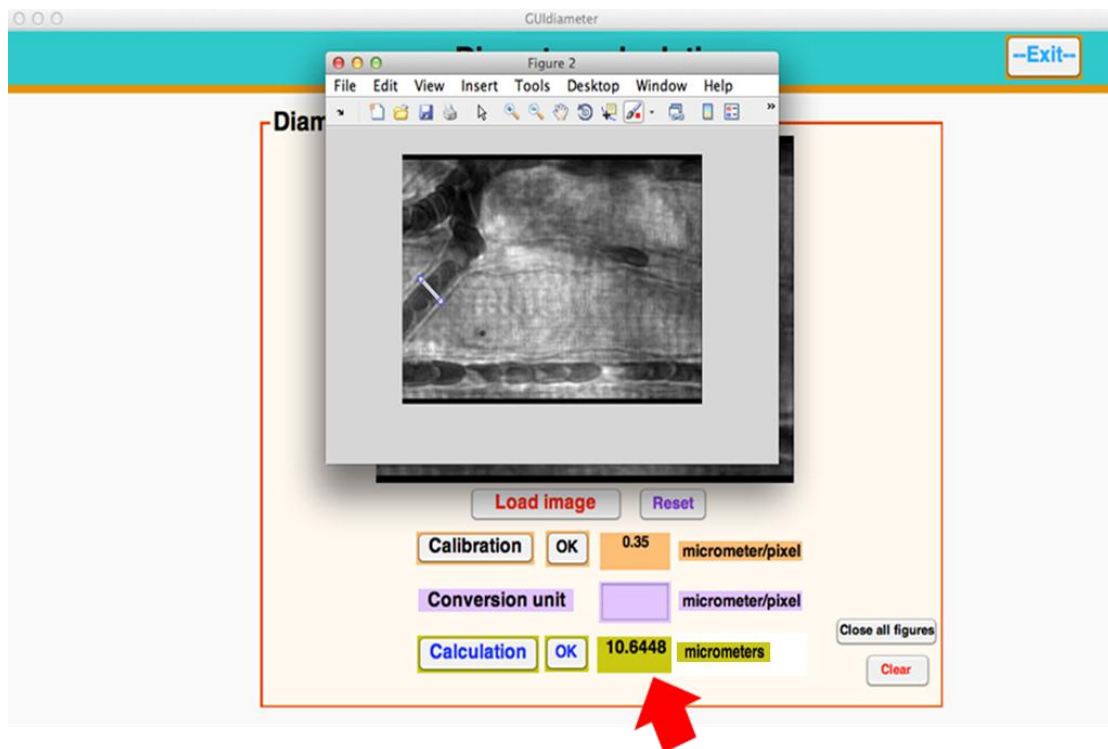
3.3 การนำไฟล์ภาพเข้าสู่โปรแกรม โดยกดปุ่ม Load image ดังแสดงในภาพประกอบ



3.4 การเทียบค่า เป็นการดำเนินการเพื่อกำหนดค่าในหน่วยไมโครเมตร เพื่อเตรียมที่จะนำไปใช้ในการแปลงหน่วยโดยการกดปุ่ม Calibration จากนั้นจะปรากฏเฟรมภาพพร้อมทั้งเส้นไม้บรรทัดขึ้นมาเพื่อใช้ลักษณะของเซลล์เม็ดเลือดแดง เมื่อได้ตำแหน่งที่เหมาะสมทำการกดปุ่ม OK ดังแสดงในภาพประกอบ



3.5 ทำการคำนวณหาขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดที่ต้องการทราบขนาด โดยกดปุ่ม Calculation ขณะเดียวกันจะปรากฏภาพและเส้นไม้บรรทัดขึ้นมาเพื่อให้ลากเส้นบริเวณที่ต้องการทราบขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด เมื่อเสร็จแล้วทำการกดปุ่ม OK โปรแกรมจะแสดงค่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือดในหน่วยไมโครเมตร ดังแสดงในภาพประกอบ



3.6 หากต้องการปิดหน้าต่างโปรแกรม Diameter calculation สามารถกด Exit เพื่อปิดหน้าต่างในส่วนนี้

ภาคผนวก ข
ข้อมูลการเผยแพร่วิทยานิพนธ์

Comparison of Video Image Edge Detection Operators on Red Blood Cells in Microvasculature

Siwa Suwanmanee, Surapong Chatpun
 Institute of Biomedical Engineering
 Faculty of Medicine, Prince of Songkla University
 Hatyai, Songkhla, Thailand
 s.suwanmanee3@gmail.com, surapong.c@psu.ac.th

Pedro Cabrales
 Department of Bioengineering
 University of California, San Diego
 La Jolla, USA
 pcabrales@ucsd.edu

Abstract— This study focused on the step of preprocessing in the part of edge detection techniques to detect red blood cells (RBCs) boundaries. The objectives of the study were to make a comparison between gradient based edge detection and zero-crossing based edge detection and to find out the appropriate operator to use for edge detection of RBCs in capillary. Sobel, Robert, Prewitt and Canny were used as gradient based edge detectors whereas Laplacian of Gaussian was used as zero-crossing based edge detector. Our study used two criteria to consider the quality of edge detector by eye judgment: the probability of a false positive and the probability of a false negative. It was found that Canny and LOG are suitable to use as edge detectors for RBCs in microvasculature.

Keywords— edge detection; red blood cell; video image processing; gradient based edge detection; zero-crossing based edge detection

I. INTRODUCTION

Microcirculation study can assist researchers who are interested in cardiovascular system as well as for physicians in diagnosis of diseases such as hypertension, sepsis, diabetes, and cancer. Microvascular blood flow velocity is important in physiological health monitoring and it is essential in oxygen supply, nutrient transportation, and waste removal. Blood flow velocity in an *in vivo* experiment can be determined by using video image processing. There are four steps to calculate blood flow velocity from video images: preprocessing, video stabilization, background subtraction, and blood flow velocity calculation. Several studies on the calculation of RBC velocity in micro-vessel using video microscopy face a problem in the step of preprocessing for maximum efficiency with the issue of choosing the appropriate edge detection operators [1].

Therefore, in this study we focused on the step of preprocessing in the part of edge detection techniques to detect RBC boundary. Edge detection is very important in the field of computer vision. Edges define the boundaries between regions in an image, which helps with segmentation and object recognition. Many operators have been introduced to perform edge detection in different fields of images. However, not every operator give a good performance, it depends on images quality such as lighting conditions, the presence of objects of similar intensities, density of edges in the scene, and noise.

Furthermore, choosing the appropriate edge detection techniques, it is important to improve the efficiency of image preprocessing [2]. Therefore, the main objective of this work was to compare among several edge detection operators and to find out the appropriate operator to detect RBC in microcirculation.

II. METHODS

In this study, a video of capillary blood flow was obtained from the functional cardiovascular engineering laboratory at University of California, San Diego to use as a sample video file for the edge detection of RBCs. We performed 2 categories of edge detection: gradient based edge detection and zero-crossing based edge detection. For gradient-based edge detector, we applied 4 techniques: Sobel, Robert, Prewitt, and Canny. Furthermore, we performed a Laplacian of Gaussian method as a zero-crossing-based edge detector.

A. Gradient Based Edge Detection

Gradient based method for image edge detection assumes that there is a high gradient at the pixels of the edges. This method is based on a first order directional derivative. It also varies according to the method or the weighted coefficients. There were 4 operators applied in this study.

- Sobel is an operator of a pair of 3×3 convolution kernels [3]. One kernel is for horizontal changes and the other rotated by 90° for vertical changes as follows:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

The Sobel masks are designed to maximally respond to edges running vertically and horizontally relative to the pixel grid and these directional edges are finally combined to determine the absolute magnitude and direction of the gradient. Sobel operator uses only integer values for the coefficients

to weight and determine the gradient approximation of images.

- Robert is an operator which performs a simple and quick approach to determine 2-D spatial gradient measurement on an image [4]. The operator consists of a pair of 2×2 convolution kernels as follows:

$$G_x = \begin{bmatrix} +1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 0 & +1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

The Robert operator is assigned to maximally respond to edges running at 45° relative to the pixel grid. The absolute magnitude and direction of the gradient are determined by combining these kernels as similar to Sobel.

- Prewitt is an operator which produces an image where higher grayscale value indicated the presence of an edge between two objects [5]. This operator is similar to the Sobel operator and is used to detect the vertical and horizontal edges in images. The operator consists of a pair of 3×3 convolution kernels as follows:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -1 & 0 & +1 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} +1 & +1 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

- Canny is an operator which is generally known as the optimal edge detector [6]. It has a low error rate and is robust. Canny operator converts an input image into a grayscale image and then performs a noise reduction by smoothing with Gaussian filter as follows:

$$G''(x) = \left(-\frac{x}{\sigma^2}\right) e^{-\left(\frac{x^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (4)$$

A simple 2-D first derivative operator was applied to the smoothed image of highlight regions of the image with high first spatial derivative. The algorithm then tracks along the top of these ridges and sets to zero all pixels that are not actually on the ridge top so as to give a thin line in the output

$$C_x[x, y] = -\left(\frac{j}{\sigma^2}\right) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

$$C_y[x, y] = -\left(\frac{i}{\sigma^2}\right) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (6)$$

The gradient magnitude and gradient direction of each pixel is determined using (5) and (6). After that a non-maximum suppression process is performed to identify the pixels of the edges and hysteresis

threshold process is then applied to remove noise or weak edges.

B. Zero-Crossing Based Edge Detection

This technique uses the Laplacian of Gaussian (LOG) filter to operate on images to find the place that the value of Laplacian passes through zero [7, 8]. Zero crossings are usually found in the regions of very low gradient. Isotropic digital LOG kernels are used to convolve with an image to compute the Laplacian value at each pixel. LOG operator kernel is described as in (7).

$$\text{LOG}(x, y) = -\frac{1}{\pi\sigma^4} \left[1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right] e^{-\left(\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (7)$$

C. Comparison of Edge Detection Techniques

From each edge detection operator, we focused on the quality and clarity of the edge detection in the video image, especially RBCs boundary. We further compared the result of each operator to find out the effective operator that is suitable for edge detection of RBCs flow in a capillary. In our study, there are 4 steps to compare the edge detection among operators as show in Fig. 1.

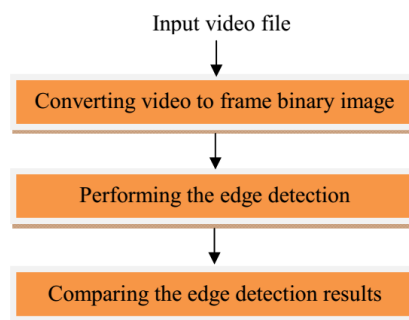


Fig. 1. Work flow diagram for edge detection using video file

Following the work flow diagram, using a developed computer-assisted program, the input video file was converted into frame still images and used thresholding method to change into grayscale images with a resolution of 320×240 pixels. Then we choosed frame still images that had low noise, high sharpness, and clear RBCs boundary, as shown in Fig. 2. We applied each edge detection technique mentioned above followed by a comparison of the results.

Our study used two criteria to consider the quality of edge detector by eye judgment. First criteria is the probability of a false positive that detected something on image, but it was not the edge of RBCs. The other criteria was the probability of a false negative that could not detect edges of RBCs but it was actually an edge of RBCs [9].

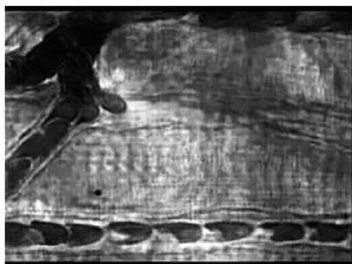


Fig. 2. Original image

III. RESULTS AND DISCUSSIONS

The results after performing the edge detection with each operator are shown in Fig.3 to Fig.7. Sobel showed less information of object edges than other operators. Robert gave the edges of object not smooth enough compared with other operators. Prewitt operator gave better information than Sobel and Robert. In addition, we found that Canny had highly smooth edges of object which was similar results reported by Sharifi *et al* [10]. LOG showed information which was quite similar to Canny but edges were not smooth as Canny. We further considered at the bottom of image where RBCs were identified clearly and then cropped this area to compare about the quality of edge detector as demonstrated in Fig.8.



Fig. 3. Result image from Sobel

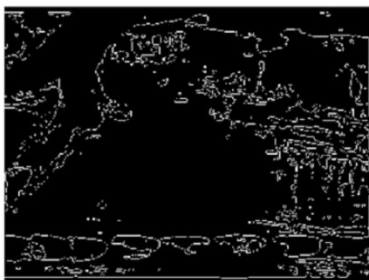


Fig. 4. Result image from Robert



Fig. 5. Result image from Prewitt

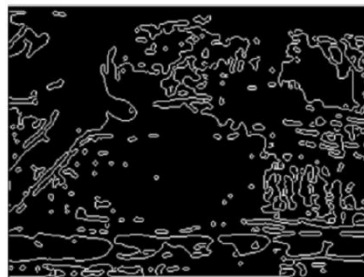


Fig. 6. Result image from Canny



Fig.7. Result image from Laplacian of Gaussian

As shown in Fig.8, among gradient based edge techniques, Canny gave the probability of a false positive lower than other operators. Furthermore, Canny gave a better edge detection than other gradient based edge detectors because it was able to create the right size filter and had Hysteresis threshold method to solve the discontinued line and edge thick or over thin. Although there are many advantages of Canny, but it takes more time consuming to implement than other techniques [10]. On the other hand, Sobel gave a probability of a false negative higher than other methods because it could not solve a problem with high spatial frequencies which fail to detect fine edges.

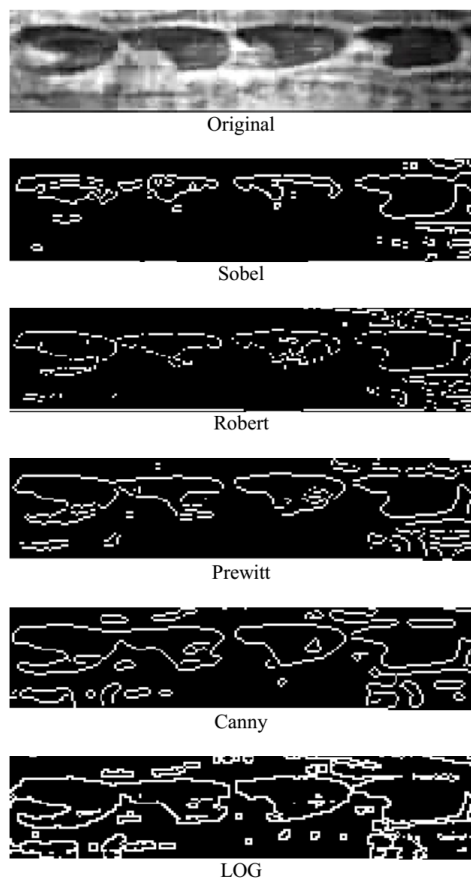


Fig. 8. The visual comparison of the above 5 operators on edge detection of four RBCs.

Furthermore, when compared Canny with LOG, both operators gave similar results and detected edges better than other operators. Nevertheless, LOG was less time consuming to implement than Canny.

In addition, there are several issues to concern when doing the video image processing such as the source of the acquisition of the video file, the video features of the camera, and the amount of noise in the image [11]. These issues affect on the quality and performance of the edge detection.

IV. CONCLUSION

Choosing the appropriate of edge detection techniques on the edge detection of RBCs, it is important to allow a more efficient image preprocessing. Our study compared the effectiveness of four gradient based operators and one zero crossing operator on the edge detection of RBCs flow in a

capillary using video images. In our study, we found that Canny and LOG were suitable to use as edge detectors for RBCs in microvasculature. Furthermore, LOG provided faster processing time compared with Canny. However, LOG affected high level of noise signal and consequently decreased efficiency for RBCs detection. One thing that can solve these problems is to select the appropriate threshold in order to get maximum performance of edge detection. From this study, we extend the concept of RBCs edge detection to determine RBCs velocity and blood flow velocity in a capillary from the digital video file.

NOMENCLATURE

x	Coordinate in longitudinal direction
y	Coordinate in transversal direction
G_x	The gradient in the x direction
G_y	The gradient in the y direction
C_x	The gradient in the x direction of canny
C_y	The gradient in the y direction of canny
$G''(x)$	The second derivative of a Gaussian
σ	The gradient standard deviation

REFERENCES

- [1] S. Demir, N. Mirshahi, M.H. Tiba, G. Draucker, K. Ward, R. Hobson, and K. Najarian, "Image processing and machine learning for diagnostic analysis of microcirculation," Complex Medical Engineering, 2009. CME. ICME International Conference on, vol., no., pp.1,5, 9-11 April 2009
- [2] M M. Heath, S. Sarkar, T. Sanocki, and K. Bowyer, "Comparison of edge detectors: a methodology and initial study," Computer Vision and Pattern Recognition, 1996. Proceeding CVPR '96, 1996 IEEE Computer Society Conference on, vol., no., pp.143,148,18-20 Jun 1996.
- [3] I. Sobel, (1987) Neighborhood coding of binary images for fast contour following and general array binary processing, Compute, Graphics Image process, pp. 127-135.
- [4] L.G. Roberts, (1965) Machine perception of three-dimensional solids, In Optical and Electrooptical Information processing, MIT Press, Cambridge, MA.
- [5] J.M.S. Prewitt,(1970) Object enhancement and extraction, in: B.S. Lipkin, A. Rosenfeld (Eds.), Picture Analysis and Psychopictorics, Academic Press, New York.
- [6] J. Canny, (1986) A computational approach to edge detection, IEEE Trans, Pattern Anal. Mach. Intell. 8(6) pp. 679-698.
- [7] C. Gonzalez, E. Woods, Digital Image Processing, Addison-wesley Publishing Company, Inc, pp.418-419.
- [8] D. Marr, E.C. Hildreth, (1980) Theory of edge detection, Proc. Roy. Soc. London B-207 pp. 58-68.
- [9] E. Nadernejad, S. Sharifzadeh, and H. Hassanpour, "Edge Detection Techniques: Evaluations and Comparisons" Applied Mathematical Sciences, Vol. 2, 2008, no. 31, 1507 – 1520.
- [10] M. Sharifi, M. Fathy, and M. Tayefeh Mahmoudi, "A classified and comparative study of edge detection algorithms," Information Technology: Coding and Computing, 2002. Proceedings. International Conference on , vol., no., pp.117,120, 8-10 April 2002.
- [11] M. Raman, and H. Aggarwal, "Study and comparison of various image edge detection techniques," Image Processing. India, vol.3

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ - สกุล	นายศิวะ สุวรรณมณี	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5510320012	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมชีวการแพทย์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2553

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับระหว่างการศึกษา)

ทุนอุดหนุนการวิจัยประจำปีงบประมาณ 2555 จากแหล่งทุนบัณฑิตศึกษา
คณะแพทยศาสตร์

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

S. Suwanmanee, S. Chatpun, P. Cabrales, Comparison of Video Image Edge Detection Operators on Red Blood Cells in Microvasculature. Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 23-25 Oct. 2013.