



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

เครื่องตรวจ Pap smear ด้วยระบบ Deep Learning Technology
Pap smear diagnosis machine with Deep Learning Technology

ดร.วิบูลย์ ปิยวัฒน์เมธา

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2561

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	II
สารบัญ.....	III
สารบัญตาราง.....	IV
สารบัญภาพ.....	V
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 สมมุติฐานและกรอบแนวความคิดของ โครงการวิจัย.....	3
1.5 คำสำคัญของการวิจัย.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 การเรียนรู้เชิงลึก.....	4
2.2 ข้อแตกต่างของ Tradition Machine Learning กับ Deep Learning.....	5
2.3 Deep Learning Network.....	6
2.4 โครงข่ายประสาทเทียม.....	12
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	13
3.1 หลักการออกแบบ Hardware.....	13
3.2 การออกแบบอัลกอริทึมของโปรแกรมประมวล.....	22
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	24
4.1 การประกอบ Hardware.....	24
4.2 ผลการทดลองประสิทธิภาพของโปรแกรม.....	29
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	46
บทที่ 6 สรุปผลผลิตงานวิจัย.....	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บรรณานุกรม/เอกสารอ้างอิง.....	49
ภาคผนวก.....	51
ภาคผนวก ก. สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินโครงการวิจัย ให้แนบบรรายงานการใช้จ่ายเงิน.....	51
ประวัตินักวิจัย.....	52



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ผลการทดลองหาความเป็นระนาบของอุปกรณ์ในแนวนอน.....	26
4.2 ผลการทดลองหาความเป็นระนาบของอุปกรณ์ในแนวตั้ง.....	28
4.3 ผลการทดลองขั้นตอนการสอนโมเดล resnet50.....	29
4.4 ผลการทดลองขั้นตอนการสอน โมเดล resnet101.....	30
4.5 ผลการทดลองขั้นตอนการสอน โมเดล resnet152.....	31
4.6 ผลการทดลองขั้นตอนการตรวจสอบ โมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152.....	32
4.7 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 1.....	33
4.8 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 2.....	34
4.9 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 3.....	35
4.10 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 1.....	36
4.11 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 2.....	38
4.12 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 3.....	39
4.13 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 1.....	40
4.14 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 2.....	41
4.15 ผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 3.....	42
4.16 บันทึกผล TP, FP, TN และ FN ของทั้ง 3 โมเดล.....	44
4.17 ค่าความแม่นยำ ความไว และความจำเพาะ ของทั้ง 3 โมเดล.....	44

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1.1 แผนการจัดการเพื่อตรวจวินิจฉัยจากผลการตรวจคัดกรองแบบต่างๆ.....	2
2.1 ตัวอย่างการเรียนรู้จดจำใบหน้าโดยใช้ Deep Learning.....	4
2.2 Convolutional Neural Network (CNN).....	5
2.3 Flow เปรียบเทียบระหว่าง Machine Learning VS Deep Learning.....	6
2.4 การทำงานของ Supervised Learning.....	6
2.5 กระบวนการ Testing.....	7
2.6 ตัวอย่างการ Training และ การ Testing.....	9
2.7 ขั้นตอนการเตรียมภาพ.....	8
2.8 กระบวนการ Training.....	8
2.9 กระบวนการทำงานของ Convolutional Neural Networks.....	8
2.10 การทำ Convolution Layer : CONV.....	9
2.11 ตัวอย่างการคำนวณ Convolution Layer : CONV.....	10
2.12 การทำ Rectified Linear Unit : RELU.....	11
2.13 ตัวอย่างขั้นตอนการทำ Pooling Layer : POOL.....	11
2.14 สรุปการกระบวนการทำงานของ CNNs.....	12
2.15 โครงสร้าง Layer ของโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น.....	12
3.1 กล้อง Nikon DSLR D3400.....	14
3.2 กล้อง Nikon DSLR D800E.....	14
3.3 USAF 1951 จากระบบ 18-140 มิลลิเมตร.....	15
3.4 ทางเดินของแสงจากสไลด์เข้า CMOS sensor.....	15
3.5 USAF 1951 จากระบบ 20-200 มิลลิเมตร.....	16
3.6 การเดินทางของแสงตกกระทบ CMOS sensor ของระบบ 20-200 มิลลิเมตร.....	16
3.7 เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ซูม 10 เท่า.....	17
3.8 การใช้แหล่งกำเนิดแสงแบบทราน.....	17
3.9 การทดลองที่ระยะ 44.5 มิลลิเมตร.....	17
3.10 รูปเซลล์เม็ดเลือดแดงที่กำลังขยาย 10 เท่า ที่ระยะ 44.5 มิลลิเมตร.....	18
3.11 เซลล์เม็ดเลือดแดง	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ (ต่อ)

3.12	ฐานยกกล้อง.....	19
3.13	ฐานยึดที่ยกเลนส์.....	19
3.14	ฐานยกเลนส์ใกล้วัตถุ.....	19
3.15	ฐานยึดที่ยกเลนส์.....	20
3.16	ฐานบน 3-Axis Linear Stage.....	20
3.17	3-Axis Linear Stage.....	21
3.18	DC servo motor	21
3.19	K-Cube Stepper Motor Controller.....	22
3.20	แผนภาพขั้นตอนการทำงานทั้งหมดของโปรแกรม.....	23
4.1	อุปกรณ์ในส่วนของฮาร์ดแวร์ทั้งหมดหลังจากยึดตาแหน่งแล้ว.....	24
4.2	ภาพสไลด์ ThinPrep ที่ 3.5 ชูม.....	25
4.3	ภาพสไลด์ ThinPrep ที่ 10 ชูม.....	25

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) เครื่องตรวจ Pap smear ด้วยระบบ Deep Learning Technology

แหล่งเงิน ประเภทเงินรายได้

ประจำปีงบประมาณ.....2561.....จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน.....500,000.....บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย.....1.....ปี ตั้งแต่.....1 ตุลาคม 2560.....ถึง.....30 กันยายน 2561

ดร.วิบูลย์ ปิยวัฒน์เมธา (หัวหน้าโครงการ) ภาควิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการออกแบบระบบในการตรวจคัดกรองเซลล์มะเร็งปากมดลูกด้วยปัญญาประดิษฐ์ที่ทำงานอยู่บนระบบคลาวด์ โดยระบบนี้จะประกอบไปด้วย 1) เครื่องถ่ายภาพตัวอย่างเซลล์ที่ได้จากสไลด์ ThinPrep จากวิธี liquid-based ซึ่งเครื่องถ่ายภาพนี้ สามารถที่จะถ่ายภาพเซลล์เนื้อเยื่อตัวอย่างที่ได้จากปากมดลูกของผู้ป่วย และส่งภาพขึ้นไประบบคลาวด์ได้ 2) ระบบการประมวลผลเพื่อคัดกรองเซลล์ ที่ทำงานอยู่บนระบบคลาวด์ โดยระบบดังกล่าวใช้ปัญญาประดิษฐ์ชนิดโครงข่ายประสาท (Neural network) เพื่อทำการคัดกรองภาพของเซลล์มะเร็งปากมดลูก และส่งผลกลับไปหาพยาธิแพทย์ผ่านระบบคลาวด์เพื่อที่จะสามารถเรียกดูภาพได้จากสถานที่ใดก็ได้

คำสำคัญ มะเร็งปากมดลูก, การเรียนรู้เชิงลึก, ปัญญาประดิษฐ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Research Title: Pap smear diagnosis machine with Deep Learning technology

Researcher: Dr. Wibool Piyawattanametha

Faculty: Engineering **Department:** Biomedical Engineering King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang

Abstract

This research is made to solve the lack of Pathologists by focusing on the cervical cancer cells classification using artificial intelligent based on cloud by the system consists of 1) Device for capturing ThinPrep slide from a liquid-based pap smear, and then send images to cloud. 2) The processing system for detect cervical on cloud used artificial intelligent type convolution neural network to detect cervical cancer from images, then send prediction to pathologist, so that it can be viewed from any location.

Keywords: Cervical cancer, Deep Learning, Artificial intelligent

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจาก สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) ที่เป็นผู้สนับสนุนทุนวิจัย ประเภทเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2561 และอนุเคราะห์สถานที่รวมถึง สาธารณูปโภคต่างๆในการทำวิจัยจาก สจล.จนโครงการวิจัยนี้เสร็จสมบูรณ์ นักวิจัยขอจึงขอกราบพระคุณเป็นอย่างสูง

ดร.วิบูลย์ ปิยวัฒน์เมธา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

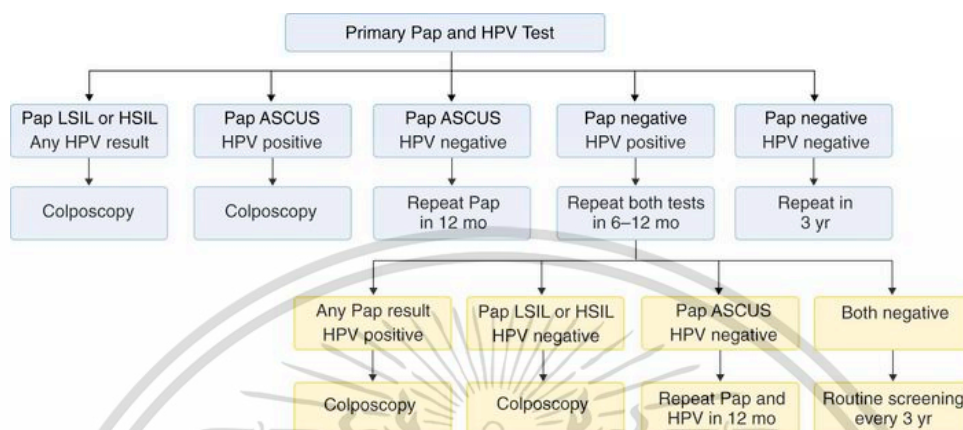
บทที่ 1 บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันการตรวจกรองมะเร็งปากมดลูกได้ใช้เทคนิค Pap smear และเทคนิคการตรวจหาดีเอ็นเอของเชื้อไวรัส HPV ซึ่งเทคนิคทั้งสองดังกล่าวได้ถูกยอมรับและถูกนำไปใช้ควบคุมโรคมะเร็งปากมดลูกในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว [1] แต่เทคนิคการตรวจคัดกรองกลับใช้ไม่ได้ผลดีเท่าที่ควรในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนาทั่วโลกโดยมากกว่า 80% ของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกทั้งหมดพบอยู่ในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนารวมถึงประเทศไทย โดยสาเหตุหลักได้แก่ ความขาดแคลนทรัพยากรและบุคลากรทางด้านสาธารณสุข ความรู้ความเข้าใจของประชาชนเกี่ยวกับการตรวจคัดกรองโรคมะเร็งปากมดลูก และข้อจำกัดเรื่องความไว ความจำเพาะ และต้นทุนในการตรวจคัดกรองมะเร็งปากมดลูกของเทคนิคที่ใช้ตรวจคัดกรองที่ใช้อยู่ในปัจจุบันการตรวจคัดกรองมะเร็งปากมดลูกด้วยเทคนิคทางเซลล์วิทยาหรือ Pap smear มีข้อจำกัดทางเทคนิคคือ การเกิดผลลบลง (false negative) ซึ่งอาจเกิดจากตัวแปรที่บ่งชี้รอยโรคไม่ถูกเก็บมาในขั้นตอนการเก็บตัวอย่างเซลล์จากผู้ป่วยซึ่งแพทย์อาจไม่สามารถเก็บเซลล์ที่ผิดปกติได้หากบริเวณรอยโรคมีขนาดเล็กทำให้ยากในการระบุตำแหน่งบริเวณของรอยโรคหรืออยู่ในบริเวณที่เก็บตัวอย่างเซลล์ได้ยาก รวมถึงขั้นตอนในการเตรียมสไลด์และการย้อมเซลล์ที่มีคุณภาพดี การตรวจหาเซลล์ที่ผิดปกติซึ่งมีจำนวนน้อยมากเมื่อเทียบกับตัวอย่างเซลล์ที่เก็บมาจำเป็นต้องใช้บุคลากรที่มีความเชี่ยวชาญในกระบวนการเก็บ เตรียม และตรวจวินิจฉัย [4-6] ด้วยข้อจำกัดดังกล่าวทำให้เทคนิคทางเซลล์วิทยา หรือ Pap smear เป็นเทคนิคที่มีความไวต่ำ การที่จะนำมาใช้คัดกรองมะเร็งปากมดลูกให้ได้ผลผู้ป่วยจำเป็นต้องมาตรวจซ้ำอย่างสม่ำเสมอทุกๆ 2 ปี ทำให้ต้องใช้งบประมาณและบุคลากรที่มีความเชี่ยวชาญในด้านการบริหารจัดการสูง การพัฒนาเทคนิคการตรวจ DNA ของเชื้อไวรัส HPV ที่เป็นสาเหตุของโรคมะเร็งปากมดลูกสามารถช่วยแก้ปัญหาเรื่องผลลบลง (false negative) ได้ส่วนหนึ่งแต่เนื่องจากเชื้อไวรัส HPV เป็นเชื้อที่พบได้ทั่วไปในกลุ่มประชากร และผู้ป่วยที่ติดเชื้อไวรัส HPV มากกว่า 90% สามารถกำจัดและหายเป็นปกติได้เองโดยไม่ก่อให้เกิดโรคมะเร็ง [7-8] ทำให้เทคนิคการตรวจ DNA ของเชื้อไวรัส HPV มีความไวเกินไปและมีต้นทุนในการตรวจที่สูงเนื่องจากเทคนิคดังกล่าวจำเป็นต้องใช้ห้องปฏิบัติการที่มีเครื่องมือขั้นสูงเพื่อตรวจหา DNA ของเชื้อไวรัส การตรวจแบบเซลล์วิทยา หรือ Pap smear ร่วมกับการตรวจหา DNA ของเชื้อไวรัส HPV เรียกว่าเทคนิค Co-testing ซึ่งสามารถลดความถี่ของการนัดตรวจซ้ำในกระบวนการตรวจคัดกรองได้เป็นอย่างน้อย 3 ปีต่อครั้งและใช้งบประมาณรวมของการตรวจคัดกรองน้อยกว่าการตรวจคัดกรองที่ใช้เทคนิค Pap smear เพียงอย่างเดียวทุก 2 ปี [9-10] Co-testing จัดเป็นวิธีมาตรฐานในการตรวจคัดกรองมะเร็งปากมดลูกในปัจจุบันตามข้อกำหนดขององค์กรสากลต่างๆ เช่น ACOG, ACS และ USPSTF ซึ่งจากข้อจำกัดในเรื่องความไวและความจำเพาะของเทคนิคทั้งสองดังที่ได้กล่าวมาแล้ว หากพบความผิดปกติจากผลการตรวจจึงจำเป็นต้องทำการตรวจยืนยันโดยการส่องกล้องกำลังขยายต่ำ (Colposcopy) เพื่อหาบริเวณรอยโรคเพื่อตัดชิ้นเนื้อตรวจยืนยันผลด้วยเทคนิคทางพยาธิวิทยาก่อนวางแผนให้การรักษา โดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระบวนการการบริหารจัดการเพื่อพิจารณาส่งผู้ป่วยตัดชิ้นเนื้อพิสูจน์ผลด้วยเทคนิคทางพยาธิวิทยาหลังจากการตรวจ Pap smear และการตรวจ DNA ของเชื้อไวรัส HPV ดังแสดงในรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 แผนการจัดการเพื่อตรวจวินิจฉัยจากผลการตรวจคัดกรองแบบต่างๆ

จากข้อจำกัดทางด้านเทคนิคและกระบวนการจัดการดังกล่าวมาจะเห็นได้ว่าการตรวจรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกต้องใช้เวลานานหลายสัปดาห์ จากข้อมูลรายงานสถิติโรคมะเร็งของสถาบันโรคมะเร็งแห่งชาติ ปี 2555 ที่ผ่านมา จะเห็นว่ามียาผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่เพิ่มขึ้นทุกปี โดยในช่วง 10 ปีที่ผ่านมาจนถึงรายงานทางสถิติล่าสุด (ปี 2555) ได้มีผู้ป่วยมะเร็งเพิ่มขึ้นจาก 10.71% ในปี 2546 เป็น 17.77% ในปี 2555 ของผู้ป่วยทั้งหมดของประเทศและยังคงมีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นอีก โดยผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกมีจำนวนผู้ป่วยเป็นอันดับที่สองคือ 14.39% ของผู้ป่วยมะเร็งเพศหญิงทั้งหมด [12] จำเป็นต้องนัดผู้ป่วยเพื่อมาตรวจและเก็บตัวอย่างเซลล์หลายครั้ง ทำให้มีโอกาสสูญเสียผู้ป่วยระหว่างการนัดตรวจรักษาได้มาก และยังคงใช้บุคลากรทางสาธารณสุข ได้แก่ แพทย์, พยาบาล, เจ้าหน้าที่ที่มีความเชี่ยวชาญในการเตรียมตัวอย่างเซลล์และชิ้นเนื้อและพยาธิแพทย์เป็นจำนวนมาก ดังนั้นโครงการวิจัยนี้จึงได้ออกแบบระบบเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว โดยการทำงานของระบบจะประกอบไปด้วยเครื่องสแกนเซลล์ตัวอย่างที่ได้เก็บมาจากผู้ป่วยในขั้นตอนการทำ Pap smear และทำการส่งภาพของเซลล์ไปยังเครื่องแม่ข่าย (server) ซึ่งเครื่องแม่ข่ายจะทำการคัดกรองเซลล์ ด้วยการใช้ปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligent) และส่งผลของการตรวจคัดกรองกลับมา

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.2.1 เพื่อสร้างเครื่องสแกนเซลล์ Pap smear ที่มีเทคโนโลยี Deep Learning

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

โครงการนี้ได้มุ่งเน้นการออกแบบระบบในการตรวจคัดกรองเซลล์มะเร็งปากมดลูกด้วยปัญญาประดิษฐ์ที่ทำงานอยู่บนคลาวด์ โดยระบบนี้จะประกอบไปด้วย 1) เครื่องสแกนตัวอย่างเซลล์ที่ได้จากการ Pap smear ซึ่งเครื่องสแกนนี้ สามารถที่จะสแกนเซลล์เนื้อเยื่อที่ได้จากปากมดลูกของผู้ป่วย และทำการบันทึกภาพ รวมถึงส่งภาพไปในเครื่องแม่ข่ายผ่านทางอินเทอร์เน็ต 2) ระบบการประมวลผลเพื่อคัดกรองเซลล์ที่ทำงานอยู่บนเครื่องแม่ข่าย โดยระบบดังกล่าวจะใช้ปัญญาประดิษฐ์ชนิดโครงข่ายประสาท (Neural network) และ Deep Learning เพื่อทำการคัดกรองภาพของเซลล์ปากมดลูกที่ส่งมาด้วยเครื่องสแกนที่ออกแบบในโครงการวิจัยนี้

1.4 สมมุติฐานและกรอบแนวความคิดของโครงการวิจัย

ในปัจจุบันการวิจัยในเรื่องของเครื่องสแกนตัวอย่างเนื้อเยื่อ หรือเทคโนโลยีที่ใช้ในการบันทึกภาพที่เกี่ยวข้องกับจุลกายวิภาคศาสตร์เนื้อเยื่อ (histological) ได้รับความสนใจ และถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่อง เนื่องจากอุปกรณ์รับภาพชนิดนี้เป็นส่วนหนึ่งของเทคโนโลยีการวิเคราะห์พยาธิวิทยาระยะไกล (Tele pathology) ซึ่งเทคโนโลยีดังกล่าวมีความสำคัญในการศึกษาพยาธิวิทยาของโรคต่างๆ อย่างมาก โดยเฉพาะโรคที่มีการวินิจฉัยด้วยการเก็บตัวอย่างเนื้อเยื่อเป็นหลักอย่างโรคมะเร็ง โดยในปี 2003 Dr. B. Molnar และคณะ [13] ได้ทำการวิจัยในการสร้างดิจิทัลสไลด์ของตัวอย่างเนื้อเยื่อที่เกี่ยวข้องกับกระเพาะอาหารและลำไส้ เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการส่องกล้องจุลทรรศน์จำลอง (virtual microscopy) โดยการทดลองนี้ได้พัฒนาต่อยอดมาจากงานวิจัยของ Asmara Afework และคณะ [14] ซึ่งเป็นการวิจัยการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการส่องกล้องจุลทรรศน์จำลอง โดยใช้เทคนิคกล้องจุลทรรศน์จำลองร่วมกับการวิเคราะห์ภาพที่ได้จากการสร้างดิจิทัลสไลด์ของซอฟต์แวร์สำเร็จรูป โดยในการเก็บภาพจากตัวอย่างเนื้อเยื่อนั้น ทีมวิจัยของ Dr. B. Molnarดังกล่าวได้ใช้เครื่อง Axioplan 2 MOT ซึ่งจากภาพจะเห็นได้ว่าระบบตัวกล้องจุลทรรศน์มีขนาดใหญ่ ผลการการวิจัยแสดงให้เห็นว่าการวิเคราะห์ด้วยเทคนิคการส่องกล้องจุลทรรศน์จำลองในการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับกระเพาะ และลำไส้มีความแม่นยำถึง 95.1% ซึ่งเมื่อเทียบกับการวินิจฉัยด้วยตาเปล่าที่มีความแม่นยำ 98% ทำให้เห็นว่า การวินิจฉัยด้วยเทคนิคการส่องกล้องจุลทรรศน์จำลองมีความแม่นยำที่สามารถเชื่อถือได้ ซึ่งเครื่องสแกนตัวอย่างเนื้อเยื่อในสไลด์ในแบบเสนอโครงการวิจัยนี้ ได้ใช้หลักการเดียวกันกับเทคนิคการส่องกล้องจุลทรรศน์จำลอง เพราะเนื่องจากผู้ปฏิบัติการไม่จำเป็นต้องส่องวินิจฉัยตัวอย่างเนื้อเยื่อจริง แต่วินิจฉัยผ่านทางภาพที่ได้จากการบันทึก และประมวลผลบนคอมพิวเตอร์

1.5 คำสำคัญของการวิจัย

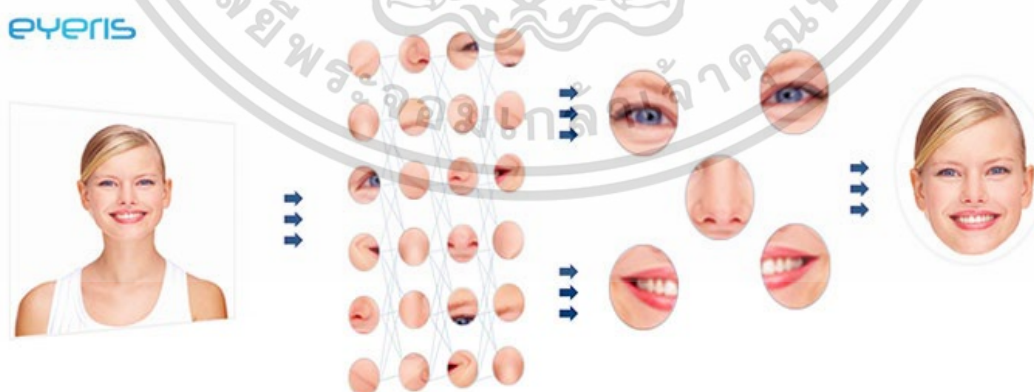
มะเร็งปากมดลูก, ปัญญาประดิษฐ์, การเรียนรู้เชิงลึก

บทที่ 2 แนวความคิด ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง/การทบทวนวรรณกรรม

กระบวนการในการตรวจคัดกรองที่ใช้เวลามากที่สุดในการคัดกรองด้วยเทคนิค Pap smear คือ การส่องตรวจเพื่อหาเซลล์ที่ผิดปกติบนตัวอย่างเนื้อเยื่อที่เก็บมาจากผู้ป่วย เพราะจำนวนของเซลล์ที่ผิดปกติที่บ่งบอกถึงรอยโรคมะเร็งปากมดลูกของเซลล์เรื้องนั้น มีจำนวนที่น้อยมากเมื่อเทียบกับเซลล์ตัวอย่างทั้งหมด ทำให้ขั้นตอนในการค้นหาเซลล์ที่ผิดปกติดังกล่าวต้องใช้เวลามาก และความอดทนอย่างมาก ดังนั้นการใช้ปัญญาประดิษฐ์เข้ามาช่วยในส่วนของการค้นหาเซลล์ที่ผิดปกตินั้นจะสามารถทำให้ผู้ปฏิบัติงานมีความสะดวกขึ้น ทำให้ผู้ปฏิบัติงานมีเวลาในการตรวจสอบผลการคัดกรองมากขึ้น ความแม่นยำในการตรวจคัดกรองจึงสูงขึ้น ดังนั้นระบบการคัดกรองเซลล์มะเร็งปากมดลูกด้วยปัญญาประดิษฐ์ในโครงการนี้จึงช่วยเพิ่มประสิทธิภาพโดยรวมของการตรวจคัดกรองมะเร็งปากมดลูกในปัจจุบันได้

2.1 การเรียนรู้เชิงลึก (Deep Learning)

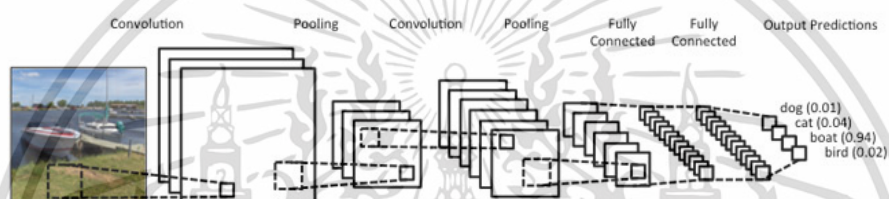
Deep Learning เป็นชุดคำสั่ง (algorithm) ที่ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อให้เครื่องจักรหรือเครื่องคอมพิวเตอร์สามารถเรียนรู้และเข้าใจได้เหมือนกับมนุษย์ โดยชุดคำสั่งนี้จะทำให้ตัวเครื่องจักรสามารถประมวลผลข้อมูลจำนวนมาก และมีการจำลองเครือข่ายประสาทแบบเดียวกับในสมองของมนุษย์ เช่น รูปภาพหนึ่งชุดคำสั่งจะทำให้รูปภาพเปลี่ยนเป็นเวกเตอร์ของความสว่างต่อจุดพิกเซล หรือมองในระดับสูงขึ้นเป็นเซตของขอบของวัตถุต่างๆ หรือมองว่าเป็นพื้นที่ของรูปร่างใดๆก็ได้ การแทนความหมายดังกล่าวจะทำให้การเรียนรู้ที่จะทำงานต่างๆ ทำได้ง่ายขึ้นไม่ว่าจะเป็นการเรียนรู้จดจำใบหน้าหรือการเรียนรู้การแสดงออกทางสีหน้า จะเห็นได้ว่าการพัฒนาเทคโนโลยี Deep Learning นั้นสามารถนำไปพัฒนาได้อย่างหลากหลาย ตัวอย่างการเรียนรู้จดจำใบหน้าโดยใช้ Deep Learning แสดงรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ตัวอย่างการเรียนรู้จดจำใบหน้าโดยใช้ Deep Learning [15]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Deep Learning คือ Machine Learning ตัวหนึ่งที่ไม่จำกัดการทำงานแต่กับรูปภาพเท่านั้น แต่จะทำงานกับข้อมูลเสียงหรือข้อมูลตัวเลขอื่น ๆ ก็ได้ ซึ่งลักษณะของ Deep Learning ที่ใช้เป็นมาตรฐานในปัจจุบันนั้นมีความเหมาะสมกับข้อมูลประเภทรูปภาพที่แต่ละพิกเซลมีความหมายเชื่อมโยงกัน ทำให้ Deep Learning มีประโยชน์ในการช่วยลดความยุ่งยากในกระบวนการทำ Machine Learning สำหรับข้อมูลรูปภาพลงอย่างมีนัยสำคัญได้ เพราะ การสร้างแบบจำลอง Machine Learning ที่เรียนรู้ข้อมูลจากรูปภาพนั้นจะไม่ใช้ลักษณะของการใส่รูปเข้าไปในแบบจำลองโดยตรง แต่รูปจะต้องผ่านกระบวนการสกัดคุณลักษณะออกมาก่อน แล้วจึงนำคุณลักษณะที่สกัดมาได้ไปใส่ให้แบบจำลอง Machine Learning เรียนรู้ต่อไป ตัวอย่างเทคนิคมาตรฐานของ Deep Learning ที่นิยมใช้กันในปัจจุบันแสดงดังรูปที่ 2.2



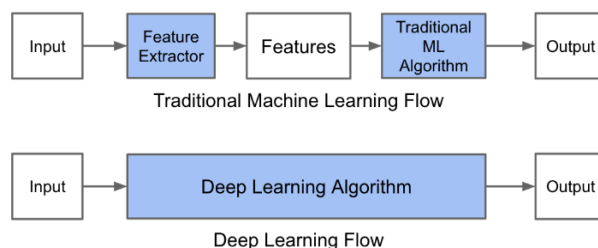
รูปที่ 2.2 Convolutional Neural Network (CNN)

เทคนิคมาตรฐานของ Deep Learning ที่นิยมใช้กันในปัจจุบัน [16]

2.2 ข้อแตกต่างของ Traditional Machine Learning กับ Deep Learning

กระบวนการของ Machine Learning เมื่อป้อน Input เข้าไป โปรแกรมจะทำการ Extract (การสกัด) ข้อมูลต่าง ๆ ออกมาจากข้อมูลที่ทำกร input เข้าไป เพื่อให้โปรแกรมสามารถนำข้อมูลไปประมวลผลในขั้นตอนต่อไปซึ่งก็คือขั้นตอน Feature Extraction (การสกัดคุณลักษณะ) โดยขั้นตอนนี้จะทำให้ได้คุณลักษณะเด่นของข้อมูล input และลดทรัพยากรของข้อมูล input เพื่อให้ง่ายต่อการประมวลผลต่อไป หลังจากขั้นตอน Feature Extraction ประมวลผลเสร็จเรียบร้อยแล้วจะได้ชุด Model ของข้อมูลที่ input เข้ามาใหม่ โดยข้อมูลชุดนี้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับชุดข้อมูลเดิมที่มีอยู่ เพื่อทำการจัดแยกกลุ่มของข้อมูลและนำข้อมูลไปจัดเก็บสำหรับใช้ทำนายหรือตรวจสอบความถูกต้องกับข้อมูลชุดต่อไป ส่วน Deep Learning Network นั้นเป็นหนึ่งในอัลกอริทึมของ Machine Learning ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมจะคล้ายกับ Machine Learning เพียงแต่ Deep learning Network ผู้ใช้ไม่จำเป็นต้องกำหนดรูปแบบอัลกอริทึม และสอนอัลกอริทึมให้กับคอมพิวเตอร์ เพียงแค่ทำการเตรียมข้อมูลภาพตัวอย่างที่ต้องการใช้งานเอาไว้ แล้วนำภาพเหล่านั้นป้อนเข้ากระบวนการของ Machine Learning และโปรแกรมจะทำการประมวลผลโดยอัตโนมัติ แต่หากผู้ใช้ต้องการที่จะทำนายรูปภาพ ก็เพียงแค่ป้อนรูปภาพที่ต้องการทำนายเข้าไป โปรแกรมก็จะทำการประมวลผลเพื่อเปรียบเทียบรูปภาพที่ต้องการทำนายกับข้อมูลรูปภาพที่มีอยู่เพื่อแสดง output ออกมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 Flow เปรียบเทียบระหว่าง Machine Learning VS Deep Learning [17]

2.3 Deep Learning Network

ประเภทของ Machine learning แบ่งออกเป็น 3 ประเภทได้แก่

1. Supervised Learning
2. Unsupervised Learning
3. Semi-Supervised Learning

โดย Deep learning framework ที่คณะผู้จัดทำเลือกมาทำการศึกษาชิ้นนี้ จัดอยู่ในประเภทของ Supervised Learning ซึ่ง Supervised Learning ตัวอย่างการทำงานของ Supervised Learning แสดงดังรูปที่ 2.4 เป็นการเรียนรู้แบบที่ต้องได้รับคำแนะนำก่อนว่าข้อมูลชุดนั้นเป็นข้อมูลของสิ่งใด เช่น ภาพสุนัขเราต้องทำการใส่ข้อมูลสุนัขพร้อมกับบอกว่าเป็นภาพของสุนัข เพื่อให้โปรแกรมเรียนรู้และทำการจำแนกไว้ในข้อมูลสุนัข

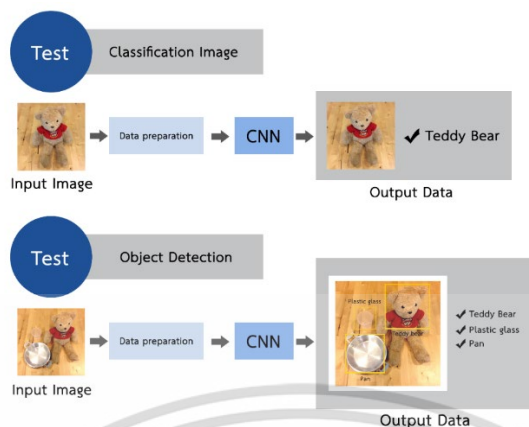


รูปที่ 2.4 การทำงานของ Supervised Learning [18]

กระบวนการทำงานของ Deep Learning Network ประกอบด้วย 2 ขั้นตอนหลัก ได้แก่

- 1) **Training** เป็นขั้นที่มีการป้อนข้อมูลเข้าไปในโปรแกรมเพื่อประมวลผลจำแนกข้อมูลและนำไปจัดเก็บไว้
- 2) **Test** เป็นขั้นที่ผู้ใช้ป้อนข้อมูลใหม่เข้าไปในโปรแกรมเพื่อให้โปรแกรมทำการประมวลผลและทำนายออกมาว่า จัดเป็นข้อมูลในประเภทใด โดยการทำนายนั้นโปรแกรมจะนำข้อมูลไปเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากขั้นตอนการ Training

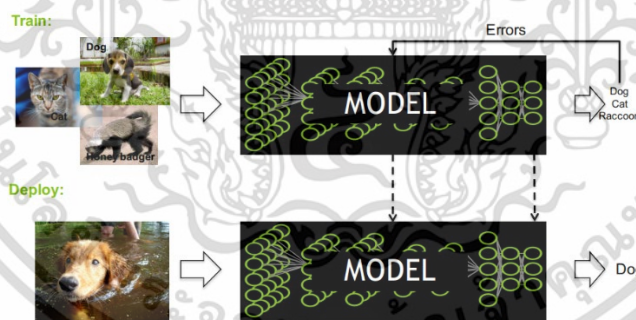
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 กระบวนการ Testing

2.3.1 ขั้นตอนการ Training

การ Training เป็นขั้นตอนที่มีการนำข้อมูลเข้าไปประมวลผลในโปรแกรม โดยข้อมูลนั้นจะต้องมีมุมมองที่หลากหลาย และมีความถูกต้อง เช่น ข้อมูลรูปตัว X ที่นำมาใช้ในการประมวลผลควรมีตัว X ในหลากหลายมิติเพื่อให้ผลการทำนายออกมามีความแม่นยำมากที่สุด การประมวลผลการทำนายประเภทของข้อมูลอาจมีความผิดพลาดได้หากข้อมูลที่รับเข้ามาไม่ตรงกับข้อมูลที่มีการ Training ไว้ โปรแกรมก็จะไม่สามารถทำนายประเภทได้ เช่น เราเคยเก็บรูปสุนัขและแมวเอาไว้ แต่เรานำรูปสัตว์ชนิดอื่นมาทำการ test โปรแกรมจะไม่สามารถทำนายได้



รูปที่ 2.6 ตัวอย่างการ Training และ การ Testing [19]

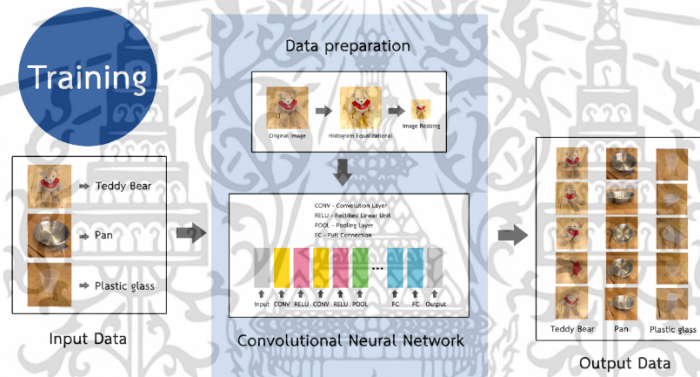
ในการนำข้อมูลเข้าสู่ขั้นตอนของ Deep Learning Network นั้นโปรแกรมจะทำการเตรียมข้อมูล โดยการปรับขนาดของรูปภาพและทำให้รูปภาพมีความคมชัดมากขึ้น เพื่อเตรียมพร้อมเข้าสู่ขั้นตอนการ Training

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 ขั้นตอนการเตรียมภาพ

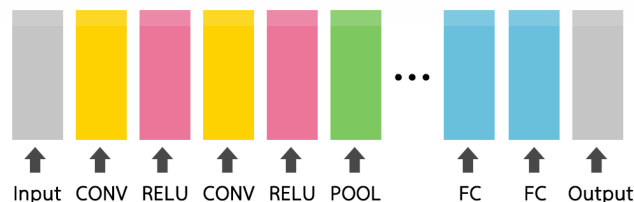
หลังจากการเตรียมข้อมูลแล้วก็จะเข้าสู่ขั้นตอนการจัดทำเป็น model หรือรูปแบบการเรียนรู้เพื่อเก็บไว้เป็นข้อมูลที่จะนำไปใช้ในการ Test โดยในที่นี้เราใช้กระบวนการ Convolutional Neural Networks : CNN ในการประมวลผลรูปภาพ เพื่อให้การจำแนกข้อมูลง่ายขึ้น และสามารถจัดเก็บได้



รูปที่ 2.8 กระบวนการ Training

2.3.2 Convolutional Neural Networks

CONV - Convolution Layer
 RELU - Rectified Linear Unit
 POOL - Pooling Layer
 FC - Full Connection

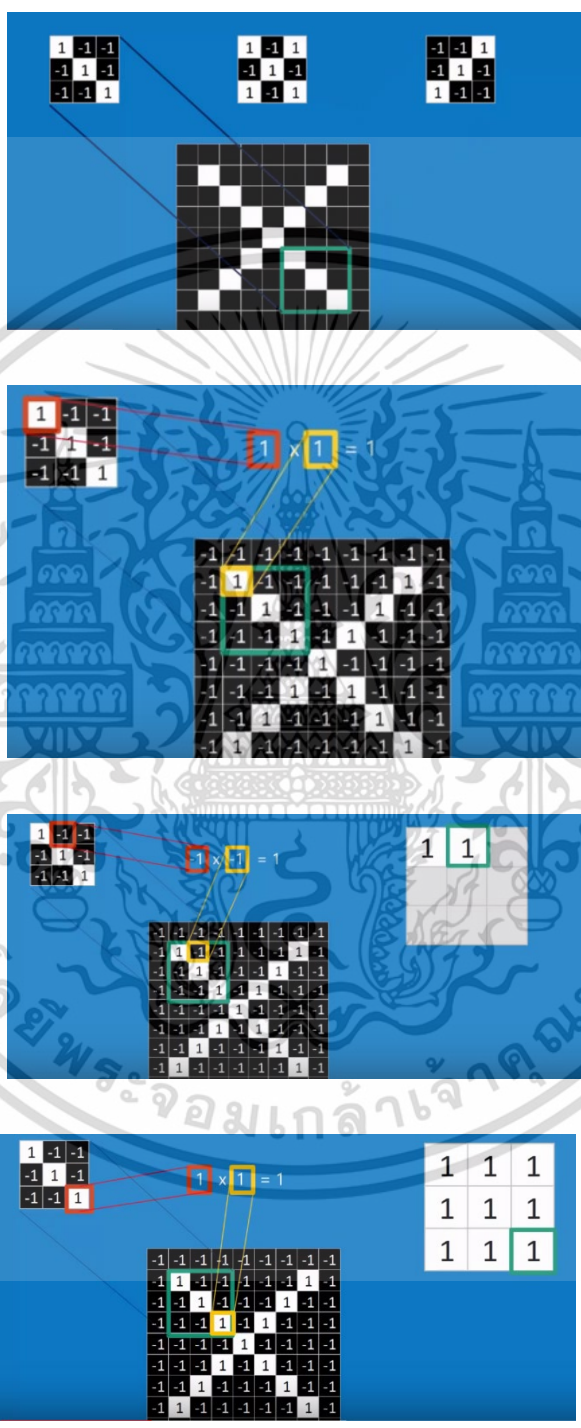


รูปที่ 2.9 กระบวนการทำงานของ Convolutional Neural Networks

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. Convolution Layer: CONV

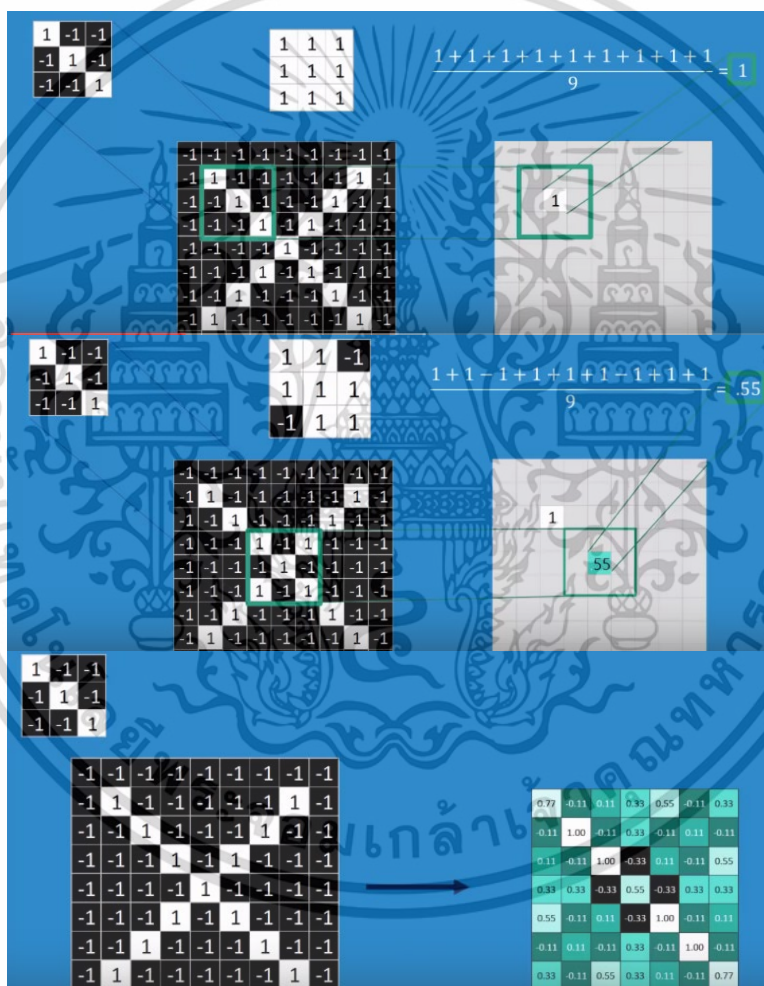
ในขั้นตอนนี้จะทำการปรับฟิลเตอร์ให้ภาพ ด้วยฟิลเตอร์หลายแบบ เพื่อให้ได้ภาพในหลายๆคุณลักษณะ



รูปที่ 2.10 การทำ Convolution Layer : CONV [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1) คำนวณแต่ละค่าในพิกเซลของ feature ของภาพที่สอดคล้องกัน
- 2) คูณแต่ละพิกเซลของ feature กับ filter โดยเป็นค่าของพิกเซลที่สอดคล้องกันในภาพ
- 3) บวกทุกคำตอบเข้าด้วยกันและหารด้วยจำนวนรวมของพิกเซลใน feature หากทั้งสองพิกเซลมีสีขาว (จะมีค่าเป็น 1) แล้ว $1 * 1 = 1$ หากทั้งสองเป็นสีดำ (จะมีค่าเป็น -1) แล้ว $(-1) * (-1) = 1$ ซึ่งถ้าหากตรงกันจะทำให้ผลลัพธ์มีค่าพิกเซลเป็น 1 หากไม่ตรงกันเป็น -1
- 4) ทำซ้ำทุก ๆ พิกเซลของ feature ของภาพ

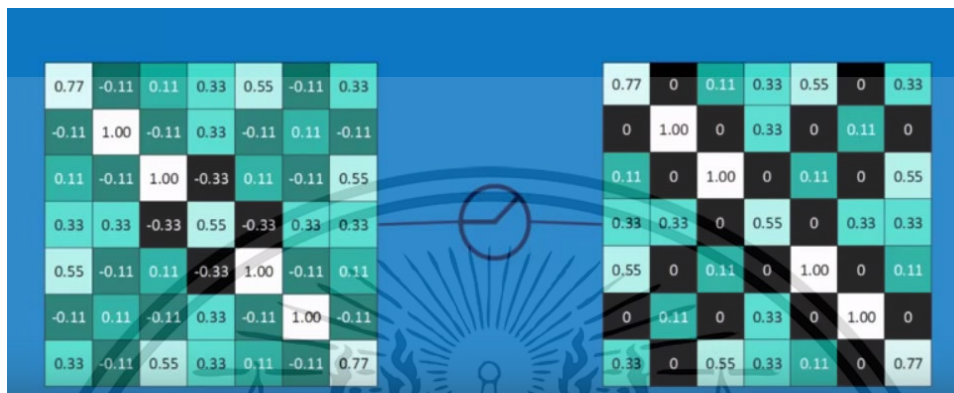


รูปที่ 2.11 ตัวอย่างการคำนวณ Convolution Layer : CONV [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. Rectified Linear Unit: RELU

นำ output จาก ขั้นตอนการ Convolution ก่อนหน้ามาคำนวณจากนั้นผลลัพธ์ที่ได้คือค่าของ
น้ำหนักใหม่



รูปที่ 2.12 การทำ Rectified Linear Unit : RELU [20]

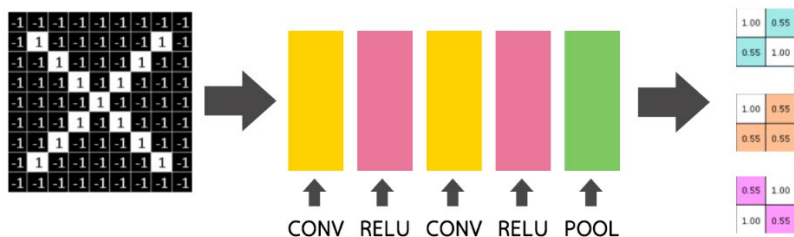
3. Pooling Layer: POOL

ในส่วน of ขั้นตอนการ Pooling นั้น จะทำการเลือกค่าที่มากที่สุดจากขนาดเมทริกซ์ที่เลือกไว้
ออกมา เพื่อปรับขนาดให้รูปภาพเล็กลง และได้คุณลักษณะที่สำคัญของข้อมูลออกมา



รูปที่ 2.13 ตัวอย่างขั้นตอนการทำ Pooling Layer : POOL [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



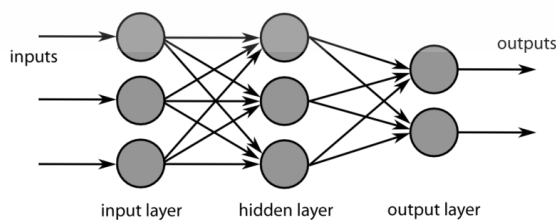
รูปที่ 2.14 สรุปการกระบวนการทำงานของ CNNs [20]

2.4 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks)

เป็นการสร้างคอมพิวเตอร์ที่จำลองเอาวิธีการทำงานของสมองมนุษย์ หรือทำให้คอมพิวเตอร์รู้จักคิดและจดจำในแนวเดียวกับโครงข่ายประสาทของมนุษย์ เพื่อช่วยให้คอมพิวเตอร์ฟังภาษามนุษย์ได้เข้าใจ อ่านออก และรู้จำได้ ซึ่งอาจเรียกได้ว่าเป็นสมองกล

2.4.1 การทำงานของ Neural Networks

เมื่อมี input เข้ามายัง network ก็เอา input มาคูณกับ weight ของแต่ละขา ผลที่ได้จาก input ทุกๆขาของ neuron จะเอามารวมกันแล้วก็เอามาเทียบกับ threshold ที่กำหนดไว้ ถ้าผลรวมมีค่ามากกว่า threshold แล้ว neuron ก็ส่ง output ออกไป output นี้ก็จะถูกส่งไปยัง input ของ neuron อื่น ๆ ที่เชื่อมกันใน network ถ้าค่าน้อยกว่า threshold ก็จะไม่เกิด output สิ่งสำคัญคือเราต้องทราบค่า weight และ threshold สำหรับสิ่งที่เราต้องการเพื่อให้คอมพิวเตอร์รู้จำ ซึ่งเป็นค่าที่ไม่แน่นอน แต่สามารถกำหนดให้คอมพิวเตอร์ปรับค่าเหล่านั้นได้โดยการสอนให้มันรู้จัก pattern ของสิ่งที่เราต้องการให้มันรู้จำ เรียกว่า "back propagation" ซึ่งเป็นกระบวนการย้อนกลับของการรู้จำ ในการฝึก feed-forward Neural Networks จะมีการใช้อัลกอริทึมแบบ back-propagation เพื่อใช้ในการปรับปรุงน้ำหนักคะแนนของเครือข่าย (Network Weight) หลังจากใส่รูปแบบข้อมูลสำหรับฝึกให้แก่เครือข่ายในแต่ละครั้งแล้ว ค่าที่ได้รับ (output) จากเครือข่ายจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับผลที่คาดหวัง แล้วทำการคำนวณหาค่าความผิดพลาด ซึ่งค่าความผิดพลาดนี้จะถูกส่งกลับเข้าสู่เครือข่ายเพื่อใช้แก้ไขค่าน้ำหนักคะแนนต่อไป



รูปที่ 2.15 โครงสร้าง Layer ของโครงข่ายประสาทเทียมแบบหลายชั้น [21]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่3 วิธีดำเนินการวิจัย

เครื่องตรวจ Pap smear ด้วยระบบ Deep Learning Technology จากสไลด์ ThinPrep เป็นอุปกรณ์ที่จะช่วยในการตรวจคัดกรองเซลล์มะเร็งเรื้องปากมดลูกจากภาพถ่ายจากสไลด์ ThinPrep โดยแบ่งส่วนการทำงานออกเป็น 2 ส่วนคือ Hardware และ Software

3.1 หลักการออกแบบ Hardware

1. ระบบสามารถถ่ายภาพเซลล์ได้อย่างชัดเจน
2. ระบบสามารถถ่ายภาพที่มีขนาดเล็กได้อย่างชัดเจน
3. ระบบสามารถถ่ายภาพที่มีมุมมองกว้างมากกว่ากล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง

3.1.1 ขั้นตอนการออกแบบ

1. ทำการศึกษาระบบของกล้องดิจิทัล DSLR ของ Nikon ชนิด DX และ FX format เพื่อทำการเลือกกล้องที่เหมาะสมกับการใช้งานในระบบนี้ที่สุด
2. ทำการศึกษาระบบและการทำงานของเลนส์ DX และ FX format เพื่อเลือกเลนส์ที่มีกำลังขยายที่เหมาะสมกับการถ่ายภาพเซลล์มะเร็ง
3. ทำการศึกษาระบบไฟเพื่อใช้ในการให้แสงเข้ากล้องอย่างเหมาะสม
4. ทำการศึกษาระยะห่างของการวางสไลด์จากเลนส์ที่เหมาะสมและเห็นภาพชัดที่สุด
5. ทำการทดลองถ่ายภาพเพื่อทำการทดสอบความคมชัด กำลังขยาย และมุมมองของภาพ
6. ทำการจัดวางอุปกรณ์ทั้งหมดแบบบล็อกตาแหน่งแล้วทำการทดสอบอีกครั้ง มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1.1.1 ทำการศึกษากล้อง Nikon DSLR แบบทั้ง DX และ FX โดยยึดขนาด CMOS sensor เป็นหลักสำคัญ เพราะเราต้องการภาพที่มีความละเอียดด้านข้าง (Lateral Resolution) 3-4 ไมโครเมตรซึ่งมีความละเอียดที่สามารถแยกเม็ดเซลล์ออกจากกันได้ ได้มีการทดสอบกล้อง 2 แบบ คือ

1. กล้อง Nikon D3400 มีขนาด CMOS sensor กว้าง 23.5 มิลลิเมตร ยาว 15.6 มิลลิเมตร จำนวนพิกเซลทั้งหมดคือ 24.72 ล้านพิกเซล มีค่า sensor resolution width 6054 พิกเซล จะสามารถคำนวณหาขนาด ระยะห่างระหว่าง 1 พิกเซลหรือความละเอียดที่มากที่สุด ได้จาก ความกว้างของ CMOS sensorหารด้วย sensor resolution width จะได้ $23.5 \text{ มม.} / 6054 = 3.89 \text{ ไมโครเมตร}$



รูปที่ 3.1 กล้อง Nikon DSLR D3400

2. กล้อง Nikon D800E มีขนาด CMOS sensor 35.9 มม. x 24.0 มม. จำนวนพิกเซลทั้งหมดคือ 36.8 ล้านพิกเซล มีค่า sensor resolution width 7379 พิกเซล จะสามารถคำนวณหาขนาดระยะห่างระหว่าง 1 พิกเซลหรือความละเอียดที่มากที่สุด ได้จากความกว้างของ CMOS sensorหารด้วย sensor resolution width จะได้ 35.9 มม. / 7379 เท่ากับ 4.87 ไมโครเมตร



รูปที่ 3.2 กล้อง Nikon DSLR D800E

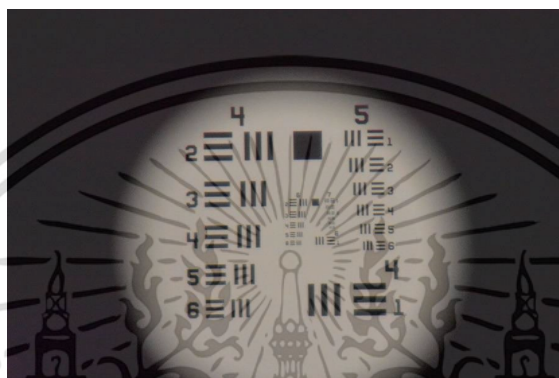
จากข้อมูลข้างต้นจึงได้เลือกกล้อง Nikon DSLR D3400 เนื่องจากตรงตามความต้องการและมีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้ได้

3.1.1.2 ทำการศึกษาเลนส์ โดยดูที่ ค่า f-number และ ระยะ focal length ของเลนส์ที่ใช้ทั้ง 2 ตัว โดยที่ค่า f-number ส่งผลถึงปริมาณแสงที่ผ่านเข้าเลนส์ ยิ่งค่า f-number น้อยรับแสงยิ่งกว้างทำให้แสงเข้าผ่านเลนส์ได้มาก แต่ถ้าค่า f-number สูง รับแสงจะแคบ แสงจะผ่านเข้าเลนส์ได้น้อย ระบบที่ทำการทดสอบจะมี 2 ระบบดังต่อไปนี้

1. ระบบ focal length 18-140 เป็นการใส่เลนส์ที่มี focal length 18-55 มิลลิเมตร และเลนส์ที่มี focal length 18-140 มิลลิเมตร มาวางต่อกันโดยให้เลนส์ 18-140 มิลลิเมตร เป็นตัวติดกับกล้อง แล้ววางเลนส์ 18-55 มิลลิเมตร วางหน้าเลนส์ให้หันเข้าตัวเลนส์ 18-140 มิลลิเมตร ซึ่งจะได้การซูมซึ่ง คิดได้จากการที่

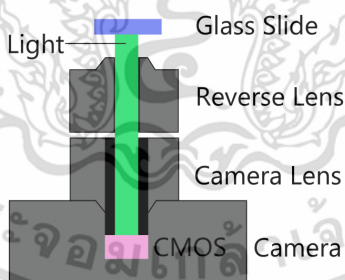
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำเอาระยะ focal length ที่ใช้หารด้วยระยะ focal length ที่ต่ำสุดของเลนส์ตัวนั้น focal length ที่เลือกใช้ก็คือ 18 มิลลิเมตร สำหรับเลนส์ตัวหน้า เนื่องจากการวางเลนส์กลับด้าน ดังนั้นการคิดการซูมจะต้องคิดย้อนกลับ เป็น focal length ที่ต่ำที่สุดหารด้วย focal length จากการศึกษาให้เลือกใช้เลนส์ตัวหน้าที่ระยะ focal length 18 มิลลิเมตร และเลนส์ที่ติดกล้องเป็น 140 มิลลิเมตร ดังนั้นการซูมของระบบจะมีค่าเท่ากับ $(18/18) \times (140/18)$ ประมาณ 7.778 เท่า และ ลองทำการถ่ายภาพจะได้ผลดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.3 USAF 1951 จากระบบ 18-140 มิลลิเมตร

จากภาพจะเห็นได้ว่าภาพที่ได้มานั้นมีของสีดำบริเวณรอบ ๆ ซึ่งเกิดจากการที่เลนส์ที่ใกล้วัตถุมีค่า f-number มากกว่าเลนส์ที่ติดกล้องซึ่งทำให้แสงที่เข้ามาในเลนส์เป็นดังภาพล่าง

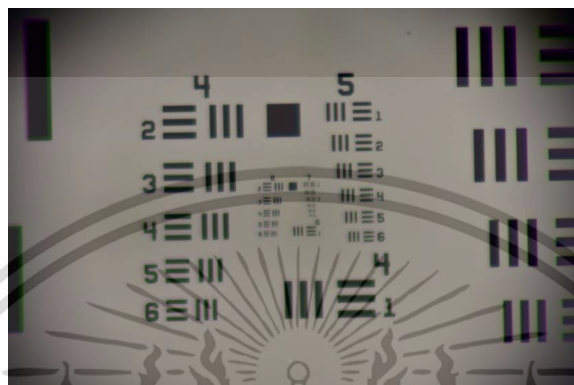


รูปที่ 3.4 ทางเดินของแสงจากสไลด์เข้า CMOS sensor

ผลที่ได้ออกมา นั้นจึงไม่เป็นที่น่าพอใจในการนำไปใช้งานจริงเนื่องจากแสงที่เข้ามานั้นไม่ตกกระทบลงบน CMOS ทั้งหมดจนแค่บางส่วนเท่านั้น จึงเป็นการที่ใช้ sensor ได้ไม่เต็มประสิทธิภาพจึงทำการศึกษาคุณสมบัติเฉพาะของเลนส์แต่ละตัวเพิ่มเติม จนได้ระบบใหม่ที่เป็น 20-200 มิลลิเมตร

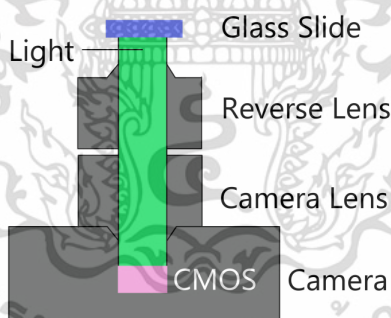
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ระบบ focal length 20-200 มิลลิเมตร ปรับปรุงระบบมาจากอันแรก ซึ่งเลือกเลนส์ที่ติดกล้องเป็น Nikon AF-S 70-200 mm f/2.8G IF-ED VR II และส่วนที่ใกล้วัตถุเป็น AF-S NIKKOR 20mm f/1.8G ED ก็จะได้การซูม 200/20 เท่ากับ 10 เท่า ผลที่ได้ออกมาดังรูปล่าง



รูปที่ 3.5 USAF 1951 จากระบบ 20-200 มิลลิเมตร

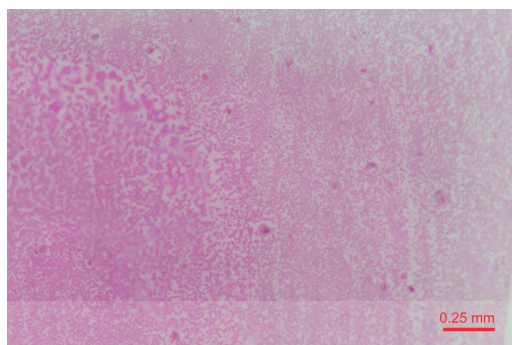
จากภาพจะได้ภาพที่เต็มเฟรม เนื่องจากเลนส์ตัวหน้ามี f-number 1.8 ซึ่งมากกว่าเลนส์ที่ติดกล้องที่มี f-number 2.8 ทำให้แสงผ่านเข้าสู่ CMOS sensor ได้หมด ดังรูปต่อไป



รูปที่ 3.6 รูปแสดงการเดินทางของแสงตกกระทบ CMOS sensor ของระบบ 20-200 มิลลิเมตร

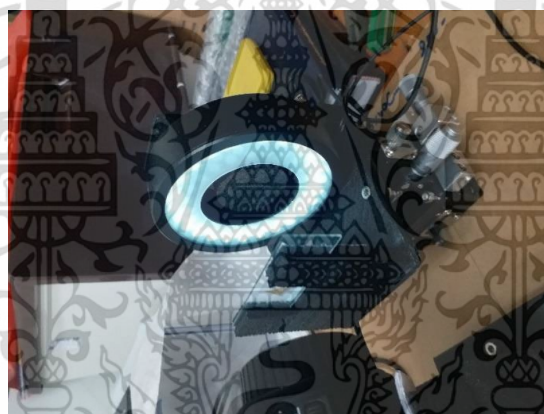
ดังนั้นจึงทำการเลือกระบบ เลนส์ 20-200 มิลลิเมตร ซึ่งมีการซูมต่ำสุดที่ระยะ 20 กับ 70 มิลลิเมตร มีค่า 3.5 เท่า และมีการซูมสูงสุดที่ระยะ 20 กับ 200 มิลลิเมตร มีค่า 10 เท่า ดูได้จากรูปที่ 3.7 ซึ่งได้มีการนำไปทดลองถ่ายภาพเซลล์เม็ดเลือดแดงเพื่อดูกำลังขยาย ผลที่ได้ออกมาสามารถแยกเม็ดเลือดได้อย่างชัดเจน เมื่อซูมดูดังนั้นระบบที่เลือกใช้ก็คือ 20-200 mm.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

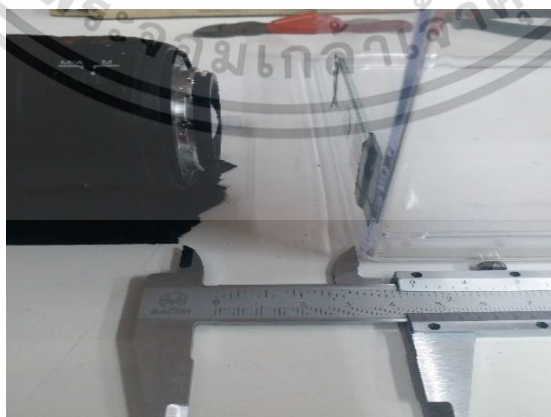


รูปที่ 3.7 เซลล์เม็ดเลือดแดงที่ซูม 10 เท่า

3.1.1.3 เลือกรูปแบบแหล่งกำเนิดแสง ได้มีการศึกษาแบบทราน แบบทรานจะเป็นการใช้ไฟส่องผ่านสไลด์แล้วให้แสงผ่านเข้าเลนส์ไปสู่ CMOS sensor จึงได้เลือกการใช้ไฟแบบทราน โดยใช้ไฟ 48 LED microscope แบบวงกลม เป็นแหล่งกำเนิดแสงสามารถปรับระดับความเข้มแสงได้ตามที่เราต้องการ



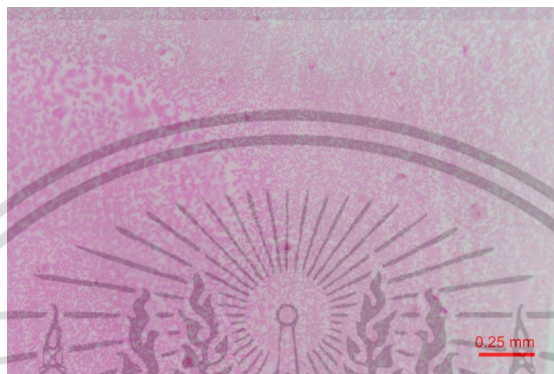
รูปที่ 3.8 การใช้แหล่งกำเนิดแสงแบบทราน



รูปที่ 3.9 การทดลองที่ระยะ 44.5 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1.4 ทำการทดสอบหาตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสง ทำการหาตำแหน่งที่สามารถถ่ายรูปออกมาได้ชัดเจนโดยจากการศึกษาระบบกล้องและเลนส์ ระยะที่ชัดที่สุด คือ ระยะเดียวกับระยะท้ายเลนส์ที่ติดกล้องถึง CMOS sensor เท่ากับระยะทางประมาณ 4.5 เซนติเมตร จากการทดลองได้ผลดังรูปที่ 3.9 รูปที่ได้ออกมานั้นอยู่ในช่วงระยะโฟกัสของกล้อง ทำให้สามารถมองเห็นสไลด์ได้ชัดเจน



รูปที่ 3.10 รูปเซลล์เม็ดเลือดแดงที่กึ่งกลางขยาย 10 เท่า ที่ระยะ 44.5 มิลลิเมตร

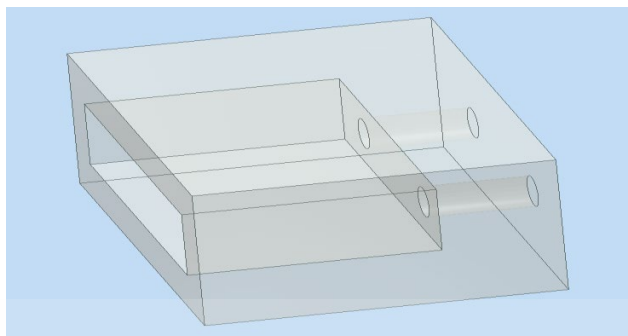
3.1.1.5 กำหนดระยะของอุปกรณ์ทั้งหมด ทำการกำหนดระยะของอุปกรณ์ทั้งหมดแล้วทำการทดลองถ่ายรูปตัวอย่างเพื่อทดสอบความชัดและกึ่งกลางขยายของภาพ โดยทำการถ่ายเซลล์เม็ดเลือดแดงและเซลล์พืช เพื่อทำการทดสอบกึ่งกลางขยายและความชัดของภาพ



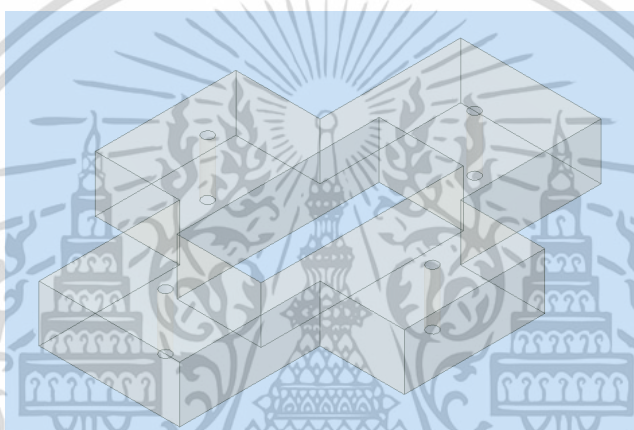
รูปที่ 3.11 เซลล์เม็ดเลือดแดง

3.1.1.6 ยึดตำแหน่งของอุปกรณ์ ทำการยึดอุปกรณ์ทั้งหมดลงบนแผ่นอะคริลิกเพื่อเตรียมทำเป็นกล้องเพื่อความสวยงาม คงทน และสะดวกต่อการใช้งาน การยึดตำแหน่งของอุปกรณ์ที่ใช้งานนั้นได้มีการใช้ชิ้นส่วนจากการปริ้น 3 มิติมาช่วยในการซัพพอร์ตในการวางตำแหน่งอุปกรณ์ให้มันคงยิ่งขึ้นโดยมีชิ้นส่วนต่าง ๆ ดังนี้

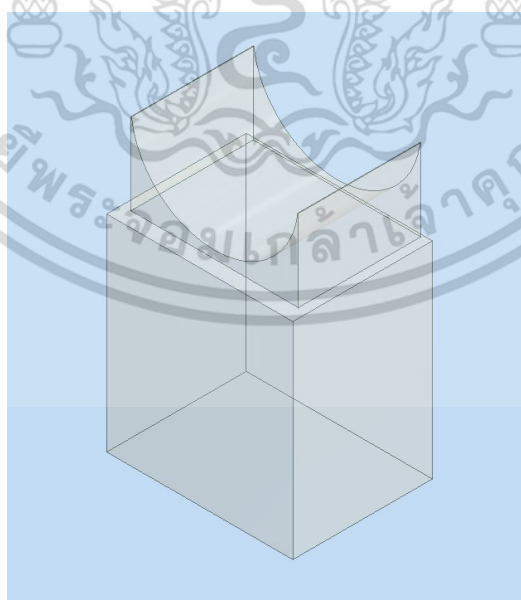
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 ฐานยกกล่อง

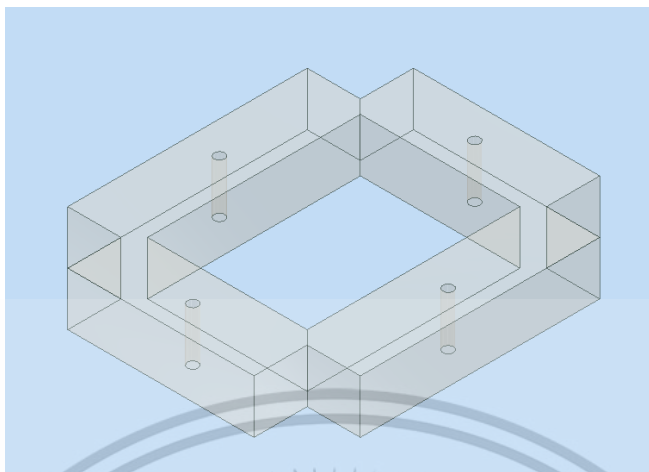


รูปที่ 3.13 ฐานยึดที่ยกเลนส์

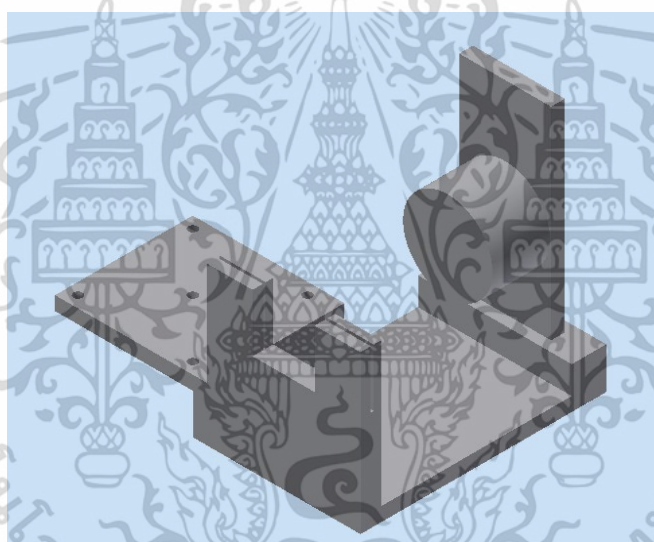


รูปที่ 3.14 ฐานยกเลนส์ใกล้วัตถุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



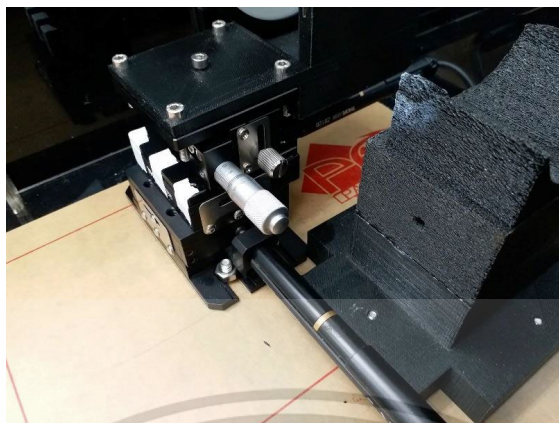
รูปที่ 3.15 ฐานยึดที่ยกเลนส์



รูปที่ 3.16 ฐานบน 3-Axis Linear Stage

3.1.1.7 3-Axis Linear Stage เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนที่ของสไลด์โดยจะนำฐานที่เอาไว้วางสไลด์และแหล่งกำเนิดแสงมาติดไว้ข้างบน โดยส่วนของ stage นั้นก็มีแบ่งเป็น 3 ส่วนตามการเคลื่อนที่ โดยแต่ละส่วนนั้นก็จะมีมอเตอร์ทำหน้าที่ในการดันให้เคลื่อนที่ ก็จะแบ่งแกนได้เป็น หน้า-หลัง ซ้าย-ขวา และขึ้น-ลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.17 3-Axis Linear Stage

3.1.1.8 ส่วนขับเคลื่อน stage เป็น DC servo motor สามารถเคลื่อนที่ได้ 12 มิลลิเมตร ใช้ในการทำให้ stage เคลื่อนที่ใน 3 แกน โดยใช้ 1 ตัว ต่อ 1 แกน โดยเป็นอุปกรณ์ที่มีความละเอียดในการเคลื่อนที่สูง และมีความเร็วในการเคลื่อนที่สูงสุด 3 มิลลิเมตรต่อวินาที มีความผิดพลาดในการเคลื่อนที่น้อยกว่า 5 ไมโครเมตร เมื่อควบคุมจาก K-Cube Stepper Motor Controller ซึ่งมีค่าน้อยมากทำให้ไม่มีผลต่อการเคลื่อนแล้ว
 ถ่ายรูปภาพ



รูปที่ 3.18 DC servo motor

3.1.1.9 ส่วนควบคุมตัวขับเคลื่อน DC servo motor K-Cube Stepper Motor Controller เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการควบคุม DC servo motor โดยต้องต่อกับซอฟต์แวร์บนคอมพิวเตอร์และสั่งงานผ่านคอมพิวเตอร์หรือสามารถสั่งจากตัว kinesis ได้เลย โดย kinesis 1 ตัว ควบคุม DC servo motor 1 ตัว เพื่อให้แต่ละตัวทำงานแยกเป็นอิสระจากกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 K-Cube Stepper Motor Controller

3.2 การออกแบบอัลกอริทึมของโปรแกรมประมวลผล

เลือกการประมวลผลโดยใช้เทคโนโลยีปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligent) ในการประมวลผลภาพซึ่งไลบรารี (Library) ตัวหลักที่ใช้ในการประมวลคือไพทอน (Pytorch) ซึ่งเป็นไลบรารีในกลุ่มการเรียนรู้ของเครื่องจักร (Machine Learning) และการเรียนรู้อย่างลึก (Deep Learning) ที่มีขนาดไลบรารีเล็ก มีความยืดหยุ่นและประมวลผลได้เร็วกว่าตัวอื่น ๆ เพราะสามารถดึงกำลังในการประมวลผลจากการ์ดจอ (Graphics Processing unit หรือ GPU) มาใช้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการพัฒนาโปรแกรมประมวลผลจะอยู่บนภาษาไพทอน (Python) ที่เลือกภาษา ไพทอนในการพัฒนาโปรแกรมเพราะภาษาไพทอนมีความเร็วในการพัฒนาเร็วกว่าภาษาอื่น เป็นมิตรกับนักพัฒนา เพราะโครงสร้างของภาษาไม่ซับซ้อนและเข้าใจง่าย สามารถนำไปต่อยอดได้มากมาย เนื่องจากมีไลบรารีรองรับการใช้งานหลากหลาย รวมถึงไลบรารีในกลุ่มการเรียนรู้ของเครื่องจักร (Machine Learning) การเรียนรู้เชิงลึก และอื่น ๆ

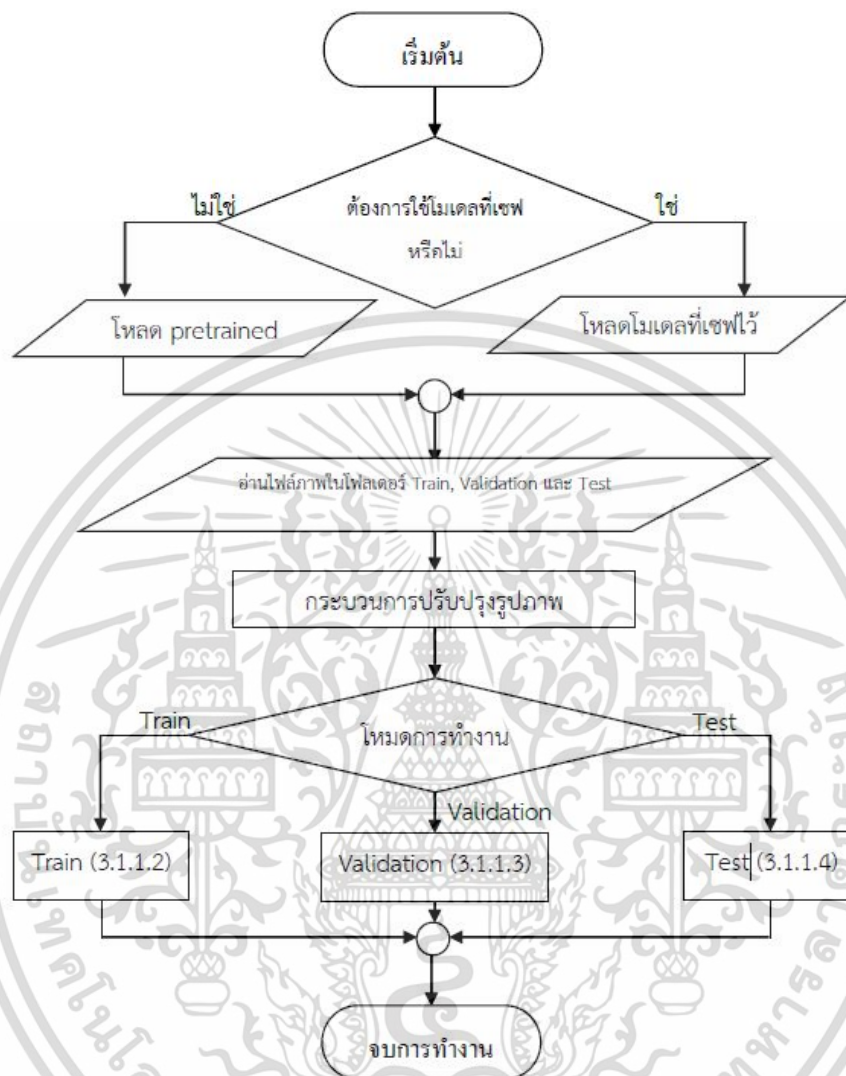
ในการนำโปรแกรมประมวลผลไปใช้งานบนคอมพิวเตอร์ระบบปฏิบัติการ Windows คอมพิวเตอร์เครื่องนั้นจำเป็นต้องลงโปรแกรมภาษาไพทอนและไลบรารีบนเครื่องคอมพิวเตอร์นั้น ๆ ก่อน หรือกรณีที่ใช้การประมวลผลบนกลุ่มเมฆ (Cloud Computing) คอมพิวเตอร์เครื่องนั้นไม่จำเป็นต้องลงโปรแกรมภาษาไพทอนและไลบรารีต่าง ๆ แต่คอมพิวเตอร์ต้องสามารถติดต่ออินเทอร์เน็ตได้

3.2.1 ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรม

ขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมที่ใช้เทคโนโลยีปัญญาประดิษฐ์ในด้านการจดจำ (recognition) และการคัดกรอง (classification) รูปภาพเชิงลบ (negative image) หรือรูปภาพของเซลล์ปกติ และรูปภาพเชิงบวก (positive image) หรือรูปภาพของเซลล์ที่มีความผิดปกติ มีจุดมุ่งหมายเพื่อคัดกรองสไลด์แปปสเมียร์อย่างรวดเร็วและมีความถูกต้องสูง โดยการประมวลผลของโปรแกรมจะแบ่งเป็น 4 ขั้นตอนคือ

1. ขั้นตอนการเตรียมรูปภาพ
2. ขั้นตอนการสอน (Train)
3. ขั้นตอนการตรวจสอบ (Validation)
4. ขั้นตอนการทดสอบ (Test)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.20 แผนภาพขั้นตอนการทำงานทั้งหมดของโปรแกรม

จากรูปที่ 3.20 เมื่อเริ่มใช้งานโปรแกรมทำการเลือกโหลดโมเดลที่ถูกรสอนแล้ว (pretrained model) หรือเลือกโหลดโมเดลที่เซฟไว้เข้ามาภายในโปรแกรม จากนั้นจึงอ่านไฟล์รูปภาพโฟลเดอร์ Train, Validation และ Test จากนั้นจึงทำการโหลดรูปภาพเข้ามาทำการปรับปรุงรูปภาพแบบสุ่ม ตัวอย่างการแปลงเรขาคณิตของภาพ ดังนี้ การลดขนาด (resize) การครอบ (Crop) การกลับภาพ (Flip) และการทานอมอลไลซ์ (Normalization) ซึ่งเป็นกระบวนการที่จะช่วยให้รูปที่จะเข้าไปใช้ในโปรแกรมมีความใกล้เคียงกับรูปที่ถูกใช้ในโมเดลที่ถูกรสอนมาแล้ว (pretrained model) เป็นต้น จากนั้นจึงจะเข้าสู่โหมดการทำงานซึ่งขึ้นอยู่กับว่าผู้ใช้ต้องการทำงานในโหมดใดแล้วจึงจบการทำงานของโปรแกรม

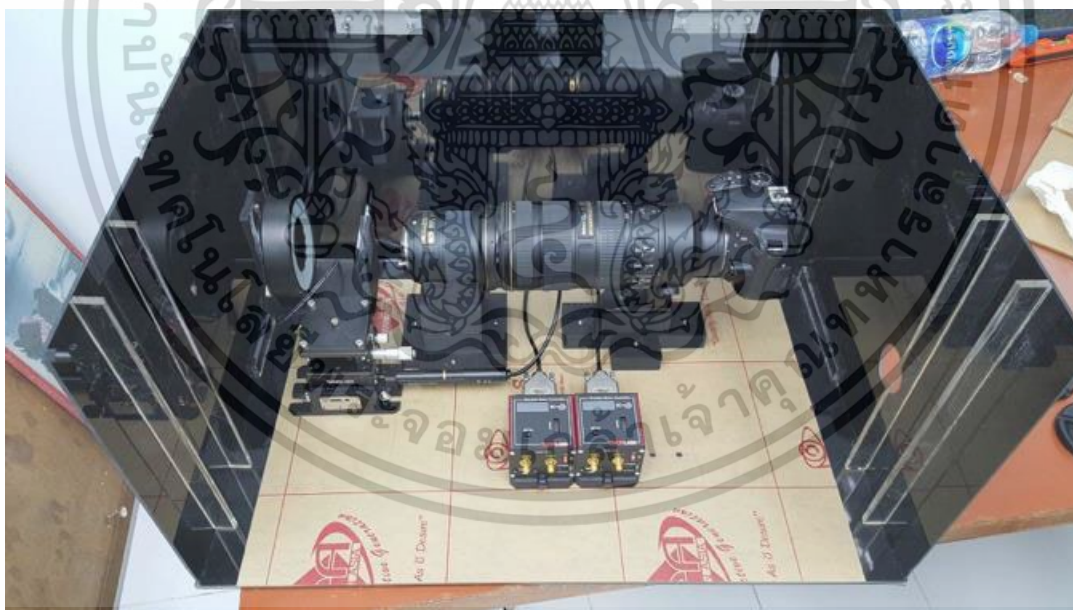
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 ผลการวิจัย

เครื่องตรวจ Pap smear ด้วยระบบ Deep Learning Technology นั้นเป็นอุปกรณ์ในการช่วยตรวจโรคมะเร็งปากมดลูกโดยการบันทึกภาพจากสไลด์ ThinPrep จากวิธี liquid-based เพื่อนำมาวิเคราะห์และประมวลผล ต้องมีการทดสอบความสามารถและคุณภาพของอุปกรณ์ในส่วนต่างๆ ดังต่อไปนี้

4.1 การประกอบ Hardware

อุปกรณ์ส่วนฮาร์ดแวร์มีหน้าที่ในการถ่ายภาพสไลด์ ThinPrep โดยส่วนนี้จะอยู่ในกล่องดำเพื่อกันแสงรบกวนจากภายนอก กล่องมีขนาดกว้าง 40 เซนติเมตร ยาว 60 เซนติเมตร และสูง 30 เซนติเมตร มีแหล่งกำเนิดแสงที่เป็น LED-ring ซึ่งเป็น LED 48 หลอด สามารถปรับความเข้มของแสงได้ ซึ่งภาพที่สามารถถ่ายได้จะมีการชুমอยู่ในช่วง 3.5 – 10 เท่า และใช้กล้อง NIKON D3400 ที่มีขนาดเซนเซอร์กว้าง 23.5 มิลลิเมตร และยาว 15.6 มิลลิเมตร เป็นตัวรับภาพ และมีสเตจที่เอาไว้สำหรับเลื่อนสไลด์ซึ่งสามารถเลื่อนได้ใน 3 แกนคือ แนวลึก แนวนอน และแนวตั้ง โดยใช้ DC servo motor ซึ่งสามารถเคลื่อนที่ได้ 12 มิลลิเมตร และมีค่าความคลาดเคลื่อนของการเคลื่อนที่ ประมาณ 5 ไมโครเมตร ซึ่งเป็นค่าน้อยมากจนทำให้ไม่มีผลต่อการเลื่อนแล้วถ่ายรูปแนวตั้ง



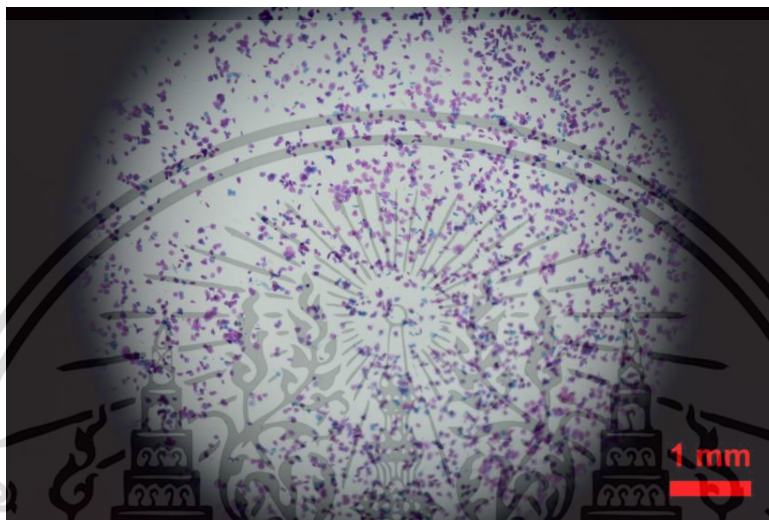
รูปที่ 4.1 อุปกรณ์ในส่วนของฮาร์ดแวร์ทั้งหมดหลังจากยึดตำแหน่งแล้ว

และแนวนอน เอาไว้ใช้สำหรับเคลื่อนย้ายสไลด์เพื่อให้สามารถถ่ายได้ครอบคลุมทั้งสไลด์ ส่วนแนวลึก ทำหน้าที่สำหรับหาระยะโฟกัสของเลนส์เพื่อให้ได้ระยะที่ภาพชัดที่สุด โดยควบคุม DC servo motor จาก K-Cube

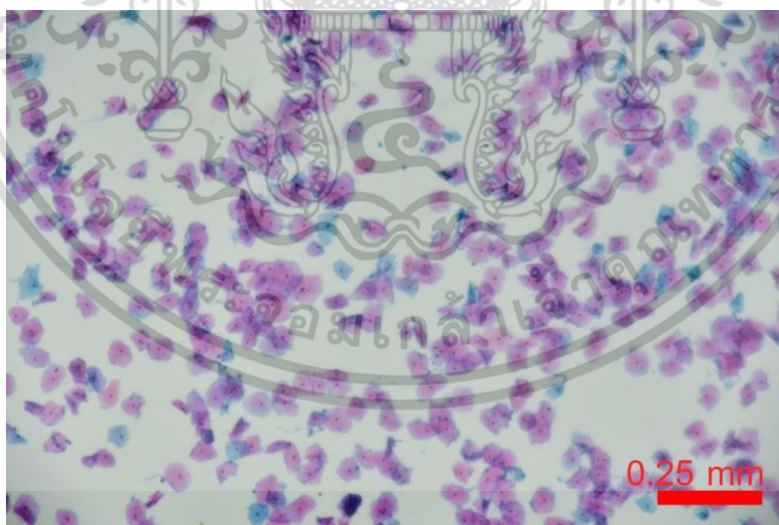
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Brushed DC Servo Motor Controller ผลการทดลองการถ่ายภาพจากอุปกรณ์ที่ยึดตำแหน่งเรียบร้อยแล้วได้ผลดังต่อไปนี้

จากผลการทดลองภาพที่ถ่ายออกมานั้นมีความคมชัดในระดับหนึ่งที่จะสามารถนำไปวิเคราะห์ในเบื้องต้นได้ว่า มีเซลล์มะเร็งหรือเซลล์ที่มีแนวโน้มจะเป็นเซลล์มะเร็งได้



รูปที่ 4.2 ภาพสไลด์ ThinPrep ที่ 3.5 ชูม



รูปที่ 4.3 ภาพสไลด์ ThinPrep ที่ 10 ชูม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

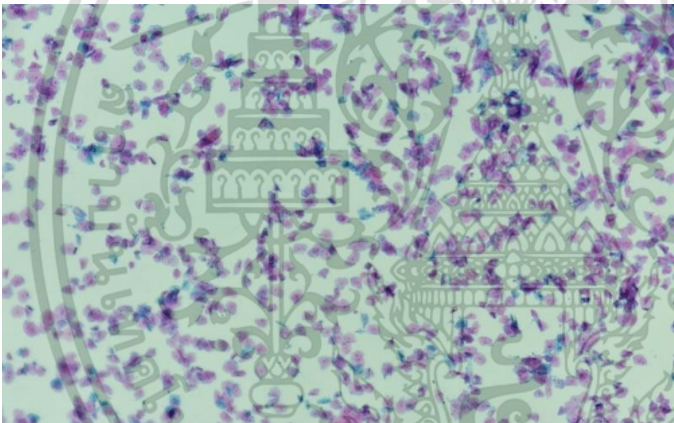
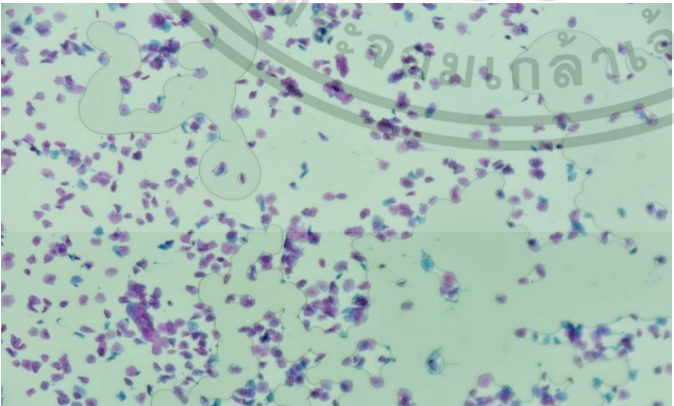
4.1.2 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์

การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์จะใช้ความเป็นระนาบของอุปกรณ์เป็นตัวอ้างอิง โดยวัดจากความเบลอของภาพ โดยการถ่ายภาพแล้วนำไปประมวลผลโดยซอฟต์แวร์หาค่าความเบลอของภาพ

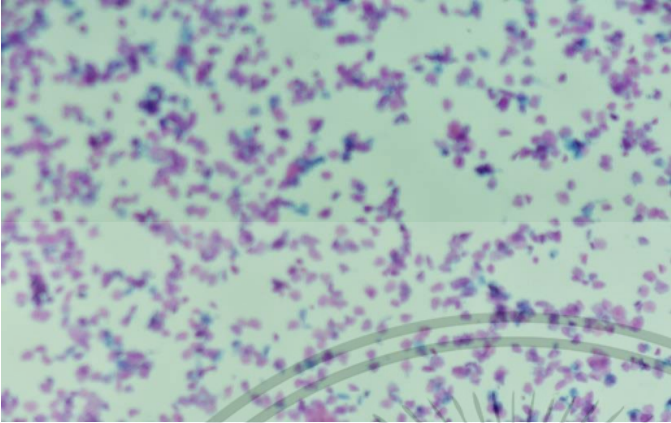
4.1.2.1 ทดสอบความเป็นระนาบในแนวนอน

ทำการทดสอบโดยถ่ายภาพในระยะที่ชัดที่สุด 1 ภาพ แล้วเลื่อนสไลด์ไปทางซ้าย 2 ครั้งโดยการเลื่อนซ้ายหรือขวา 1 ครั้งเป็นระยะ 2.3 มิลลิเมตร แล้วปรับให้ภาพนั้นชัดที่สุด จากนั้นเลื่อนกลับมาที่ตำแหน่งในตอนแรก แล้วทำการถ่ายภาพจากนั้นนำภาพทั้ง 2 มาทดสอบหาค่าความเบลอ ยิ่งผลค่าความเบลอที่ได้จากซอฟต์แวร์มีค่าน้อย จะหมายความว่าภาพมีความเบลอมาก

ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองหาความเป็นระนาบของอุปกรณ์ในแนวนอน

ภาพที่บันทึกได้	ค่าความเบลอจากซอฟต์แวร์
 <p data-bbox="574 1285 701 1318">ภาพอ้างอิง</p>	4.90
 <p data-bbox="526 1797 750 1831">ภาพขยับขวา 2 ครั้ง</p>	5.00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

 <p data-bbox="461 680 813 722">ภาพที่เลื่อนกลับมาตำแหน่งแรก</p>	4.34
---	------

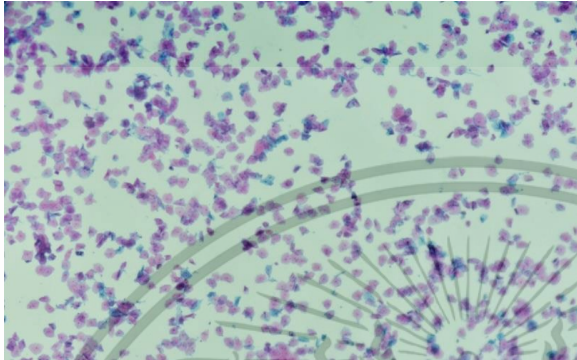
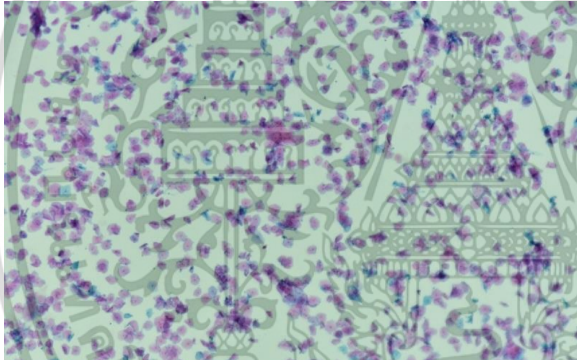
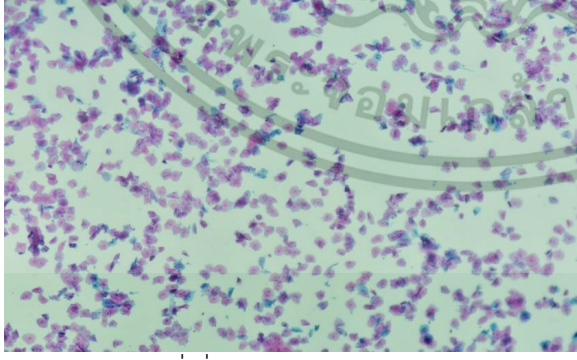
จากผลการทดลอง จะเห็นว่าค่าความเบลอของภาพหลังจากเลื่อนกลับมาที่ตำแหน่งเดิมมีค่าความเบลอ น้อยกว่าก่อนเลื่อนมาก แปลว่าอุปกรณ์นั้นไม่ได้ระนาบในแนวนอน เพราะเมื่อเลื่อนแล้วปรับภาพให้ชัดแล้วเลื่อน กลับภาพมีความเบลอมากขึ้นทำให้สามารถสรุปได้ว่าการเอียงของอุปกรณ์ในระนาบในแนวนอนในระดับที่มากที่สุด จะมีผลต่อการเลื่อนสไลด์ไปทางซ้ายหรือขวา แล้วทำให้ภาพเกิดการเปลี่ยนระยะโฟกัส

4.1.2.2 ทดสอบความเป็นระนาบในแนวตั้ง

ทำการทดสอบโดยถ่ายภาพในระยะที่ชัดที่สุด 1 ภาพ แล้วเลื่อนสไลด์ขึ้น 2 ครั้ง โดยการ เลื่อนขึ้นหรือลง 1 ครั้งเป็นระยะ 1.5 มิลลิเมตร แล้วปรับให้ภาพนั้นชัดที่สุดจากนั้นเลื่อนกลับมาที่ตำแหน่งในตอน แรก แล้วทำการถ่ายภาพจากนั้นนำภาพทั้ง 2 มาทดสอบหาค่าความเบลอ ยิ่งผลค่าความเบลอที่ได้จากซอฟต์แวร์มี ค่าน้อย จะหมายความว่าภาพมีความเบลอมาก ถ้าค่าความเบลอจากซอฟต์แวร์มีค่ามาก จะหมายความว่าภาพยิ่งชัด

จากผลการทดลอง จะเห็นว่าค่าความเบลอของภาพหลังจากเลื่อนกลับมาที่ตำแหน่งเดิมมีค่าใกล้เคียง ของเดิมมาก ซึ่งอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ จึงสรุปได้ว่าความเอียงในระนาบแนวตั้งมีผลน้อยมากต่อการเลื่อนสไลด์ ซึ่ง ทำให้ไม่มีผลต่อการเปลี่ยนระยะโฟกัสของภาพ

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองความเป็นระนาบของอุปกรณ์ในแนวตั้ง

ภาพที่บันทึกได้	ค่าความเบลอจากซอฟต์แวร์
 <p data-bbox="574 779 699 814">ภาพอ้างอิง</p>	4.90
 <p data-bbox="532 1249 743 1285">ภาพขยับขึ้น 2 ครั้ง</p>	4.98
 <p data-bbox="461 1711 813 1747">ภาพที่เลื่อนกลับมาตำแหน่งแรก</p>	4.85

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของโปรแกรม

4.2.1 ผลการทดสอบหาโมเดลที่ให้ค่าความแม่นยำสูงสุด

4.2.1.1 ผลการทดสอบขั้นตอนการสอน

ผลการทดสอบขั้นตอนการสอนโมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152 โดยแต่ละโมเดลมีการทดสอบทั้งหมด 3 ครั้ง มีผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.3, ตารางที่ 4.4 และตารางที่ 4.5 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.3 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการสอน โมเดล resnet50

โมเดล resnet50						
Epoch	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss
1	61	0.584	63	0.626	61	0.67
2	77	0.53	81	0.583	65	0.623
3	82	0.496	77	0.55	66	0.581
4	84	0.477	76	0.559	74	0.556
5	85	0.475	78	0.496	75	0.517
6	87	0.43	85	0.463	79	0.492
7	88	0.413	83	0.449	78	0.482
8	83	0.397	86	0.456	84	0.468
9	88	0.388	82	0.425	86	0.456
10	88	0.373	86	0.403	79	0.432
11	87	0.403	84	0.394	80	0.418
12	88	0.397	87	0.413	86	0.411
13	87	0.346	87	0.384	86	0.392
14	88	0.341	87	0.382	84	0.421
15	87	0.352	88	0.374	87	0.392
16	88	0.343	87	0.361	86	0.381
17	87	0.335	84	0.355	85	0.369
18	88	0.328	84	0.359	87	0.367
19	87	0.317	85	0.356	87	0.356
20	87	0.32	87	0.344	86	0.377

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการสอน โมเดล resnet101

โมเดล resnet101						
Epoch	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss
1	73	0.604	62	0.638	71	0.59
2	78	0.552	69	0.581	72	0.55
3	84	0.512	79	0.55	80	0.515
4	81	0.526	75	0.51	80	0.507
5	77	0.476	85	0.497	80	0.496
6	80	0.448	78	0.472	81	0.458
7	87	0.432	86	0.4390	82	0.449
8	86	0.428	84	0.435	82	0.455
9	82	0.418	83	0.432	84	0.418
10	85	0.424	83	0.416	83	0.408
11	85	0.398	86	0.403	82	0.427
12	85	0.427	82	0.424	85	0.383
13	85	0.397	81	0.417	87	0.402
14	83	0.414	85	0.39	85	0.416
15	84	0.409	86	0.387	85	0.385
16	85	0.368	78	0.456	85	0.391
17	85	0.414	82	0.429	85	0.379
18	81	0.434	86	0.364	83	0.403
19	81	0.434	86	0.371	85	0.383
20	82	0.426	83	0.421	82	0.418

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการสอน โมเดล resnet152

โมเดล resnet152						
Epoch	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss
1	76	0.626	69	0.604	59	0.648
2	69	0.566	70	0.567	61	0.601
3	79	0.526	83	0.543	76	0.553
4	87	0.488	80	0.494	78	0.515
5	84	0.469	82	0.464	76	0.487
6	86	0.446	83	0.45	79	0.458
7	87	0.434	82	0.432	85	0.457
8	87	0.417	82	0.421	85	0.435
9	87	0.406	85	0.407	85	0.4
10	85	0.39	84	0.411	87	0.399
11	87	0.389	87	0.39	86	0.385
12	82	0.4	87	0.383	85	0.42
13	86	0.381	86	0.373	86	0.372
14	87	0.365	86	0.366	85	0.367
15	84	0.373	87	0.37	86	0.357
16	84	0.356	87	0.351	86	0.365
17	87	0.347	85	0.347	89	0.338
18	85	0.367	86	0.345	87	0.345
19	84	0.345	87	0.345	90	0.334
20	85	0.353	87	0.344	87	0.326

จากผลการทดสอบทั้ง 3 โมเดลพบว่าโมเดลที่มีความแม่นยำในขั้นตอนการสอนมากที่สุดคือ โมเดล resnet152 โดยมีความแม่นยำเท่ากับร้อยละ 90 มีค่า Loss อยู่ที่ 0.334 ในการทดสอบครั้งที่ 3 Epoch ที่ 19

อภิปรายผลการทดลองจากโมเดลทั้ง 3 โมเดล จากข้อมูลที่มาคือจำนวน Epoch ที่จะทำให้โมเดลมีความแม่นยำเกินร้อยละ 75 ของโมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152 มีค่าประมาณ 8, 16 และ 23 Epoch ตามลำดับ ซึ่งจากการทดสอบเรากำหนดจำนวน Epoch เท่ากับ 20 เท่ากันทั้ง 3 โมเดล แนวโน้มของ

โมเดลที่ต้องการจำนวน Epoch ในการเรียนรู้น้อย ควรจะมีค่าความแม่นยำสูงสุด แต่ผลการทดลองปรากฏว่า โมเดล resnet152 มีค่าความแม่นยำสูงสุด

4.2.1.2 ผลการทดสอบขั้นตอนการตรวจสอบ

ผลการทดสอบขั้นตอนการตรวจสอบโมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152 โดยแต่ละโมเดลมีการทดสอบทั้งหมด 3 ครั้ง ผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการตรวจสอบ โมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152

โมเดล	ครั้งที่ 1		ครั้งที่ 2		ครั้งที่ 3	
	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss	ความแม่นยำ	ค่า Loss
resnet50	88	0.351	88	0.351	88	0.351
resnet101	87	0.432	87	0.432	87	0.432
resnet152	87	0.488	87	0.488	90	0.334

จากผลการทดสอบในขั้นตอนการตรวจสอบ พบว่าโมเดลทั้ง 3 โมเดลที่ถูกเรียกมาตรวจสอบ พบว่ามีค่าถูกต้องเป็นไปตามครั้งที่ทำการทดสอบ ยกตัวอย่างการนำโมเดล resnet152 ไปผ่านขั้นตอนการสอนครั้งที่ 2 จะมีค่าความแม่นยำมากที่สุดจากตารางที่ 4.6 คือร้อยละ 87 และมีค่า Loss เท่ากับ 0.488 จากนั้นเมื่อเรียกโมเดลดังกล่าวมาตรวจสอบภายหลังพบว่ามีค่าความแม่นยำ และค่า Loss เท่าเดิม และเมื่อนำโมเดล resnet152 ไปผ่านขั้นตอนการสอนครั้งที่ 3 จะมีค่าความแม่นยำมากที่สุดที่มากกว่าครั้งที่ 2 จากตารางที่ 4.6 คือ ร้อยละ 90 และมีค่า Loss เท่ากับ 0.334 และเมื่อนำมาตรวจสอบก็พบว่ามีค่าความแม่นยำ และค่า Loss เปลี่ยนไปเป็นค่าใหม่

อภิปรายผลการทดลอง ขั้นตอนการตรวจสอบได้ถูกใช้ในการตรวจสอบโมเดลที่ถูกบันทึกไว้เพื่อเรียกขึ้นมาใช้งานภายหลัง ว่ามีค่าความแม่นยำและค่า Loss เป็นไปตามที่บันทึกโมเดลมาหรือไม่ ซึ่งผลการทดลองเป็นไปตามที่ออกแบบไว้

4.2.1.3 ผลการทดสอบขั้นตอนการทดสอบ

ผลการทดสอบขั้นตอนการทดสอบโมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152 โดยแต่ละโมเดลมีการทดสอบทั้งหมด 3 ครั้ง ผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.7 ถึงตารางที่ 4.15 ภาพที่ใช้คือภาพที่ผ่านการตัดป้ายชื่อจากนักพยาธิแพทย์แล้วซึ่งภาพลำดับที่ 1 ถึง 20 คือภาพเชิงลบหรือเป็นภาพที่ไม่เป็นมะเร็ง และภาพลำดับที่ 21 ถึง 60 คือภาพเชิงบวกหรือภาพที่เป็นมะเร็ง ตารางที่ 4.7 ถึง ตารางที่ 4.15 จะประกอบไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วยชื่อรูปภาพ ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรม ในช่วง 0 ถึง 1 (ถ้าตัวเลขเข้าใกล้ 1 แปลว่าภาพนั้นจะเป็นภาพเชิงลบ และถ้าตัวเลขเข้าใกล้ 0 แปลว่าภาพนั้นจะเป็นภาพเชิงบวก) และความหมาย คือการอ่านความหมายถึงจากตัวเลขว่าเป็นภาพเชิงบวกหรือเชิงลบ

ตารางที่ 4.7 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 1

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.2445	Positive	31	0.190533	Positive
2	0.750567	Negative	32	0.0982	Positive
3	0.711133	Negative	33	0.6549	Negative
4	0.558133	Negative	34	0.655667	Negative
5	0.750067	Negative	35	0.0527	Positive
6	0.6343	Negative	36	0.2845	Positive
7	0.786367	Negative	37	0.254033	Positive
8	0.5504	Negative	38	0.242067	Positive
9	0.580933	Negative	39	0.220033	Positive
10	0.6244	Negative	40	0.146767	Positive
11	0.713733	Negative	41	0.366867	Positive
12	0.711867	Negative	42	0.3156	Positive
13	0.863133	Negative	43	0.1936	Positive
14	0.815433	Negative	44	0.285733	Positive
15	0.5044	Negative	45	0.4924	Positive
16	0.6005	Negative	46	0.1465	Positive
17	0.777633	Negative	47	0.2933	Positive
18	0.9719	Negative	48	0.0751	Positive
19	0.843667	Negative	49	0.2864	Positive
20	0.951333	Negative	50	0.1297	Positive
21	0.3843	Positive	51	0.1419	Positive
22	0.291767	Positive	52	0.172	Positive
23	0.139367	Positive	53	0.072333	Positive

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 1

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
24	0.082167	Positive	54	0.0561	Positive
25	0.113233	Positive	55	0.340767	Positive
26	0.3992	Positive	56	0.1287	Positive
27	0.285833	Positive	57	0.104867	Positive
28	0.7232	Negative	58	0.172533	Positive
29	0.2259	Positive	59	0.146333	Positive
30	0.4398	Positive	60	0.188333	Positive

ตารางที่ 4.8 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 2

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.327433	Positive	31	0.269	Positive
2	0.8168	Negative	32	0.118067	Positive
3	0.7987	Negative	33	0.7047	Negative
4	0.681967	Negative	34	0.705333	Negative
5	0.875467	Negative	35	0.033367	Positive
6	0.774633	Negative	36	0.352967	Positive
7	0.9164	Negative	37	0.283867	Positive
8	0.6639	Negative	38	0.254267	Positive
9	0.726967	Negative	39	0.2923	Positive
10	0.738867	Negative	40	0.1918	Positive
11	0.840833	Negative	41	0.550033	Negative
12	0.8643	Negative	42	0.354367	Positive
13	0.9343	Negative	43	0.173833	Positive
14	0.919933	Negative	44	0.4604	Positive
15	0.570267	Negative	45	0.627833	Negative
16	0.727767	Negative	46	0.168533	Positive
17	0.9189	Negative	47	0.435133	Positive

ตารางที่ 4.8 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 2

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
18	0.979267	Negative	48	0.104	Positive
19	0.849633	Negative	49	0.296167	Positive
20	0.957167	Negative	50	0.1601	Positive
21	0.5438	Negative	51	0.1899	Positive
22	0.391733	Positive	52	0.3416	Positive
23	0.1432	Positive	53	0.1407	Positive
24	0.0876	Positive	54	0.099	Positive
25	0.1058	Positive	55	0.370233	Positive
26	0.501733	Negative	56	0.1119	Positive
27	0.395467	Positive	57	0.1351	Positive
28	0.704433	Negative	58	0.1953	Positive
29	0.2604	Positive	59	0.217967	Positive
30	0.637833	Negative	60	0.2996	Positive

ตารางที่ 4.9 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 3

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.290167	Positive	31	0.2427	Positive
2	0.8168	Negative	32	0.1234	Positive
3	0.7987	Negative	33	0.7156	Negative
4	0.681967	Negative	34	0.717867	Negative
5	0.875467	Negative	35	0.032533	Positive
6	0.774633	Negative	36	0.359133	Positive
7	0.9189	Negative	37	0.283867	Positive
8	0.6696	Negative	38	0.216133	Positive
9	0.726967	Negative	39	0.2315	Positive
10	0.721	Negative	40	0.2132	Positive
11	0.830167	Negative	41	0.5802	Negative

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.9 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet50 ครั้งที่ 3

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
12	0.8471	Negative	42	0.354367	Positive
13	0.885967	Negative	43	0.173833	Positive
14	0.919933	Negative	44	0.3804	Positive
15	0.575633	Negative	45	0.572867	Negative
16	0.744533	Negative	46	0.151567	Positive
17	0.858433	Negative	47	0.467767	Positive
18	0.977233	Negative	48	0.114867	Positive
19	0.8365	Negative	49	0.296167	Positive
20	0.957167	Negative	50	0.1595	Positive
21	0.5438	Negative	51	0.192733	Positive
22	0.412467	Positive	52	0.276	Positive
23	0.1197	Positive	53	0.146967	Positive
24	0.081267	Positive	54	0.107	Positive
25	0.1058	Positive	55	0.370233	Positive
26	0.501733	Negative	56	0.1119	Positive
27	0.385933	Positive	57	0.1452	Positive
28	0.704433	Negative	58	0.1836	Positive
29	0.2168	Positive	59	0.217967	Positive
30	0.637833	Negative	60	0.2688	Positive

ตารางที่ 4.10 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 1

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.581833	Negative	31	0.2835	Positive
2	0.699933	Negative	32	0.1841	Positive
3	0.4086	Positive	33	0.413733	Positive
4	0.499367	Positive	34	0.436733	Positive
5	0.689133	Negative	35	0.1374	Positive

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.10 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 1

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
6	0.457333	Positive	36	0.4543	Positive
7	0.657867	Negative	37	0.1819	Positive
8	0.596033	Negative	38	0.3501	Positive
9	0.501067	Negative	39	0.4181	Positive
10	0.632367	Negative	40	0.119967	Positive
11	0.695033	Negative	41	0.4141	Positive
12	0.632467	Negative	42	0.537967	Negative
13	0.741467	Negative	43	0.295233	Positive
14	0.6715	Negative	44	0.315633	Positive
15	0.437933	Positive	45	0.367567	Positive
16	0.553267	Negative	46	0.2272	Positive
17	0.589	Negative	47	0.395767	Positive
18	0.929067	Negative	48	0.2759	Positive
19	0.7212	Negative	49	0.323933	Positive
20	0.636333	Negative	50	0.1187	Positive
21	0.4338	Positive	51	0.213267	Positive
22	0.3903	Positive	52	0.224067	Positive
23	0.1012	Positive	53	0.2497	Positive
24	0.193167	Positive	54	0.2064	Positive
25	0.287267	Positive	55	0.249167	Positive
26	0.460967	Positive	56	0.189467	Positive
27	0.2488	Positive	57	0.1008	Positive
28	0.511467	Negative	58	0.263667	Positive
29	0.2387	Positive	59	0.225867	Positive
30	0.4669	Positive	60	0.211667	Positive

ตารางที่ 4.11 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 2

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.6767	Negative	31	0.2324	Positive
2	0.700867	Negative	32	0.1999	Positive
3	0.4099	Positive	33	0.439767	Positive
4	0.499367	Positive	34	0.408267	Positive
5	0.679467	Negative	35	0.1638	Positive
6	0.431867	Positive	36	0.4147	Positive
7	0.705133	Negative	37	0.198067	Positive
8	0.620867	Negative	38	0.4141	Positive
9	0.501067	Negative	39	0.365367	Positive
10	0.6927	Negative	40	0.1197	Positive
11	0.695033	Negative	41	0.343033	Positive
12	0.637533	Negative	42	0.4943	Positive
13	0.741467	Negative	43	0.2286	Positive
14	0.6336	Negative	44	0.3375	Positive
15	0.4534	Positive	45	0.357033	Positive
16	0.474	Positive	46	0.2621	Positive
17	0.5735	Negative	47	0.394333	Positive
18	0.929067	Negative	48	0.2759	Positive
19	0.7182	Negative	49	0.329467	Positive
20	0.8372	Negative	50	0.125133	Positive
21	0.3856	Positive	51	0.205333	Positive
22	0.3609	Positive	52	0.218633	Positive
23	0.1058	Positive	53	0.2458	Positive
24	0.1649	Positive	54	0.2092	Positive
25	0.306733	Positive	55	0.240133	Positive
26	0.4732	Positive	56	0.1884	Positive
27	0.2488	Positive	57	0.154167	Positive

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.11 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 2

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
28	0.449	Positive	58	0.291733	Positive
29	0.2387	Positive	59	0.219133	Positive
30	0.4669	Positive	60	0.2552	Positive

ตารางที่ 4.12 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 3

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.581833	Negative	31	0.1813	Positive
2	0.7018	Negative	32	0.1999	Positive
3	0.409033	Positive	33	0.439767	Positive
4	0.499367	Positive	34	0.436733	Positive
5	0.689133	Negative	35	0.1374	Positive
6	0.457333	Positive	36	0.3949	Positive
7	0.705133	Negative	37	0.198067	Positive
8	0.596033	Negative	38	0.3821	Positive
9	0.425	Positive	39	0.391733	Positive
10	0.5117	Negative	40	0.120233	Positive
11	0.712967	Negative	41	0.343033	Positive
12	0.6426	Negative	42	0.5598	Negative
13	0.711733	Negative	43	0.361867	Positive
14	0.6336	Negative	44	0.326567	Positive
15	0.437933	Positive	45	0.357033	Positive
16	0.553267	Negative	46	0.2621	Positive
17	0.589	Negative	47	0.394333	Positive
18	0.933733	Negative	48	0.3323	Positive
19	0.7212	Negative	49	0.335	Positive
20	0.736767	Negative	50	0.131567	Positive
21	0.4097	Positive	51	0.205333	Positive

ตารางที่ 4.12 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet101 ครั้งที่ 3

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
22	0.3609	Positive	52	0.2132	Positive
23	0.1012	Positive	53	0.2497	Positive
24	0.179033	Positive	54	0.2064	Positive
25	0.3262	Positive	55	0.2582	Positive
26	0.460967	Positive	56	0.1884	Positive
27	0.2422	Positive	57	0.207533	Positive
28	0.480233	Positive	58	0.263667	Positive
29	0.248133	Positive	59	0.225867	Positive
30	0.5047	Negative	60	0.2552	Positive

ตารางที่ 4.13 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 1

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.4587	Positive	31	0.286733	Positive
2	0.573533	Negative	32	0.226267	Positive
3	0.5507	Negative	33	0.528667	Negative
4	0.3208	Positive	34	0.5183	Negative
5	0.555533	Negative	35	0.1845	Positive
6	0.526633	Negative	36	0.582933	Negative
7	0.557167	Negative	37	0.354367	Positive
8	0.541233	Negative	38	0.354433	Positive
9	0.4126	Positive	39	0.386567	Positive
10	0.6068	Negative	40	0.271367	Positive
11	0.5551	Negative	41	0.4288	Positive
12	0.6109	Negative	42	0.461133	Positive
13	0.612167	Negative	43	0.401	Positive
14	0.8369	Negative	44	0.465667	Positive
15	0.2965	Positive	45	0.2738	Positive

ตารางที่ 4.13 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 1

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
16	0.5065	Negative	46	0.3798	Positive
17	0.653767	Negative	47	0.5496	Negative
18	0.880767	Negative	48	0.294833	Positive
19	0.8072	Negative	49	0.379367	Positive
20	0.847933	Negative	50	0.223933	Positive
21	0.570067	Negative	51	0.3067	Positive
22	0.369467	Positive	52	0.3162	Positive
23	0.1832	Positive	53	0.3684	Positive
24	0.2385	Positive	54	0.2304	Positive
25	0.218967	Positive	55	0.313667	Positive
26	0.343933	Positive	56	0.3535	Positive
27	0.256267	Positive	57	0.2419	Positive
28	0.461267	Positive	58	0.448233	Positive
29	0.286	Positive	59	0.424467	Positive
30	0.549133	Negative	60	0.3835	Positive

ตารางที่ 4.14 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 2

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.4294	Positive	31	0.283167	Positive
2	0.573533	Negative	32	0.166	Positive
3	0.5507	Negative	33	0.528667	Negative
4	0.3174	Positive	34	0.519967	Negative
5	0.547367	Negative	35	0.2008	Positive
6	0.512167	Negative	36	0.534867	Negative
7	0.552933	Negative	37	0.3781	Positive
8	0.5329	Negative	38	0.354433	Positive
9	0.473267	Positive	39	0.386567	Positive

ตารางที่ 4.14 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 2

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
10	0.6074	Negative	40	0.271367	Positive
11	0.5623	Negative	41	0.384367	Positive
12	0.5863	Negative	42	0.421067	Positive
13	0.589333	Negative	43	0.4032	Positive
14	0.831033	Negative	44	0.465667	Positive
15	0.343767	Positive	45	0.3821	Positive
16	0.559367	Negative	46	0.3798	Positive
17	0.653767	Negative	47	0.5552	Negative
18	0.8865	Negative	48	0.2957	Positive
19	0.7863	Negative	49	0.379367	Positive
20	0.8336	Negative	50	0.207167	Positive
21	0.534	Negative	51	0.2285	Positive
22	0.369467	Positive	52	0.3065	Positive
23	0.26	Positive	53	0.3671	Positive
24	0.251	Positive	54	0.2304	Positive
25	0.210833	Positive	55	0.322233	Positive
26	0.343933	Positive	56	0.3395	Positive
27	0.274	Positive	57	0.2419	Positive
28	0.4974	Positive	58	0.462167	Positive
29	0.277267	Positive	59	0.424467	Positive
30	0.549133	Negative	60	0.3936	Positive

ตารางที่ 4.15 ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 3

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
1	0.372367	Positive	31	0.126167	Positive
2	0.892533	Negative	32	0.029267	Positive
3	0.357	Positive	33	0.4766	Positive

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.15 ต่อ ตารางผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ โมเดล resnet152 ครั้งที่ 3

รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย	รูปที่	ผลลัพธ์	ความหมาย
4	0.1749	Positive	34	0.521167	Negative
5	0.819133	Negative	35	0.0342	Positive
6	0.740667	Negative	36	0.481867	Positive
7	0.7573	Negative	37	0.198833	Positive
8	0.7	Negative	38	0.142167	Positive
9	0.527	Negative	39	0.261633	Positive
10	0.647567	Negative	40	0.0732	Positive
11	0.625533	Negative	41	0.2334	Positive
12	0.6592	Negative	42	0.2217	Positive
13	0.5452	Negative	43	0.169067	Positive
14	0.911667	Negative	44	0.319233	Positive
15	0.1516	Positive	45	0.2178	Positive
16	0.673467	Negative	46	0.2001	Positive
17	0.834733	Negative	47	0.637333	Negative
18	0.9702	Negative	48	0.172767	Positive
19	0.897033	Negative	49	0.337333	Positive
20	0.970067	Negative	50	0.0376	Positive
21	0.5869	Negative	51	0.1238	Positive
22	0.248	Positive	52	0.261867	Positive
23	0.02	Positive	53	0.0686	Positive
24	0.038267	Positive	54	0.054333	Positive
25	0.084533	Positive	55	0.134667	Positive
26	0.4876	Positive	56	0.0645	Positive
27	0.0935	Positive	57	0.0882	Positive
28	0.322167	Positive	58	0.4158	Positive
29	0.050133	Positive	59	0.2983	Positive
30	0.477233	Positive	60	0.367767	Positive

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.16 ตารางบันทึกผล TP, FP, TN และ FN ของทั้ง 3 โมเดล

โมเดล	การทดสอบ ครั้งที่	TP	FP	TN	FN
resnet50	1	37	1	19	3
	2	32	1	19	8
	3	32	1	19	8
	รวม	101	3	57	19
resnet101	1	38	4	16	2
	2	40	5	15	0
	3	38	5	15	2
	รวม	116	14	46	4
resnet152	1	34	4	16	6
	2	34	4	16	6
	3	37	4	16	3
	รวม	105	12	48	15

จากนั้นจึงทำการเก็บค่า True positive, False positive, True negative และ False negative จากผลการทดสอบตารางที่ 4.7 ถึงตารางที่ 4.15 ซึ่งจะได้ผลดังตารางที่ 4.16

จากตารางที่ 4.16 ทำการคำนวณค่าความแม่นยำ ความไว และความจำเพาะ ในแต่ละโมเดล ออกมา ซึ่งจะได้ดังตารางที่ 4.16

ตารางที่ 4.17 ตารางค่าความแม่นยำ ความไว และความจำเพาะ ของทั้ง 3 โมเดล

โมเดล	ความแม่นยำ (%)	ความไว (%)	ความจำเพาะ (%)
resnet50	88	84	95
resnet101	90	97	77
resnet152	85	88	80

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 4.17 พบว่าโมเดลที่มีความแม่นยำมากที่สุดคือโมเดล resnet101 ซึ่งมีความแม่นยำเท่ากับร้อยละ 90 โมเดลที่มีความไวมากที่สุดคือโมเดล resnet101 ซึ่งมีความไวเท่ากับร้อยละ 97 และโมเดลที่มีความจำเพาะมากที่สุดคือโมเดล resnet50 ซึ่งมีความจำเพาะเท่ากับร้อยละ 95

อภิปรายผลการทดลองขั้นตอนการทดสอบ พบว่าโมเดลที่ผ่านขั้นตอนการสอนที่มีความแม่นยำมากที่สุด คือโมเดล resnet152 แต่ในขั้นตอนการทดสอบโมเดล resnet152 กลับมีความแม่นยำน้อยที่สุดในทางตรงกันข้ามโมเดล resnet101 ที่มีความแม่นยำในขั้นตอนการสอนน้อยที่สุด กลับมีความแม่นยำมากที่สุดเท่ากับร้อยละ 90 และมากกว่านั้นโมเดล resnet101 ยังมีความไวมากที่สุดเท่ากับร้อยละ 97 อีกด้วย ซึ่งหมายความว่าโมเดล resnet101 สามารถแยกแยะรูปภาพเชิงบวกและเชิงลบ โดยมีอัตราความถูกต้อง 9 ใน 10 รูป และเป็นโมเดลที่ป้องกันผลบวกปลอม (False positive) ได้ดี เนื่องจากมีความไวสูง และพบว่าโมเดล resnet50 เป็นโมเดลที่มีค่าความจำเพาะมากที่สุดเท่ากับร้อยละ 95 ซึ่งหมายความว่าโมเดล resnet50 เป็นโมเดลที่ป้องกันผลลบปลอม (False negative) ได้ดี เนื่องจากมีความจำเพาะสูง

ผลการทดสอบขั้นตอนการทดสอบมีผลการทดลองไม่เป็นไปตามสมมติฐาน เนื่องจากสมมติฐานคือโมเดลที่มีค่าความแม่นยำในขั้นตอนการสอนมากที่สุด ควรจะเป็นโมเดลที่มีค่าความแม่นยำ ความไวและความจำเพาะมากที่สุดในขั้นตอนการทดสอบ อาจเป็นเพราะว่าในขั้นตอนการปรับปรุงรูปภาพในแต่ละครั้งที่ทำการทดสอบ เป็นการกระทำแบบสุ่มของอัลกอริทึมเอง ซึ่งอาจเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดผลที่แตกต่างออกไปจากสมมติฐานในขั้นตอนการทดสอบ

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

จากการวิจัยประกอบไปด้วยส่วนของฮาร์ดแวร์และโปรแกรม ผลการทดลองของฮาร์ดแวร์ที่ออกแบบเพื่อใช้ในการถ่ายเก็บรูปสไลด์มะเร็งปากมดลูกที่ได้จากวิธีการ Liquid-based Pap smear มีความสามารถในการถ่ายภาพที่มีการซูมน้อยที่สุดคือ 3.5x มีขอบเขตการมองเห็นลักษณะวงกลมมี เส้นผ่านศูนย์กลาง 6.22 มิลลิเมตร หรือมีพื้นที่ประมาณ 30.40 ตารางมิลลิเมตร และมีความสามารถในการถ่ายภาพที่มีการซูมมากที่สุดคือ 10x มีขอบเขตการมองเห็นลักษณะสี่เหลี่ยมมีขนาด 2.50 x 1.67 มิลลิเมตร หรือมีพื้นที่ประมาณ 4.20 ตารางมิลลิเมตร สเตจของอุปกรณ์สามารถเคลื่อนที่เพื่อถ่ายเก็บสไลด์ โดยมีขนาดใหญ่ที่สุด 1.45 เซนติเมตร x 1.37 เซนติเมตร ผลการทดลองด้านการเคลื่อนที่แกนนอนและแกนตั้งของสเตจ พบว่าการเคลื่อนที่แนวตั้งสามารถทำได้ดี ไม่ก่อให้เกิดการเบลอ แต่การเคลื่อนที่แนวนอนยังก่อให้เกิดการเบลอ เพราะฉะนั้นหากต้องการนำไปใช้จริง ควรต้องมีการปรับปรุงความเสถียรของตัวมอเตอร์ขับเคลื่อนก่อน

ผลการทดลองด้านโปรแกรมกับภาพเซลล์มะเร็งที่ผ่านการตัดป้ายชื่อ ประกอบด้วยขั้นตอนการ สอน ขั้นตอนการตรวจสอบ และขั้นตอนการทดสอบ จากการทดลองเมื่อนำโมเดลที่ถูกสอนแล้วไป ผ่านขั้นตอนการสอน และขั้นตอนการตรวจสอบแล้ว พบว่าโมเดล resnet50, resnet101 และ resnet152 มีค่าความแม่นยำร้อยละ 88, 87 และ 90 ซึ่งพบว่าโมเดล resnet152 เป็นโมเดลที่มีความแม่นยำมากที่สุด แต่เมื่อนำโมเดลที่ถูกสอนแล้ว ไปผ่านขั้นตอนการทดสอบ จากนั้นจึงใช้วิธีการทางสถิติ คือ Binary Classification จากนั้นจึงคำนวณหาค่าความแม่นยำ (Accuracy), ค่าความไว (Sensitivity) และค่าความจำเพาะ (Specificity) พบว่าโมเดล resnet50 มีค่าร้อยละ 88, 84 และ 95 ตามลำดับ โมเดล resnet101 มีค่าร้อยละ 90, 97 และ 77 ตามลำดับ และโมเดล resnet152 มีค่า ร้อยละ 85, 87 และ 80 ตามลำดับ ซึ่งพบว่าโมเดล resnet101 เป็นโมเดลที่มีความแม่นยำ และมีความไวมากที่สุด แต่โมเดล resnet50 เป็นโมเดลที่มีความจำเพาะมากที่สุด

อัลกอริทึมของโปรแกรมในงานวิจัยนี้เป็นการใช้ปัญญาประดิษฐ์เข้ามาประยุกต์ใช้กับงานทางการแพทย์ ซึ่งก็คือทำโปรแกรมเพื่อช่วยมาทดแทนการขาดแคลนนักพยาธิวิทยาที่มีความเชี่ยวชาญในการอ่านสไลด์เซลล์มะเร็งปากมดลูก การออกแบบอัลกอริทึมในการวิจัยนี้ได้ออกแบบให้โปรแกรมแยกผลการอ่านสไลด์เซลล์มะเร็งเพียง 2 กลุ่ม(คลาส) คือ ผลชนิดลบหรือไม่มีเซลล์มะเร็ง และผลชนิดบวกหรือมีเซลล์มะเร็ง ผลการทดลองกับภาพเซลล์มะเร็งที่ผ่านการตัดป้ายชื่อ พบว่าโปรแกรมสามารถแยกแยะภาพที่เป็นเซลล์ปกติ และภาพที่เป็นเซลล์มะเร็งได้ดี โดยมีความแม่นยำระหว่างร้อยละ 85 ถึง 90 จากการทดลอง 3 โมเดล และผลการทดลองกับภาพที่ถ่ายจากอุปกรณ์ของงานวิจัยนี้ จำนวน 20 รูป พบว่าเมื่อเราสอนโมเดลด้วยภาพจากแหล่งเก็บภาพที่หนึ่ง และเมื่อนำมาทดสอบหรือใช้งานกับภาพจากแหล่งเก็บภาพอีกที่หนึ่ง ในกรณีที่อุปกรณ์เก็บภาพต่างกัน ภาพที่ได้ อาจมีความแตกต่างกัน ดังนั้นโมเดลไม่ควรใช้ภาพในการเรียนรู้จากแหล่งเก็บภาพที่หนึ่ง เพื่อไปใช้กับภาพจาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แหล่งอื่น เพื่อป้องกันการให้ผลผิดพลาด ในการทดสอบนี้พบว่าความแม่นยำ ความไว และความจำเพาะลดลงโดยคิดเป็นร้อยละ 22.22, 27.84 และ 26.32 ตามลำดับ ซึ่งพบว่าอัลกอริทึมต้องพัฒนากับมาตรฐานการบ่งบอกระดับเซลล์มะเร็งว่าเป็นมากหรือน้อยตามที่แพทย์ใช้งาน

การทำระบบประมวลผลและเก็บข้อมูลบนกลุ่มเมฆ ในส่วนของการประมวลผลยังไม่สามารถใช้งานได้เนื่องจากติดปัญหาของจำนวน Instance type ชื่อ p2.xlarge ที่ต้องการใช้ในการประมวลผลอัลกอริทึมมีจำนวนไม่เพียงพอต่อผู้ใช้ที่ต้องการเข้าไปใช้งาน ดังนั้นจึงไม่มีผลการทดสอบอัลกอริทึมบนกลุ่มเมฆ และในส่วนของ การเก็บข้อมูลสามารถใช้งานได้ผ่าน โดยเลือกใช้ Instance type ชื่อ t2.micro เพื่อทำการทดสอบในส่วนของ การเก็บข้อมูลแทน การมีระบบประมวลผลและเก็บข้อมูลบนกลุ่มเมฆจะทำให้เกิดความสะดวกต่อการใช้งาน สามารถส่งต่อข้อมูล ผลของการอ่านสไลด์ได้รวดเร็วขึ้น และยังช่วยลดค่าใช้จ่ายในการซื้อคอมพิวเตอร์ราคาแพง ที่มาพร้อมการตัดจอกที่มีกำลังในการประมวลสูงอีกด้วย

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. อุปกรณ์ควรมีการปรับปรุงการจัดวางสไลด์ และที่วางสไลด์ในแกนการเคลื่อนที่แนวนอนใหม่เพื่อแก้ไขปัญหาเกิดการเบลอของภาพเมื่อมีการเลื่อนสไลด์แกนนอน
2. อุปกรณ์ควรมีการปรับปรุงการซูมขนาดมากที่สุด ให้มีค่าซูมมากกว่านี้เพื่อใช้ในการวินิจฉัยที่ต้องการความละเอียดมาก
3. ควรมีการพัฒนาโปรแกรมที่ใช้ติดต่อกับกล้องถ่ายรูป ควบคุมมอเตอร์ รวมถึงการวิเคราะห์ผลไว้ในโปรแกรมตัวเดียว
4. อัลกอริทึมของโปรแกรมควรพัฒนาด้านการแบ่งกลุ่มเซลล์มะเร็งให้เป็นไปตามมาตรฐานที่นักพยาธิวิทยาใช้งาน
5. การพัฒนาด้านความแม่นยำของโปรแกรมควรมีทำความร่วมมือกับแพทย์เพื่อให้แพทย์เก็บผลภาพถ่ายจากสไลด์เซลล์มะเร็งปากมดลูกพร้อมทำการตัดป้ายชื่อ จุดประสงค์เพื่อเป็นการเพิ่มขนาดของฐานข้อมูลที่ใช้ในโปรแกรมประเภทปัญญาประดิษฐ์ นอกจากนี้ อาจมีการประมวลผลภาพ (pre-processing) เพื่อดึงจุดเด่นของภาพออกมาก่อนไปใช้งาน อาจเป็นการช่วยปัญญาประดิษฐ์ให้เรียนรู้ง่ายขึ้น
6. การทำระบบประมวลผลและเก็บข้อมูลบนกลุ่มเมฆ ถ้าหากไม่ต้องการที่จะใช้บริการจากผู้ให้บริการที่มีอยู่ อาจพัฒนาเซิร์ฟเวอร์ของตัวเองขึ้นมา เพื่อทดแทนปัญหาจำนวนพื้นที่เข้าใช้งานไม่เพียงพอ

บทที่ 6 สรุป ผลผลิตที่ได้จากงานวิจัย

6.1 เครื่องสแกนตัวอย่างเซลล์ที่ได้จากการ Pap smear ซึ่งเครื่องสแกนนี้ สามารถที่จะสแกนเซลล์เนื้อเยื่อที่ได้จากปากมดลูกของผู้ป่วย และทำการบันทึกภาพ รวมถึงส่งภาพไปในเครื่องแม่ข่ายผ่านทางอินเทอร์เน็ต

6.2 ระบบการประมวลผลเพื่อคัดกรองเซลล์ที่ทำงานอยู่บนเครื่องแม่ข่าย โดยระบบดังกล่าวจะใช้ปัญญาประดิษฐ์ชนิดโครงข่ายประสาท (Neural network) และ Deep Learning เพื่อทำการคัดกรองภาพของเซลล์ปากมดลูกที่ส่งมาด้วยเครื่องสแกนที่ออกแบบในโครงการวิจัยนี้



เอกสารอ้างอิง

1. Smith et al. Cancer Screening in the United States, 2015: A Review of Current American Cancer Society Guidelines and Current Issues in Cancer Screening. CA: Cancer Journal for Clinicians, 2015. p. 33.
2. WHO, Epidemiological status of cervical cancer, in Cervical Cancer Screening in Developing Countries: report of a WHO consultation 2002, WHO Library Cataloguing-in-Publication Data: Geneva. P. 3
3. L. Denny et al. Chapter8: Screening for cervical cancer in developing countries. 2006. P. 1-6
4. Joste, N., Overview of the cytology laboratory: specimen processing through diagnosis. Obstet Gynecol Clin North Am, 2008. 35(4): p. 549-63; viii.
5. Boronow, R.C., Death of the Papanicolaou smear? A tale of three reasons. Am J Obstet Gynecol, 1998. 179(2): p. 391-6.
6. Lieu, D., The Papanicolaou smear: its value and limitations. J Fam Pract, 1996. 42(4): p. 391-9.
7. Ostor, A.G., Natural history of cervical intraepithelial neoplasia: a critical review. Int J Gynecol Pathol, 1993. 12(2): p. 186-192.
8. Monteiro, D.L.M., et al., Prognosis of Intraepithelial Cervical Lesion during Adolescence in Up to Two Years of Follow-Up. Journal of Pediatric and Adolescent Gynecology, 2010. 23(4): p. 230-236.
9. Saraiya, M., et al., Cervical Cancer Screening With Both Human Papillomavirus and Papanicolaou Testing vs Papanicolaou Testing Alone: What Screening Intervals Are Physicians Recommending? Arch Intern Med. 170(11): p. 977-986.
10. Mandelblatt, J.S., et al., Benefits and costs of using HPV testing to screen for cervical cancer. JAMA, 2002. 287(18): p. 2372-81.
11. Wright TC Jr, Schiffman M, Solomon D, et al: Interim guidance for the use of human papillomavirus DNA testing as an adjunct to cervical cytology for screening. Obstet Gynecol. 2004, 103: 304-309.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12. NCI, Number of all new patients 2003 – 2012 and the leading site of cancer patient in female: 2012, in Hospital-Based Cancer Registry annual report 2012. P. 1-2
13. Molnar, B., et al. "Digital slide and virtual microscopy based routine and telepathology evaluation of routine gastrointestinal biopsy specimens." *Journal of clinical pathology* 56.6 (2003): 433-438.
14. Afework, Asmara, et al. "Digital dynamic telepathology- - the Virtual Microscope." *Proceedings of the AMIA Symposium. American Medical Informatics Association, 1998.*
15. Eyeris. **Deep Learning** [ออนไลน์]. 2552 [ค้นเมื่อ 2 เมษายน 2560]. จาก <http://emovu.com/e/technology>.
16. Richard E. Turner . **Convolutional neural networks for computer vision** [ออนไลน์]. 2557 [ค้นหาเมื่อ 2 เมษายน 2560] จาก <http://learning.eng.cam.ac.uk/pub/Public/Turner/Teaching/ml-lecture-3-slides.pdf>
17. Adil Moujahid. **A Practical Introduction to Deep Learning with Caffe and Python** [ออนไลน์]. 2559 [ค้นหาเมื่อ 2 เมษายน 2560] จาก <http://adilmoujahid.com/posts/2016/06/introduction-deep-learning-python-caffe/>
18. Arondora. **Machine Learning** [ออนไลน์]. 2559 [ค้นเมื่อ 31 สิงหาคม 2559]. จาก <https://www.arondora.in.th/what-is-machine-learning/>
19. Brandon Rohrer. **How Convolutional Neural Networks work** [ออนไลน์]. 2559 [ค้นเมื่อ 02 กันยายน 2559]. จาก <https://www.youtube.com/watch?v=FmpDlaiMleA>
20. Brandon Rohrer. **How Convolutional Neural Networks work** [ออนไลน์]. 2559 [ค้นเมื่อ 02 กันยายน 2559]. จาก <https://www.youtube.com/watch?v=FmpDlaiMleA>
21. วรณพงษ์ ภัททียไพบูลย์. **เริ่มต้น Neural Networks กับ Python** [ออนไลน์]. 2557 [ค้นเมื่อ 2 เมษายน 2560]. จาก <https://python3.wannaphong.com/2016/04/เริ่มต้น-neural-networks-%20กับ-python.html>

รายชื่อ publication จากโครงการวิจัยนี้

1. M. Dumripatanachod and W. Piyawattanametha, “Automated Paptest Diagnosis with Artificial Neural Network,” The 2017 International Conference on Embedded Systems and Intelligent Technology a Theme on “Smart Embedded Systems for Industry 4.0,” Bangkok, Thailand, August 2-4, 2017.
2. Y. Promworn, C. Pintavirooj, and W. Piyawattanametha, “A comparative study of 3 deep learning. Models for Pap smear screening,” The 8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON) 2018, Chiangmai, Thailand, November 21-24, 2018.
3. S. Sasivimolkul, T. Jittichaiwet, and W. Piyawattanametha, “Whole slide imaging based on a low-cost camera,” The 4th International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST), Phuket, Thailand, July. 4-7, 2018.

สรุปงบประมาณค่าใช้จ่ายที่ใช้นับตั้งแต่เริ่มทำการวิจัยถึงปัจจุบัน (จำแนกตามหมวดค่าใช้จ่าย)

หมวดค่าใช้จ่าย	งบประมาณรวมทั้งโครงการ	ค่าใช้จ่าย (บาท)	คงเหลือ (หรือเกิน)
งบบุคลากร :ค่าจ้างชั่วคราว			
งบดำเนินงาน			
ค่าตอบแทน			
ค่าใช้จ่าย			
ค่าวัสดุ	500,000	500,000	
ค่าสาธารณูปโภค			
งบลงทุน: ค่าครุภัณฑ์			
รวม	500,000	500,000	
หมายเหตุ รายละเอียดค่าใช้จ่ายตามเอกสารแนบ			

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บันทึกการรับ-จ่ายเงินของโครงการวิจัย

บันทึกการรับ-จ่ายเงิน โครงการวิจัย สัญญาเลขที่ ตั้งแต่วันที่ ...1...ตุลาคม....2560..... ถึงวันที่30...กันยายน....2561.....

แหล่งทุน : เงินงบประมาณรายได้

ชื่อโครงการ : เครื่องตรวจ Pap Smear ด้วยระบบ Deep Learning Technology (Pap smear diagnosis machine with Deep Learning Technology)

ชื่อหัวหน้าโครงการ : ดร.วิบูลย์ ปิยะวัฒนเมธา

ว/ด/ป	รายการ	เลขที่อ้างอิง	รายการรับ - จ่าย			รายรับ	รายจ่าย					รวม รายจ่าย		
			รับ	จ่าย	คงเหลือ		ดอกเบี้ยรับ	งบบุคลากร			งบดำเนินงาน		งบลงทุน	
								ค่าจ้างชั่วคราว	ค่าตอบแทน	ค่าใช้สอย	ค่าวัสดุ		ค่าสาธารณูปโภค	ค่าครุภัณฑ์
	งบประมาณที่ได้รับการอนุมัติ(ตามแผน)		500,000.00		500,000.00									500,000.00
	จำนวนเงินที่ได้รับ(งวดที่ 1=85%)		500,000.00		500,000.00									500,000.00
	จำนวนเงินที่ได้รับ(งวดที่ 2=15%)				-									-
	จำนวนเงินที่ได้รับ(งวดที่ 3)				-									-
	หัก ค่าใช้จ่าย(ครั้งที่ 1)			500,000.00	500,000.00					500,000.00				500,000.00
	ค่าใช้จ่าย(ครั้งที่ 2)			-	-					-				-
	ค่าใช้จ่าย(ครั้งที่ 3)			-	-					-				-
	ค่าใช้จ่าย(ครั้งที่ 4)			-	-					-				-
	งบประมาณคงเหลือ				-									0.00
	รายละเอียดค่าใช้จ่าย													
ครั้งที่ 1														
1	ค่าวัสดุ	RSBC-610105-0018								3,583.00				3,583.00
2	ค่าวัสดุ	00314								245.00				245.00
3	ค่าวัสดุ	ECC/01-1052								5,029.00				5,029.00
4	ค่าวัสดุ	ECC/03-1347								9,790.50				9,790.50
5	ค่าวัสดุ	ECC/03-1769								7,618.40				7,618.40
6	ค่าวัสดุ	ECC/04-1558								27,723.70				27,723.70
7	ค่าวัสดุ	ECC/05-1242								11,556.00				11,556.00
8	ค่าวัสดุ	853122								258.00				258.00
9	ค่าวัสดุ	853133								1,389.00				1,389.00
10	ค่าวัสดุ	059625								959.01				959.01
11	ค่าวัสดุ	B06FT1805-00032								1,797.00				1,797.00
12	ค่าวัสดุ	ECC/05-1661								24,353.20				24,353.20
13	ค่าวัสดุ	61628								30,361.25				30,361.25
14	ค่าวัสดุ	61631								5,970.60				5,970.60
15	ค่าวัสดุ	61641								22,641.20				22,641.20
16	ค่าวัสดุ	ECC/06-1106								21,742.40				21,742.40
17	ค่าวัสดุ	6106-BR49-00209								3,790.00				3,790.00

Automated Paptest Diagnosis with Artificial Neural Network

Manatchakorn Dumripatanachod
Departments of Biomedical and Electronics
Faculty of Engineering King Mongkut's Institute of
Technology Ladkrabang Bangkok, Thailand, 10520
Email: manatchakorn@gmail.com

Wibool Piyawattanametha
Departments of Biomedical and Electronics
Faculty of Engineering King Mongkut's Institute of
Technology Ladkrabang Bangkok, Thailand, 10520
Email: wibool@gmail.com

Abstract— We propose a method to automate high-resolution Pap smear imaging data diagnosis by employing the Artificial Neural Network (ANN) learning algorithm via a server-client system model using the Internet of Things (IoT). The algorithm enables a new method of imaging classification with high accuracy. We utilized 917 high-resolution Pap smear images as inputs feeding into our processing system. The method achieves a root mean square error of 0.8834 and correlation coefficient of 0.6643.

Keywords—ANN; Pap smear; high-resolution imaging; artificial intelligence

I. INTRODUCTION

Cervical cancer is the third most commonly diagnosed cancer and the fourth leading cause of cancer death in females worldwide, accounting for 9% of the total new cancers cases and 8% of the total cancer deaths among females. Over 85 of these cases and deaths occur in developing countries [1]. However, the death rate has gone down over last 30 years due to early detection [1]. A regular checkup for cervical cancer is crucial in prevention of cervical cancer resulting in a growing number of the patients who have been screened. Therefore, the cervical cancer screening procedures not only need to be fast and repeatable but also provide high accuracy results. One of the the most common screening methods to detect potentially pre-cancerous and cancerous processes in the cervix is called a Papanicolaou (Pap) test or Pap smear. The Pap test, when combined with a regular program of screening and appropriate follow-up, can reduce cervical cancer deaths by up to 80% [2]. In a Pap test, a doctor or a nurse takes a scraping from the cervix, which is then sent to a laboratory to be scanned by a gynecologist whose number is very limited in many poor countries including Thailand. Moreover, the results can take weeks to arrive. In Thailand, it was estimated that the ratio was one gynecologist for 15,000 women [3]. Therefore, to elevate standard of care in cervical cancer screening technology, a streamlined diagnosis from Pap tests have to be dramatically improved. In this work, we propose a system that centralizes the Pap smear cell data with a smart Artificial Neural Network (ANN). In Pap smear reading, due to human errors in exhaustive jobs like pattern classification and feature extraction of cervical cancerous cells, machine vision technology that comes with smart ANN has come into play to

enhance accuracy. The technology can automate such of those routine jobs, get rid of human errors, and improves accuracy and speed. In combination with the Internet of Things (IoT) which is a smart technology enabling network of physical objects. In medical device application, the IoT technology can help these medical device nodes communicate with one another. These devices can share its data via internet and process the data with higher computation resources on the cloud. The system consists of an ANN server and embedded portable high-resolution microscopes (PHRM). Each PHRM will send filtered images to the ANN server. Then, the server process those imaging data and return results to each PHRM in mere seconds. The system can help both save cost and illuminate an issue of professional Pap smear readers lacking in limited resource settings. The system will return almost instantaneous Pap smear reading results to stakeholders without having to wait for diagnosis results for weeks which will drastically improve patient's treatment outcomes.

II. METHOD

A. Pap smear cells data

The Pap smear cells in this research were obtained from a benchmark database by Jentzen et al. [4]. The Pap smear data were from the Herlev University Hospital, Denmark and divided the data into 7 classes. The cells in a class was classified by skilled technicians and doctor. They were extracted 20 features from the cells in each class by using a commercial software named CHAMP (Dimac). These features are very important for training the ANN. So if a cell image has some features which is not consistent with the class specification. It will be removed from the database to ensure that the database has only correct features in every class. For some cell images which the software cannot extract, the features were extracted by a doctor manually.

B. Simulation tools

We simulate the system by using WEKA machine learning workbench and Docker platform [5]. There are only 2 components which we have to simulate, medical device and cloud server. For the medical device simulator, we use

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

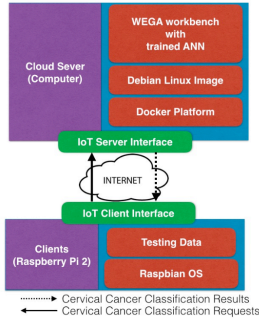


Figure 1: Conceptualized of a cervical diagnosis system with two cloud servers (a laptop with Linux operating system) and clients (Raspberry Pi 2) which have IoT interface for the communication. The clients request Pap test classification data by sending testing data to the cloud server and get classified results back from the server via internet.

Raspberry pi 2 with Raspbian operating system. The device has 84 sample testing data and it will send to the server for diagnosis the cell images and then it will be notified by the server for the classification results. For cloud server, we used Docker platform for testing and installed WEKA workbench on it. The system evaluation procedures are:

- 1) Preparing data: random sampling 12 images per class from the database to be the evaluation images (testing images), 84 images for 7 classes. The testing images will be divided into two groups, 42 images for a group. Each group will be downloaded to the Raspberry Pi. The left Pap smear data in the database, 834 Pap smear imaging data, are used for training the ANN algorithm running on the cloud server.
- 2) Setup the components: on the server side, we installed Docker toolbox version 1.11.0 on a Debian Jessie 8.4 operating system. As the container management system of the Docker platform, we can control the version of the operating system image which we used, Debian Jessie 8.4 image. And then, we install WEKA 3.8.0 on the Debian image. ANN algorithm in the WEKA was set and trained with the 834 images which derived from previous step. After data training by back-propagation learning in ANN, a computing model is derived to be used for data classification. For the clients, two Raspberry Pi 2 were employed. The Raspberry Pi was installed with Raspbian operating system. The 42 testing images were uploaded to each Raspberry Pi and installed IoT client interface on the system. A custom-made IoT interface is a program which we have developed to manage the data communication between the cloud server and the clients was developed in C programming language which can also be run on Linux OS.
- 3) Request the classification from the cloud server: send testing image data from the Raspberry Pi via the IoT interface. After sending the testing image data, the cloud server responded with classified data to the clients and saved the data to its storage.
- 4) Verify the results: compare the classified results which are

received from the cloud server and the reference database. The root mean squared is used error calculation to indicate the accuracy of the classification. Block diagram showing conceptualized cervical diagnosis system is shown in Figure 1.

III. RESULTS

After the implementation of the ANN algorithm with WEKA workbench. The correct classification of Pap smear image is up to 99.11% by utilizing 834 images from the benchmark database from 918 images for training, 84 images for evaluation. From utilizing ANN for the learning algorithm, there is only 0.8834 of root mean squared error. That means the ANN learning model is able to classify and gives high consistent results with data correlation (cell to cell) coefficient of 0.6643 as shown in Table 1.

TABLE I.

Summary	
Correlation coefficient	0.6643
Root mean squared error	0.8834
Total number of instances	84

IV. CONCLUSION

The benefits of our ANN and IoT system for Pap test diagnosis are as follows:

- Behaving as smart remote Pap test diagnosis clinics via IoT
- Scaling up to handle expansion of ANN learning algorithm
- Centralizing database providing enormous data for learning and reducing the classification error
- Saving cost and time by providing a faster way to get diagnosis results from experts.

ACKNOWLEDGMENT

This study is supported in part by grants from KMITL Research Fund, Thailand Research Fund, Office of the Higher Education, National Research Council of Thailand, Newton Fund Awards from British Council, UK, and the Fraunhofer-Bessel Research Award 2015 from the Alexander von Humboldt Foundation, Germany.

REFERENCES

- [1] Siegel RL, Miller KD, Jemal A. Cancer statistics, 2016. *CA Cancer J Clin.* 2016 Jan-Feb;66(1):7-30.
- [2] M. Arbyn, A. Anttila, J. Jordan, G. Ronco, U. Schenck, N. Segnan, and L. V. Karsa, "European Guidelines for Quality Assurance in Cervical Cancer Screening. Second Edition Summary Document," *Annals of Oncology* 21 (3): 448458, doi:10.1093/annonc/mdp471, PMC2826099, PMID20176693.
- [3] S. Wilailak, *Epidemiologic Report of Gynecologic Cancer in Thailand*, *Journal of Gynecologic Oncology* 20.2 (2009): 8183, PMC, Web, 1 May 2016.
- [4] J. Jantzen, J. Norup, G. Dounias, and B. Bjerregaard. "Pap smear bench- mark data for pattern classification," *Nature inspired Smart Information Systems (NISIS 2005)* (2005): 1-9.
- [5] G. Holmes, A. Donkin, and I. H. Witten, "Weka: A machine learning workbench," *Intelligent Information Systems, 1994. Proceedings of the 1994 Second Australian and New Zealand Conference on, IEEE, 1994.*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A comparative study of 3 deep learning models for Pap smear screening

Yuttachon Promworn¹, Chuchart Pintavirooj², and Wibool Piyawattanametha^{3,4}

¹⁻³Biomedical Engineering Department, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Bangkok 10520, Thailand

⁴Institute for Quantitative for Health Science and Engineering, Michigan State University, Michigan 48824, Thailand
yuttachon.pr@kmitl.ac.th¹, chuchartpintavirooj@gmail.com² and wibool@gmail.com^{3,4}

Abstract: This work presents a comparative study of automated screening procedure for Pap smear with deep learning technology. Three convolution neural network models (AlexNet, densenet161 and resnet101) were employed for detecting the presence of cervical precancerous or cancerous cells from Pap smear database. The study compares accuracy, sensitivity, specificity, and computation time for each deep learning model. The best model is the densenet161 due to its high sensitivity and accuracy which are key factors in an automated Pap smear screening procedure to offer the best early detection of cervical cancer to better treatment outcomes.

KEYWORDS: Pap smear, cervical cancer, Deep learning, AlexNet, densenet161, resnet101

INTRODUCTION

Cervical cancer is the cells of the cervix grow abnormally and invade other tissues and organs of the body. This cancer affects the deeper tissues of the cervix and may have spread to other parts of the body. However, cervical cancer is slow-growing, so its progression through precancerous changes provides opportunities for prevention, early detection, and treatment.

The mainstay of cervical cancer screening for the last 60+ years has been the Papanicolaou test. The Papanicolaou test, also known as the *Pap test* or the *Pap smear* [1], was developed in the 1940s by Georgios Papanikolaou. It involves exfoliating cells from the transformation zone of the cervix to enable examination of these cells microscopically for detection of cancerous or precancerous lesions. In the technique known as liquid-based cytology, these collected cells are released into a vial of liquid preservative that is then used in the cytology lab to produce a slide for microscopic evaluation of the cells. The older, traditional Pap technique involves direct transfer of the cervical cells to a microscope slide for evaluation. Although the traditional method may introduce confounders such as blood and other debris to the slide, which may make interpretation more difficult, both conventional cytology and liquid-based cytology have been shown to have similar sensitivity and

specificity for moderate dysplasia or worse lesions. As a result, this technique has been widely accepted and used to screen cervical cancer in developed countries.

However, the Pap smear screening does not work well in developing countries where there are more than 80% of all cervical cancer patients, including Thailand [2-3]. The main causes are lack of both effective screening programs and well trained pathologists to help interpret the Pap smear imaging data.

Therefore, the goal of our research is to develop an automated software based on a deep learning (DL) technique that can early detect an abnormal cervical cell developing to cancer if left untreated. By detecting cervical cancer early with a Pap smear screening technique provides a greater chance of survival.

DEEP LEARNING

The aim of the research is to utilize the DL technology to create an artificial intelligent (AI) in the form of a well-trained pathologist. In this comparison process, we utilized 3 convolutional neural network (CNN) models which is class of deep, feed-forward artificial neural networks, most commonly applied to analyze visual imagery. Those CNN models are AlexNet, densenet161 and resnet101. CNNs use a variation of multilayer perceptrons designed to require minimal preprocessing suitable for future integration of the model into a home-made whole slide imager (WSI) in the future.

The main library used in the process is the Pytorch. It contains a full machine learning functionality such as loading images, random loading images, geometric transformation, accuracy and loss value calculation (including backward learning back propagation), and adjustment optimizer that are related to a learning rate of DL. We have taught the DL to learn both normal cell and abnormal cell Pap smear images from a public database to get the system familiar with the Pap smear dataset.

The AlexNet was developed by Alex Krizhevsky et al. [4] in 2012 to compete in the ImageNet competition. One of

the first deep networks to push ImageNet Classification accuracy by a significant achievement in comparison to traditional methodologies. It is composed of 5 convolutional layers followed by 3 fully connected layers, as depicted in Fig. 1.

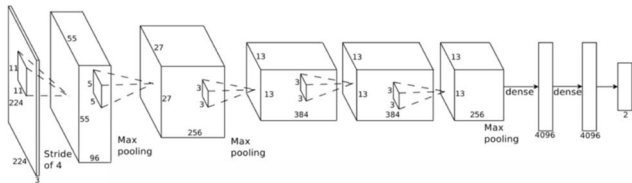


Figure 1: The AlexNet architecture [5].

The DenseNet[5] is composed of dense blocks which connects each layer to every other layer. Each layer receives in input all previous layers output feature maps. There is a connection between two layers in each dense block. The input is the union of the outputs from all previous layers, as depicted in Fig. 2.

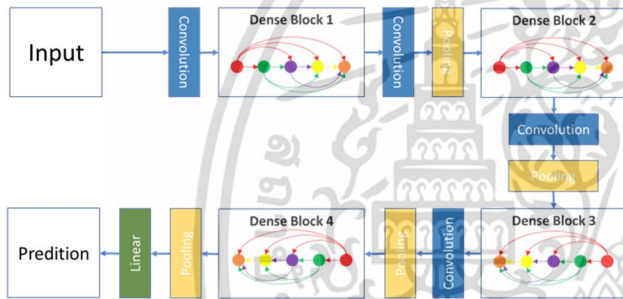


Figure 2: The DenseNet architecture.

ResNet[6] is divided into blocks composed of 2 or 3 convolution layers. At the end of block, its input is added to the layer output. Sum of an identity mapping with a residual mapping have proven effective at overcoming the vanishing gradient phenomenon during the back-propagation phase and allows to train very deep networks, as depicted in Fig. 3.

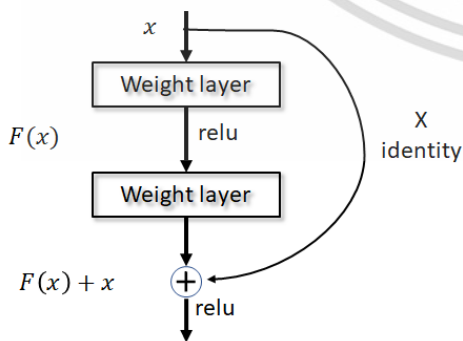


Figure 3: The ResNet architecture.

DATABASE

The Pap smear picture data comes from the DTU/Herlev [7] Pap Smear Databases. The Pap smear database consists of 917 samples distributed unequally on 7 different classes. The data class is a number describing cell type. The Pap smear data set is extracted from sample tissues, taken from the uterine cervix as a part of the smear screening. The purpose of smear screening is to diagnose premalignant cell changes before they progress to cancer. The database consists of 917 images separate 2 sets such as normal cell (245 images) and abnormal cell (675 image).

The normal cell distributed unequally on 3 different classes as listed below:

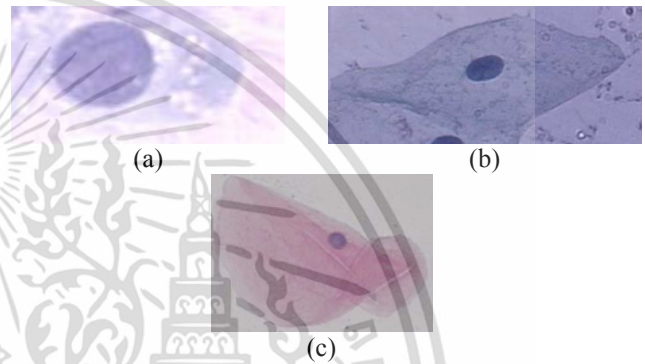


Figure 4: Normal cell consists of 3 classes [8]:

- Columnar
 - Intermediate squamous
 - Superficial squamous.
- Columnar: columnar epithelial cells measure about $180 \mu\text{m}^2$ and have a cytoplasm that is capnophilic and translucent or vacuolated. The nuclei are round to oval, often very eccentrically placed and measure about $50 \mu\text{m}^2$. They are vesicular with finely distributed chromatin, and stain darker blue than the cytoplasm as illustrated in Fig. 4(a).
 - Intermediate squamous: Intermediate squamous cells are large ($800\text{-}1200 \mu\text{m}^2$) polygonal (with many straight sides) cells with a centrally located vesicular nucleus measuring about $35 \mu\text{m}^2$. The sizes of the cells vary depending on their location in the epithelium, whereas the size of the nucleus is rather constant. The cytoplasm is light blue/blue-green in an optimally stained PAP-smear as illustrated in Fig. 4(b).
 - Superficial squamous: Superficial squamous cells are large (c. $1600 \mu\text{m}^2$) polygonal cells with a centrally located small, round, opaque (pyknotic) nucleus measuring about $20 \mu\text{m}^2$. The cytoplasm is rather bright, sharply demarcated and stains red (eosinophilia or acidophilia) in an optimally prepared PAP smear.

The superficial cells are dying cells, undergoing degeneration, hence the pyknotic nuclei as illustrated in Fig. 4(c).

The abnormal cell distributed unequally on 4 different classes as listed below:

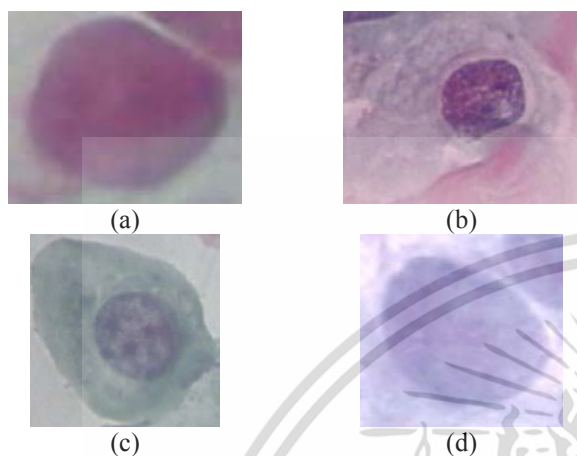


Figure 5: Abnormal cell consists of 4 classes [8]:

- Carcinoma in situ
- Mild dysplasia
- Moderate dysplasia
- Severe dysplasia.

- **Carcinoma in situ:** Carcinoma in situ has an enlarged nucleus, about 3-5 times the normal nuclei and is round or oval. Hyperchromasia is more distinct than with the dysplasia. The chromatin pattern is irregularly coarsely granular compared to the dysplasia and the nucleus cytoplasm ratio is so big, that the nuclei fill the cell. The cell size is in between 95 – 450 μm^2 , and has round or oval shape. The cytoplasm is sparse and basophilic (blue) as illustrated in Fig. 5(a).
- **Mild dysplasia:** The cells are huge about 1000-1500 μm^2 and polygonal, and only a few round or oval. The cytoplasm is mostly basophilic and eosinophilic in the other cases. The cytoplasm is light, generous and see-through. The nuclei/cytoplasm ratio is low around 14%. The nucleus is rather big, around 175 μm^2 in average and round or oval. There are no hyperchromasia and the chromatin is finely regular and granular as illustrated in Fig. 5(b).
- **Moderate dysplasia:** The cell is 300-700 μm^2 and round or oval with a basophilic cytoplasm. The nucleus is about 150 μm^2 and is either round or oval, with a moderate hyperchromasia. The chromatin is coarsely and regular as illustrated in Fig. 5(c).
- **Severe dysplasia:** The average cell is 190 μm^2 and the cytoplasm's shape is oval, granular and mostly

basophilic (blue) with blurry borders. The nuclei are enlarged to around 80 μm^2 , and oval or round as illustrated in Fig. 5(d).

ARTIFICIAL INTELLIGENCE

In our experiments, the workflow is divided into 3 steps: training, validation, and testing. Therefore, images have been sectioned into 3 groups namely 70% for training, 20% for validation, and 10% for testing. The main library used in the process is the Pytorch. It contains a full machine learning functionality such as loading images, random loading images, geometric transformation, accuracy and loss value calculation including backward learning such as back propagation and adjusted optimizer relating to the AI learning rate. We have taught AI to learn both normal and abnormal cell images. The number of epochs equals to 20 epochs. The computation system specifications used in our experiments are:

CPU: Intel® Core™ i7 6700HQ 2.60 GHz
RAM: DDR4 SDRAM 8 GB
GPU: NVIDIA® GeForce® GTX 960M
OS: Ubuntu 18.04.1
Python version: 3.6.6
Pytorch version: 0.4.1
Cuda version: 10.0.130
Nvidia Driver version: 410.66.

The training results are listed in Table 1.

TABLE 1. Results of training models.

Model	Training Accuracy (%)	Training Time
AlexNet	88.95	4 m 49s
ResNet101	90.61	26 m 5s
Densenet161	92.82	31 m 0s

For the prediction model, the results will be displayed in a range of 0-1. If the value is near to 1, it means that the image is classified as normal. On the contrary, if the value is near to 0 or has a 0 value, that image is classified as abnormal. Then, we used the Binary Classification tool [9] that tasks in health care management could be diagnosis of medical testing to determine if a patient has certain disease or not to collect the true positive, false positive, true negative and false negative. After that we calculate the accuracy, sensitivity and specificity by an equation of Binary Classification tool. The results are listed in the Table 2

TABLE 2. Results of prediction.

Model	Accuracy (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
AlexNet	93.26	96.97	73.91
ResNet101	91.01	98.48	65.56
Densenet161	94.38	100	78.26

CONCLUSIONS

The aim of this comparative study is to compare the performance of three CNN models for Pap smear screening. During training all CNN models, we used a GPU support computation in order to lessen computation time. The AlexNet model is the fastest training model (4 m 49s) but accuracy (88.95%) is the worst of three models. While, the densenet161 model provides the best accuracy (92.82%) with the most computation time (31 m 0s). For the accuracy of Pap smear prediction, all of three CNN models have achieved very high sensitivity with low to moderate specificity. If we were to implement the DL model into the WSI, the balance between the high sensitivity and high specificity will be the key feature in enabling early detection of cervical cancer. Therefore, we should to use the Densenet161 model in our implementation into our WSI.

ACKNOWLEDGEMENT

This work is partially supported by grants from the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang Research Fund, the National Research Council, the Thailand Research Fund, the Newton Fund Researcher Links, British Council, UK, the Fraunhofer-Bessel Research Award, Alexander von Humboldt Foundation, Germany.

REFERENCE

- [1] Smith et al. Cancer Screening in the United States, 2015: A Review of Current American Cancer Society Guidelines and Current Issues in Cancer Screening. CA: Cancer Journal for Clinicians, 2015. p. 33.
- [2] WHO, Epidemiological status of cervical cancer, in Cervical Cancer Screening in Developing Countries: report of a WHO consultation 2002, WHO Library Cataloguing-in-Publication Data: Geneva. P.
- [3] L. Denny et al. Chapter8: Screening for cervical cancer in developing countries. 2006. P. 1-6
- [4] Krizhevsky, Alex. "One weird trick for parallelizing convolutional neural networks" arXiv:1404.5997v2 [cs.NE] 26 Apr 2014
- [5] Pedraza, Anibal & Gallego, Jaime & Lopez, Samuel & Gonzalez, Lucia & Laurinavicius, Arvydas & Bueno, Gloria. (2017). Glomerulus Classification with Convolutional Neural Networks. 839-849. 10.1007/978-3-319-60964-5_73.
- [6] G. Huang, Z. Liu, K. Q. Weinberger, and L. van der Maaten, "Densely connected convolutional networks" arXiv:1608.06993v5 [cs.CV] 28 Jan 2018
- [7] Kaiming He, Xiangyu Zhang, Shaoqing Ren, and Jian Sun. "Deep residual learning for image recognition", arXiv:1512.03385v1 [cs.CV] 10 Dec 2015
- [8] J. Jantzen, G. Dounias (Eds), The Pap-Smear Benchmark, 2006, Aegean/NISIS publications, <http://mde-lab.aegean.gr/index.php/downloads>.

- [9] https://en.wikipedia.org/wiki/Evaluation_of_binary_classifiers
- [10] Cervical cancer, human papillomavirus (HPV), and HPV vaccines: Key points for policy-makers and health professionals. World Health Organization.

Whole slide imaging based on a low-cost camera

S. Sasivimolkul, T. Jittichaiwet, and W. Piyawattanametha

Biomedical Engineering Department, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

Abstract. This work presents a new low-cost digital single-lens reflex camera whole slide imaging (DC-WSI) system, which is the most recent imaging modality being employed by pathology departments worldwide due to its high-throughput routine and high-speed capabilities. The DC-WSI system field of view achieves 22.6 times larger than that of the equivalent magnification of a conventional microscope system. The DC-WSI is capable of performing the whole slide scanning (2 cm²) under 2 seconds.

INTRODUCTION

The history of digital pathology goes back over 100 years, when photographic equipment was first used to capture images from a microscope onto photographic plates. The concept of telepathology — transmitting microscope images between remote locations — has been around for nearly 50 years. However, it is in the past decade that pathology has begun to undergo a true digital transformation, moving away from analog domain into the digital domain. It is primarily driven by developments in technology. Persistent gains in computer processing power, data transfer speeds, advances in software, and cloud storage solutions have enabled the use of digital images for a wide variety of purposes in pathology. As a result, pathology departments have begun utilizing digital imaging for simple tasks and more complex tasks [1-3]. Digital imaging modalities have shifted from using cameras to acquire static images toward whole slide imaging (WSI), which is a relatively novel technology. WSI, commonly referred to as “virtual microscopy”, aims to emulate conventional light microscopy in a computer-generated manner. Due to its high-throughput of a WSI system, it is possible to capture an entire glass slide, under bright field or fluorescent conditions, at a magnification comparable to a microscope.

Typically, WSI system consists of two processes. The first process utilizes a hardware to digitize glass slides, which generates a large representative digital image or “digital slide.” The second process employs a software to analyze these enormous digital files. During the last decade, a wide range of commercially available WSI instruments have been developed [4-6]. These devices

are meant to meet the needs of a diverse user base resulting in very costly instruments (over US\$300,000).

Therefore, almost all of the WSI systems are out of reach for the developing nations where they often experience greater impact of pandemic due to absence of healthcare infrastructures and trained practitioners to provide valuable prognosis to their patients. In addition, another challenge is the availability of effective diagnostic tools adapted to developing country conditions because nearly all of diagnostic kits and tools are imported from developed nations. Therefore, it is our aim to develop simple and low-cost WSI systems to serve these unmet clinical needs for developing countries.

COMMERCIAL WSI SYSTEMS

In general, commercial WSI systems have a wide range of appearances and functionality, geared to meet the needs of a large and diverse consumer market base. Some scanners have a small desktop footprint, designed to scan only a limited number of slides, while other larger instruments can accommodate hundreds of glass slides. Typically, a commercial WSI system is a microscope under robotic and computer control. This is attached to a highly specialized camera(s) containing advanced optical sensors. The essential components of a WSI system include the following: 1) a microscope with lens objectives, 2) light source (bright field and/or fluorescent), 3) robotics to load and move glass slides around, 4) one or more digital cameras for image capture, 5) a computer, and 6) software to manipulate, manage, and view digital slides. Several WSI systems do batch scanning (i.e. scan one slide at a time) and continuous or random-access processing (i.e. slides can be uploaded while another is being scanned).

Generally, scanning speeds of these commercial WSI vary from 3-7 minutes per slide, depending on the objective magnification and number of z-stacks (plane of focus) acquired. One can choose to scan an entire glass slide or, if desired, a preselected region of interest on the slide [4-6]. Figure 1 shows an example of commercially available WSI system.

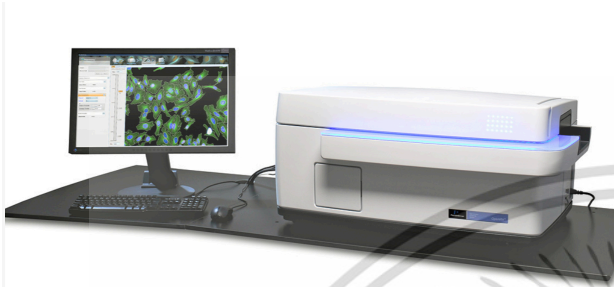


Fig. 1. Operetta High-Content Imaging System from PerkinElmer, Inc.

DSLR CAMERA based WSI

With the aim to build a low-cost WSI system with full frame imaging capability, our imaging hardware consists of a commercially available standard digital single-lens reflex (DSLR) camera (Nikon D3400), one telephoto lens (Nikkor AF-S 70-200mm f/2.8), and one wide-angle lens (Nikkor AF-S 20mm f/1.8). We named our system as “DSLR camera based WSI” or “DC-WSI.” The main reason to select Nikon D3400 is due to the fact that the complementary metal oxide semiconductor (CMOS) pixel size (3.89 μm x 3.89 μm) is among the smallest in the DSLR camera market with its pitch-to-pitch of 3.89 μm . Therefore, the DC-WSI can image biopsies with sub-cellular resolution of less than 4 microns. The dimension of Nikon D3400 CMOS sensor is 23.5 mm x 15.6 mm. Figure 2 shows a photograph of the DC-WSI. Our microscope has a magnification of 2.83x from its tube

length optics. Its zoom factor can be derived from the focal length ratio of the telephoto lens and the wide-angle lens as show below:

$$\text{zoom} = \frac{\text{focal length of telephoto lens}}{\text{focal length of wide angle lens}} \quad (1)$$

$$\text{magnification} = K * \text{zoom} / 2.83 \quad (2)$$

where K value is the zoom factor of the DC-WSI. The microscope standard slide holder (75 mm x 25 mm) is printed from a three-dimensional (3-D) printing machine and is mounted on a 3-D scanning motorized stage from Thorlabs, Inc. (part numbers: MT3-Z8). Our DS-WSI utilizes a back-side illumination through a biopsy slide from a light emitting diodes (LEDs) ring light source. Our

DC-WSI is capable of perform rapid scanning unmatched any commercially available systems due to full utilization of CMOS pixels resolutions and dimensions. Custom software is used to both capture the biopsy images.

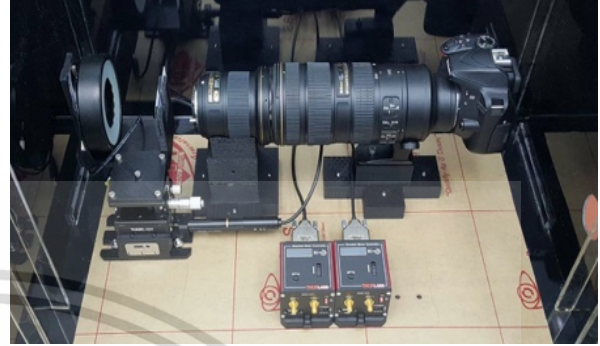


Fig. 2. A photograph of DC-WSI system.

To characterize our DC-WSI system, we compared DC-WSI images captured from to the images captured Thorlabs, Inc. Portable Optical Tweezers Demonstration Kit (part numbers: EDU-OT1/M). We employed the United States Air Force (USAF) 1951 Resolution Target from Thorlabs, Inc. (part numbers: R3L3S1P) as a calibration target and image with an 63x objective. Figure 3 shows two images that were captured by the Thorlabs, Inc. system and our DC-WSI at group 5 element 1.

Next, both captured images are compared by zooming in the image from the DC-WSI to have a bar pattern to be the same size as image captured by the Thorlabs, Inc. system. The cropped bar image size is 1.78 mm x 8.89 mm and the image from Thorlabs, Inc. system size is 36.07 mm x 221.49 mm. Therefore, the zoom factor is 20.29 times on horizontal-axis and 24.91 times on vertical-axis. As a result, the average number of zoom factor is 22.6. It signifies that the DC-WSI will have to be zoomed in 22.6 times in order to achieve the same magnification at 63x of a standard microscope objective. Table 1 compares the results derived from Thorlabs, Inc. system and DC-WSI.

EXPERIMENTAL RESULTS

The largest FOV (with 3.5x zoom or 9.75x objective lens equivalent) is around 5.7 mm x 4.6 mm. The DC-WSI is capable of performing the whole slide scanning (2 cm^2) under 2 seconds (limited by the maximum mechanical shutter frame rate of DSLR). Table 1 compares a standard microscope performance of Thorlabs, Inc. system [7] in comparison to the DC-WSI. Figure 4a and 4b show red blood cells image with 3.5x (lowest) and 10x (highest) zooms from DC-WSI.

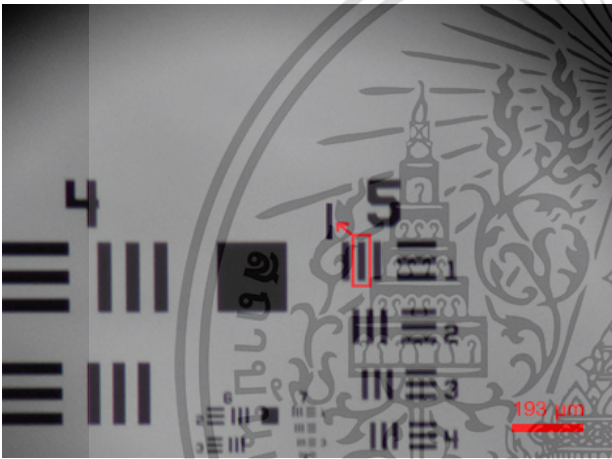
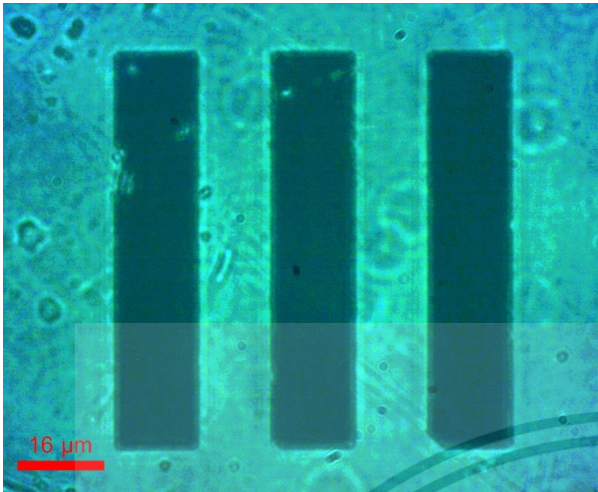


Fig. 3. a) An image captured by Thorlabs, Inc. Portable Optical Tweezers Demonstration Kit and b) A cropped image captured by DC-WSI.

Table 1. Comparison results from both systems.

Magnification of objective lens	Zoom factor (K)	Standard microscope FOV ($\mu\text{m} \times \mu\text{m}$)	DC-WSI FOV ($\mu\text{m} \times \mu\text{m}$)
63x	22.60	38.84 x 31.16	877.74 x 704.26
40x	14.35	61.17 x 49.08	1382.43 x 1109.22
27.87x	10.00	87.79 x 70.44	1984.13 x 1591.97
10x	3.59	244.68 x 196.32	5529.74 x 4436.86
9.75x	3.50	250.95 x 201.35	5671.56 x 4550.60

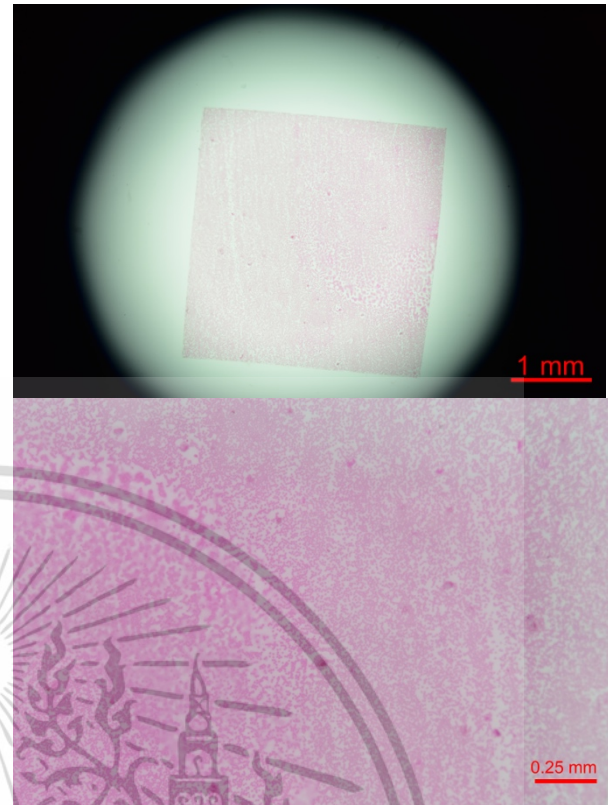


Fig. 4. a) An image of red blood cells with 3.5x zoom and b) An image of red blood cells with 10x zoom.

CONCLUSIONS

Our DC-WSI systems have the potential to improve diagnostic accuracy, increase workflow efficiency, and balance workloads with low-cost due to over 20 times more FOV with equivalent resolution with a standard microscope objective upto 63x magnification. As we integrate image analysis algorithms and computer-assisted diagnosis tools and validate for clinical use in the future, the DC-WSI will help undeniably empower pathologists to become more efficient, precise, and reproducible at quantifying prognosis.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work is partially supported from the Fraunhofer-Bessel Research Award, Alexander von Humboldt Foundation, Germany; the Newton Fund, British Council, United Kingdom; the internal research fund, the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand; the RRI fund, Thailand Research Fund, Thailand; and the starting-up fund, National Research Council, Thailand.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

REFERENCES

- [1] Pantanowitz L, Valenstein PN, Evans AJ, et al. Review of the current state of whole slide imaging in pathology. *J Pathol Inform.* 2011;2:36.
- [2] Leong FJ, Leong AS. Digital photography in anatomical pathology. *J Postgrad Med.* 2004;50:62-69.
- [3] Wilbur DC. Digital cytology: current state of the art and prospects for the future. *Acta Cytol.* 2011;55(3):227-238.
- [4] <https://www.olympus-lifescience.com/en/microscopes/virtual-vs-120/>
- [5] <https://www.leicabiosystems.com/digital-pathology/scan/aperio-at-turbo/>
- [6] <http://www.perkinelmer.com/product/operetta-configuration-hh12000000>
- [7] <http://www.seoenterprises.com/shop/pages.php?pageid=12>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Wibool Piyawattanametha, PhD

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL)

Group Leader, Advanced Light Microscopy

1 Soi Chalong Krung1, Ladkrabang, Bangkok, 10520 Thailand, T: +66 (0)2-329-8000

Email: wibool@gmail.com and wibool.pi@kmitl.ac.th

Adjunct Professor, Institute for Quantitative Health Science & Engineering, Michigan State University

220 Trowbridge Rd, East Lansing, MI 48824, USA, T: +1 517-355-1855

Email: piyawatt@msu.edu

EDUCATION

- | | |
|--|---------------|
| University of California, Los Angeles, USA | (2000 – 2004) |
| <i>Doctor of Philosophy in Electrical Engineering</i> | |
| University of California, Los Angeles, USA | (1997 –1999) |
| <i>Master of Science in Electrical Engineering</i> | |
| King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand | (1990-1994) |
| <i>Bachelor of Electronics Engineering (Magna cum laude)</i> | |

ACCOMPLISHMENTS/AWARDS

- Recognized on Times Higher Education Ranking Website as a notable KMITL Alumni (<https://www.timeshighereducation.com/world-university-rankings/king-mongkuts-institute-technology-ladkrabang>)
- Awarded 3rd prize from the International Contest of Applications in Nano-micro Technology (ICAN) 2018, Hong Kong, China
- Awarded Gold Medal Award for Smart Road surface Monitoring System via Cloud Computing from the 46th International Exhibition of Inventions of Geneva 2018, Geneva, Switzerland
- Awarded Bronze Medal Award for smart emergency vehicle notification APP and traffic clearing system via cloud computing from the 46th International Exhibition of Inventions of Geneva 2018, Geneva, Switzerland

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Awarded Special prize for smart emergency vehicle notification APP and traffic clearing system via cloud computing from Korea Invention Promotion Association 2018
- Awarded Recognition Award for Smart Road surface Monitoring System via Cloud Computing from National Research Council of Thailand 2018, Bangkok, Thailand
- Awarded Recognition Award for smart emergency vehicle notification APP and traffic clearing system via cloud computing from National Research Council of Thailand 2018, Bangkok, Thailand
- Awarded 2nd prize from the International Contest of Applications Nano-micro Technology (ICAN) 2017, Beijing, China
- Awarded Silver Prize in Leaders in Innovation Fellowships 2017, the Royal Academy of Engineering, London, United Kingdom
- Awarded 2nd prize from the International Contest of Applications Nano-micro Technology (ICAN) 2016, Paris, France
- Awarded Leaders in Innovation Fellowships 2017 from the Royal Academy of Engineering, London, United Kingdom
- Awarded the Newton Fund Researcher Links in 2015 from the British Council, United Kingdom
- Awarded 3rd prize from the International Contest of Applications Nano-micro Technology (ICAN) 2015, Anchorage, Alaska, USA
- Awarded Fraunhofer-Bessel Research Award in 2014 from the Alexander von Humboldt Foundation, Berlin, Germany
- Awarded Young Scientists Award 2013 from the World Economic Forum (WEF), Geneva, Switzerland– given to top 40 young scientists under the age of 40 who plays transformation role in integrating scientific knowledge and technological innovation to improve the state of the world
- Awarded an excellent paper award from the International Workshop on Image Electronics and Visual Computing (IIEJ) 2014, Bangkok, Thailand
- Awarded 2nd prize from True Innovation, Bangkok, Thailand 2012
- Awarded Erasmus Mundus Grant 2012 from the European Commission
- Awarded 2nd prize from the Global Entrepreneurship Competition (GEC) 2011, Barcelona, Spain
- Outstanding paper award from Transducers 2011, Beijing, China, 2011

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Awarded 1st prize from the Global Social Venture Competition (GSVC) 2011, Bangkok, Thailand
- Achieved over 2600 citations with h-index of 25
- Served as a Director of Advanced Imaging Research Center at the Faculty of Medicine, Chulalongkorn University (2010-14)
- Contributed to seven book chapters and filed 5 patents in micro- and nano-systems and biomedical imaging technology
- Presented at over 300 professional meetings including invited talks at various world class research institutes
- Served as a principal investigator (PI) in the following funding agencies since 2009 (US\$ 3+ million):
 - National Research Council (NRC)
 - Chulalongkorn University
 - National Science and Technology Development Agency (NSTDA)
 - Office of the Higher Education Commission (OHEC)
 - Thailand Research Fund (TRF)
- Served as a founding member and an executive committee member of the Global Young Academy (GYA) and Thai Young Scientists Academy (TYSA) in 2010
- Elevated to be senior members of The Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) in 2010, The Optical Society of America (OSA) in 2011, and The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineering (SPIE) in 2012
- Served as a co-investigator in:
 - National Cancer Institute (NCI), USA-funded Network for Translational Research Award (US\$ 17+ million) to develop an endoscopic confocal microscope, ultrasound transducers, and nanoparticle-based wide-field spectral imaging devices, for molecularly-targeted disease detection in the gastrointestinal tract from 2005 to 2013
 - Howard Hughes Medical Institute (HHMI), USA-funded for Deep Brain Imaging Award (US\$ 5+ million) to develop ultraportable 2-photon microendoscopes for mouse brain imaging from 2006 to 2010

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Served as a technical and program reviewer for:
 - Department of Defense (DOD), USA
 - National Institutes of Health (NIH), USA
 - National Science and Technology Development Agency (NSTDA), Thailand
 - Thailand Research Fund (TRF)
- Served as a technical program committee member and a technical program chair for:
 - SPIE Photonics West Optical MEMS and Miniaturized Systems Conference from 2007 until present (chair)
 - IEEE NANOMED Conference in 2012 until present (chair)
 - IEEE CYBER Conference in 2012 (chair)
 - International Conference on Beneficial Microbes (ICOBM) in 2016 (chair)
 - IEEE Optical MEMS and Nanophotonics (OMN) Conference from 2015 until present (committee)
 - IEEE Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS) from 2012 until present (committee)
 - International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE) from 2008 - 2013
- Served as a co-editor and a technical reviewer for:
 - Journal of Micro/Nanolithography, MEMS and MOEMS (JM3) in 2014 (guest editor)
 - PLOS ONE from 2012 to present (reviewer)
 - International Journal of Cancer (IJC) from 2011 until present (reviewer)
 - Journal of Biomedical Science and Engineering (JBiSE) from 2008 until present (reviewer)
 - IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics (JSTQE) from 2006 until present (reviewer)
 - IEEE Journal of Microelectromechanical Systems (JMEMS) from 2005 until present (reviewer)
 - IEEE Transactions on Semiconductor Manufacturing from 2012 until present (reviewer)
 - Springer International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2012 until present (reviewer)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Authored and co-authored over 80 manuscripts published in peer-reviewed conference proceedings and journals such as *IEEE*, *OSA*, *SPIE*, Elsevier, and *Nature Publishing Group*
- Taught classes or gave lectures at various institutes (UCLA, Stanford University, HKUST, TECHNION, Peking University, National Taiwan University, National Tsing Hua University, Tokyo University, etc.)

PROFESSIONAL EXPERIENCE

Michigan State University (2018 – Present)

Adjunct Professor, Institute for Quantitative Health Science & Engineering

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL) (2014 – Present)

Group Leader of Light Microscopy, Vice Director of the KMITL Research and Innovation Division (2015-16)

Fraunhofer IPMS (2014 – Present)

Technology Consultant

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL) (2014 – 2016)

Vice Director of Research and Innovation

National Electronics and Computer Technology Center (NECTEC) (2009 – 2014)

Group Leader of Light Microscopy

Chulalongkorn University, Faculty of Medicine (2009 – Present)

Director of Advanced Imaging Research (AIR) Center

Adjunct Professor, Department of Internal Medicine

Stanford University (2007 – 2009)

Physical Science Research Associate

Departments of Applied Physics, Biology, Electrical Engineering, and Pediatrics

- Demonstrated the first clinical use of a novel handheld Dual-Axes Confocal microscope (10-mm diameter) in live human patients in skin, with the ultimate goal to examine for monitoring sub-mucosa cancer progression and drug delivery through skin
- Demonstrated the first Dual-Axes Confocal endoscope (< 5 mm diameter) for GI tract imaging

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Demonstrated the first use of MEMS based portable two-photon fluorescence microendoscope (< 3.5 grams) for deep brain imaging in live awaking mice to correlate their behaviors to brain activities

Stanford University

(2005 – 2006)

Post-doctoral research scholar

Departments of Applied Physics, Biology, Electrical Engineering, and Pediatrics

- Led a team of four to develop two novel miniaturized medical microendoscope and endoscope by combining MEMS, micro-optics, and beam scanning microscopy. Those microendoscopes/endoscopes are:
 - Two-photon microendoscope: to be used in small animal imaging
 - Dual-axes confocal endoscope: to be used in human patients
- Co-developed the first compact 2-D MEMS scanners with high speed and large angular rotation for endoscopic imaging applications
- Optimized micro-fabrication process of MEMS scanners to increase production yield, production efficiency, and increase scanner performance
- Lectured in MEMS/Optics classes at Stanford University

University of California, Los Angeles

(1997 – 2004)

Graduate student researcher

- Demonstrated the first 2-D MEMS scanners based for an Ultrahigh Resolution Optical Coherence Tomography (UHR-OCT) imaging endoscope
- Designed, fabricated, and demonstrated the first 2-D MEMS scanners with electrostatic angular vertical comb (AVC) actuators based on surface and bulk micromachined techniques for endoscopic imaging application
- Demonstrated the first MEMS based Non-Interferometric Differential Confocal Scanning Optical Microscope
- Co-developed the first linearization control method for electrostatically actuated surface micromachined 2-D scanner
- Lectured in a MEMS fabrication/design class to undergraduate and graduate students at UCLA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Schlumberger Limited**(1994 – 1997)***Field Engineer (FE)*

- Provided oil and gas reservoir evaluation engineering services by using electrical wireline logging technology to localize the hydrocarbon layers of the subsurface reservoir
- Managed and led a team of 4 members to provide these services
- Responsible for engineering services valued at \$300,000 - \$500,000 per month
- Collected and analyzed technical data and coordinated engineering project activities with major clients e.g. Exxon-Mobil, Unocal, and TOTAL

Research**1. Publication refereed****a. Journal**

- [1] I. L. Jung, D. Lopez, Z. Qiu, and W. Piyawattanametha, "2-D MEMS Scanner for Handheld Mutispectral Dual-Axis Confocal Microscopes," IEEE Journal of Micro Electromechanical Systems (JMEMS), May 24, 2018, vol. PP, no. 99, pp. 1-8.
- [2] Z. Qiu and W. Piyawattanametha, "New Endoscopic Imaging Technology Based on MEMS Sensors and Actuators," Micromachines 2017, 8(7), 210; doi:10.3390/mi8070210.
- [3] Z. Qiu and W. Piyawattanametha, "MEMS-Based Medical Endomicroscopes," Journal of Selected Topics in Quantum Electronics (JSTQE), Vol.21, No.4, August 16, 2015, DOI 10.1109/JSTQE.2015.2389530.
- [4] N. Khemthongcharoen, A. Ruangpracha, P. Sarapukdee, S. Rattanavarin, R. Jolivot, U. Jarujareet, K. Plaimas, P. Bhattarakosol, S. Patumraj, and W. Piyawattanametha, "Novel p16 binding peptide development for p16-overexpressing cancer cell detection using phage display," Journal of Peptide Science, Vol. 21, Issue 4, April 2015, pp. 265-273.
- [5] Z. Qiu and W. Piyawattanametha, "MEMS based fiber optical microendoscopes," Displays, Vol. 37, April 2015, pp 41-53.
- [6] C. B. Wong, B. Y. Khoo, S. Sasidharan, W. Piyawattanametha, S. Kim, N. Khemthongcharoen, M. Y. Ang, L. O. Chuah, and M. T. Liong, "Inhibition of Staphylococcus aureus by crude and fractionated extract from lactic acid bacteria," Beneficial Microbes, March 2015, 1;6(1):129-39.

- [7] C. Zhao, Y. K. Lee, R Xu, C. Liang C, D. Y. Liu, W. Ma, W. Piyawattanametha, Y. Zohar, "Isolation of circulating tumor cells under hydrodynamic loading using microfluidic technology," *Advances in Mechanics*, 2014, 44: 201412.
- [8] N. Khemthongcharoen, S. Rattanavarin, R. Jolivot, and W. Piyawattanametha, "Advances in imaging probes and optical microendoscopic imaging techniques for early in vivo cancer assessment (invited paper)," *Journal of Advanced Drug Delivery Reviews*, July 30, 2014, Vol. 74, pp. 53-74.
- [9] K. Kongsamak, P. Pungpit, M. R. Kano, S. Komai, W. Piyawattanametha, and O. Phanraksa, "Perceptions of Research Excellence in Thailand and Japan," *Science Technology and Innovation Policy Review*, ISSN: 2093-3053, October 2013, Vol. 4, No. 2.
- [10] W. Piyawattanametha, H. Ra, Z. Qiu, S. Friedland, J. T. C. Liu, K. Loewke, G. S. Kino, O. Solgaard, T. D. Wang, M. J. Mandella, and C. H. Contag, "*In Vivo* Near-infrared Dual-Axis Confocal Microendoscopy in the Human Lower Gastrointestinal Tract," *Journal of Biomedical Optics* 17(2), February 2012, 021102:1-4.
- [11] C. L. Hoy, O. Ferhanoglu, M. Yildirim, W. Piyawattanametha, H. Ra, O. Solgaard, and A. Ben-Yakar, "Optical design and imaging performance testing of a 9.6-mm diameter femtosecond laser microsurgery probe," *Optics Express* **19**, 10536 - 10552 (2011).
- [12] K. Loewke, D. Camarillo, W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, C. H. Contag, S. Thurn, and K. Salisbury, "*In Vivo* Micro-Image Mosaicing," *The IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, January 2011, Vol. 58, No. 1, pp. 159-171.
- [13] W. Piyawattanametha, H. Ra, E. Gonzalez, M. J. Mandella, G. S. Kino, O. Solgaard, D. Leake, R. L. Kaspar, A. Oro, and C. H. Contag, "*In vivo* imaging of human and mouse skin with a dual-axis confocal fluorescence microscope," *Journal of Investigative Dermatology*, January 2011, 131, 1061-1066.
- [14] J. T. C. Liu, M. J. Mandella, N. O. Loewke, H. Haeberle, H. Ra, W. Piyawattanametha, O. Solgaard, G. S. Kino, and C. H. Contag, "Micromirror-scanned dual-axis confocal microscope utilizing a gradient-index relay lens for image guidance during brain surgery," *Journal of Biomedical Optics*, April 2010, vol. 15, pp. 026029.

- [15]W. Piyawattanametha and T. D. Wang, "MEMS-Based Dual Axes Confocal Microendoscopy (Invited Paper)," The IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics (JSTQE), July-August 2010, Vol. 16, Issue 4, pp. 804-814.
- [16]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, K. Loewke, T. D. Wang, G. S. Kino, O. Solgaard, and C. H. Contag, "3-D Near Infrared Fluorescence Imaging using a MEMS-based Miniature Dual-Axes Confocal Microscope," The IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics (JSTQE), Sept-Oct 2009, Vol. 15, Issue 5, pp. 1344-1350.
- [17]W. Piyawattanametha, E. D. Cocker, L. D. Burns, R. P. J. Barretto, J. C. Jung, H. Ra, O. Solgaard, and M. J. Schnitzer, "*In vivo* brain imaging using a portable 2.9 gram two-photon microscope based on a microelectromechanical systems scanning mirror," Optics Letters, August 1, 2009, Vol. 34, No. 15, pp. 2309-2311.
- [18]E. Gonzalez, H. Ra, R. P. Hickerson, Q. Wang, W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, G. S. Kino, D. Leake, A. A. Avilion, O. Solgaard, T. C. Doyle, C. H. Contag, and R. L. Kaspar, "siRNA silencing of keratinocyte-specific GFP expression in a transgenic mouse skin model," Gene Therapy (2009), Vol. 16, May 28, 2009, pp. 963-972.
- [19]E. Gonzalez, H. Ra, R. P. Hickerson, Q. Wang, W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, G. S. Kino, D. Leake, A. A. Avilion, O. Solgaard, T. C. Doyle, C. H. Contag, and R. L. Kaspar, "Characterization of a transgenic GFP mouse skin model for development of siRNA delivery technologies," Journal of Investigative Dermatology, April 2009, 129, S90.
- [20]C. L. Hoy, N. J. Durr, P. Chen, W. Piyawattanametha, H. Ra, O. Solgaard, and A. Ben-Yakar, "Miniaturized probe for femtosecond laser microsurgery and two-photon imaging," Optics Express, Vol. 16 (2008), Issue 13, pp. 9996-10005.
- [21]H. Ra, W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, P. L. Hsiung, J. Hardy, T. D. Wang, C. H. Contag, G. S. Kino, and O. Solgaard, "Three-dimensional *in vivo* imaging by a handheld dual-axes confocal microscope," Optics Express, Vol. 16 (2008), Issue 10, pp. 7224-7232.
- [22]H. Ra, W. Piyawattanametha, Y. Taguchi, D. Lee, M. J. Mandella, G. S. Kino, C. H. Contag, and O. Solgaard, "Two-dimensional MEMS scanner for dual-axes confocal microscopy," IEEE Journal of Micro Electromechanical Systems (JMEMS), Vol. 16, August 2007, pp. 969-976.

- [23]A. D. Aguirre, P. R. Herz, Y. Chen, J. G. Fujimoto, W. Piyawattanametha, L. Fan, and M. C. Wu, “Two-axis MEMS Scanning Catheter for Ultrahigh Resolution Three-dimensional and *En Face* Imaging,” *Optics Express*, Vol. 15 (2007), Issue 5, pp. 2445-2453.
- [24]J. T. C. Liu, M. J. Mandella, H. Ra, L. K. Wong, P. Hsiung, T. D. Wang, G. S. Kino, W. Piyawattanametha, C. H. Contag, and O. Solgaard, “A miniature near-infrared dual-axes confocal microscope utilizing a two-dimensional MEMS scanner,” *Optics Letters*: Vol. 32 (2006), Issue 3, pp. 256-258.
- [25]W. Piyawattanametha, R. P. J. Barretto, T. H. Ko, B. A. Flusberg, E. D. Cocker, H. Ra, D. Lee, O. Solgaard, and M. J. Schnitzer, “Fast-scanning two-photon fluorescence imaging based on a microelectromechanical systems two-dimensional scanning mirror,” *Optics Letters*, Vol. 31, No. 12, July 1, 2006, pp. 2018-2020.
- [26]B. A. Flusberg, E. D. Cocker, W. Piyawattanametha, J. C. Jung, E. L. M. Cheung, and M. J. Schnitzer, “Fiber-optic Fluorescence Imaging (Invited Paper),” *Nature Methods*: 2, 941 - 950 (2005).
- [27]W. Piyawattanametha, P. Patterson, D. Hah, H. Toshiyoshi, and M. C. Wu, “Surface- and Bulk-Micromachined Two Dimensional Scanner Driven by Angular Vertical Comb Actuators,” *IEEE Journal of Micro Electromechanical Systems (JMEMS)*, Vol. 14, Issue 6, December 2005, pp.1329 – 1338.
- [28]M. Fujino, Pamela R. Patterson, H. Nguyen, W. Piyawattanametha, and M. C. Wu, “Monolithically Cascaded Micromirror Pair Driven by Angular Vertical Combs for Two-Axis Scanning,” *IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics*, Vol. 10, No. 3, May/June 2004, pp. 492-497.
- [29]H. Nguyen, D. Hah, P. R. Patterson, B. Chao, W. Piyawattanametha, and M. C. Wu, “Angular Vertical Comb Driven Tunable Capacitor with High Tuning Capabilities,” *IEEE Journal of Micro Electromechanical Systems (JMEMS)*, June 2004, Vol. 3, No. 3, pp. 406-413.
- [30]H. Toshiyoshi, W. Piyawattanametha, C. -T. Chan, and M. C. Wu, “Linearization of Electrostatically Actuated Surface Micromachined 2-D Optical Scanner,” *IEEE Journal of Microelectromechanical Systems (JMEMS)*, June 2001, Vol. 10, No. 2, pp. 205-214.

b. Conference

- [1] W. Piyawattanametha, “Virtual biopsies with handheld dual-axis confocal microendoscope,” World Congress on Medical Physics & Biomedical Engineering, Prague, Czech Republic, June 3-8, 2018.
- [2] W. Piyawattanametha, “Fiber-optical microendoscopy based on MEMS scanning technology (invited),” Asia-Pacific Conference of Transducers and Micro-nano Technology 2018, Hongkong, China, June 24-27, 2018.
- [3] W. Piyawattanametha, “Multi-spectral MEMS based dual-axis microendoscope (invited),” IEEE Nanoelectromechanical Systems (NEMS), Singapore, April 22-26, 2018.
- [4] W. Piyawattanametha, “Multi-spectral MEMS scanner based dual-axis microendoscope (invited),” Focus on Microscopy, Singapore, March 25-28, 2018.
- [5] W. Piyawattanametha, “The Global State of Young Scientists in ASEAN: What is the next step? (invited),” The International Workshop on Asian Young Academies, The Israel Academy of Sciences and Humanities, Jerusalem, Israel, February 11-13, 2018.
- [6] Z. Qiu, N. Loewke, W. Piyawattanametha, I. W. Jung, T. Teraphongphom, R. Ertsey, F. Schonig, S. Rogalla, S. Friedland, M. J. Mandella, D. Lopez, E. Rosenthal, and C. Contag, “MEMS based multi-spectral dual-axis confocal microendoscope for clinical applications (invited),” Photonics West 2018, San Francisco, CA, USA, January 30 - February 1, 2018.
- [7] T. Marumo, G. Murashova, D. Agnew, F. Schonig, M. J. Mandella, W. Piyawattanametha, Z. Qiu, M. Dantus, and C. H. Contag, “Design of MEMS based handheld multi-photon and second harmonic generation imaging system for early detection and imaging guided surgery of oral cancer (invited),” Photonics West 2018, San Francisco, CA, USA, January 30 - February 1, 2018.
- [8] S. Suwan and W. Piyawattanametha, “A handheld Escherichia coli Detection System,” International Workshop on Advanced Image Technology, Chiangmai, Thailand, January 7-10, 2018.
- [9] M. Dumripatanachod and W. Piyawattanametha, “Automated Paptest Diagnosis with Artificial Neural Network,” The 2017 International Conference on Embedded Systems and Intelligent Technology a Theme on “Smart Embedded Systems for Industry 4.0,” Bangkok, Thailand, August 2-4, 2017.
- [10] K. Phasuk, C. Pipitsombat, S. Pattanasak, and W. Piyawattanametha, “A fast Escherichia Coli

- Detector for Water Inspection,” The 16th International Conference on Environment Engineering, Science, and Management, Bangkok, Thailand, May 17-18, 2017.
- [11]K. Phasuk, S. Suwan, and W. Piyawattanametha, “Development of E. coli detection,” The 5th Higher Education Research Promotion Congress, Udonthani, Thailand, March 2-4, 2017.
- [12]C. Pipitsombat, K. Phasuk, S. Suwan, and W. Piyawattanametha, “Evaluation of rapid detection system for Escherichia coli in water samples,” The 8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2016), Luang Prabang, Lao People’s Democratic Republic, December 6-8, 2016.
- [13]M. Dumripanachod and W. Piyawattanametha, “Wide-field high-resolution fiber bundle based Endomicroscope for Cervical epithelium cells imaging,” The 8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2016), Luangprbang, Lao People’s Democratic Republic, December 6-8, 2016.
- [14]M. Dumripanachod and W. Piyawattanametha, “Centralized Pap Test Diagnosis with Artificial Neural Network and Internet of Things,” The 10th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering (NanoMed), Macau, China, October 30 – November 2, 2016.
- [15]S. Pattanasak and W. Piyawattanametha, “Virtual biopsies with a MEMS scanner based confocal microscope,” IEEE Nanoelectromechanical Systems (NEMS) 2016, Matsushima, Sendai, Japan, April 17-20, 2016.
- [16]W. Piyawattanametha, “A handheld confocal microscope for 3D biopsies,” Photonics West 2016, San Francisco, CA, USA, February 13-18, 2016.
- [17]M. Dumripanachod and W. Piyawattanametha, “A Fast Depixelation Method of Fiber Bundle Image for an Embedded System,” The 7th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2015), Pattaya, Thailand, November 25-27, 2015.
- [18]C. Pipitsombat and W. Piyawattanametha, “A Portable Escherichia Coli Detection Platform for Water Inspection,” The 7th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2015), Pattaya, Thailand, November 25-27, 2015.
- [19]S. Pattanasak and W. Piyawattanametha, “Three-dimensional microscopy of biopsies with a handheld confocal microscope,” Microscopy Conference 2015, Gottingen, Germany, September 6-11, 2015.

- [20]W. Piyawattanametha, “Three-dimensional microscopy of biopsies with a handheld confocal microscope,” IEEE Optical MEMS and Nanophotonics 2015, Jerusalem, Israel, August 2-6, 2015.
- [21]S. Pattanasak and W. Piyawattanametha, “Light microendoscopy with MEMS technology (invited),” IEEE Nanoelectromechanical Systems (NEMS) 2015, Xian, China, April 7-11, 2015.
- [22]C. Pipitsombat and W. Piyawattanametha, “Fiber-optical endoscopy with MEMS scanner technology,” Photonics West 2015, San Francisco, CA, USA, January 31 – February 5, 2015.
- [23]W. Piyawattanametha, “Portable holographic imager for biological samples,” The 7th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2014), Fukuoka, Japan, November 26-28, 2014.
- [24]W. Piyawattanametha, “High-resolution Imaging with MEMS based handheld confocal microscope,” the International Workshop on Image Electronics and Visual Computing (IIEEJ), Samui, Thailand, October 7-10, 2014.
- [25]W. Piyawattanametha, “Confocal microendoscopy (invited),” International Coastal Biology Congress 2014, Yantai, China, September 26-30, 2014.
- [26]W. Piyawattanametha, “MEMS based fiber-optical microendoscopy,” IEEE Optical MEMS and Nanophotonics 2014, Glasgow, Scotland, August 17-21, 2014.
- [27]W. Piyawattanametha, “Image Mosaicing Technique and Real-Time Imaging with MEMS based Handheld Confocal Microscope (invited),” The 18th International Computer Science and Engineering Conference (ICSEC 2014), Khon Kaen, Thailand, July 30 – August 1, 2014.
- [28]W. Piyawattanametha, “Light microendoscopy for early cancer detection (invited),” The 1st International Conference on Beneficial Microbes (ICOBM 2014), Penang, Malaysia, May 27-29, 2014.
- [29]W. Piyawattanametha, “Light microendoscopy (invited),” The 2nd Optical Science of Dynamically Correlated Electrons (DYCE 2013), Kashiwa, Japan, December 17-18, 2013.
- [30]W. Piyawattanametha, “A review: Endoscopic imaging probe based on MEMS technology for nanomedicine (invited),” The 7th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering (NanoMed) 2013, Phuket, Thailand, November 10-13, 2013.
- [31]W. Piyawattanametha, “Advance in Light Microendoscopy (invited),” The 6th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2013), Krabi, Thailand, October 23-25, 2013.

- [32]W. Piyawattanametha, "A review of MEMS scanner based endoscopic optical imaging probe (invited)," IEEE Optical MEMS and Nanophotonics 2013, Kanazawa, Japan, August 18-22, 2013.
- [33]S. Rattanavarin, P. Sarapukdee, N. Khemthongcharoen, U. Jarujareet, R. Jolivot, I. L. Jung, D. Lopez, M. J. Mandella and W. Piyawattanametha, "MEMS multispectral confocal probe," the 16th International conference on Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems (Transducers 2013), Barcelona, Spain, June 16-20, 2013.
- [34]P. Sarapukdee, S. Rattanavarin, N. Khemthongcharoen, U. Jarujareet, R. Jolivot, I. L. Jung, D. Lopez, and W. Piyawattanametha, "Handheld multispectral dual-axis confocal microscope for cervical cancer screening," Photonics West 2013, San Francisco, CA, USA, February 2-7, 2013.
- [35]N. Khemthongcharoen, A. Ruangphacha, U. jarujareet, S. Niruthisard, W. Piyawattanametha, "Phage-displayed p16INK4a binding peptide scanning from phage display library as a HPV-related cancer cells tracer," Molecular Medicine Conference 2012 (MMC), Bangkok, Thailand, December 19-22, 2012.
- [36]P. Sankatumvong, P. Sarapukdee, S. Rattanavarin, U. Jarujareet, N. Khemthongcharoen, A. Ruangpracha, I. L. Jung, and W. Piyawattanametha, "Characteristics of MEMS scanners with different driving bias," IEEE International Conference on Electron Devices and Solid State Circuit (EDSSC), Bangkok, Thailand, December 3-5, 2012.
- [37]N. Khemthongcharoen, A. Ruangphacha, W. Piyawattanametha, "Phage Display Specific p16INK4a Binding Peptide for Ex Vivo Cancer Cells Imaging," The 6th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering (NanoMed 2012), Bangkok, Thailand, November 4-7, 2012.
- [38]A. Ruangphacha, N. Khemthongcharoen, W. Piyawattanametha, "Homology modeling characterization of CDK4-roscovitine complexes," 11th International Conference on Bioinformatics (InCoB), Bangkok, Thailand, October 3-5, 2012.
- [39]S. Rattanavarin, P. Sarapukdee, U. Jarujareet, N. Khemthongcharoen, A. Ruangpracha, R. Jolivot, I. W. Jung, D. López, M. J. Mandella, and W. Piyawattanametha, "Handheld Multispectral Confocal Microscope for Cervical Cancer Diagnosis," IEEE International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, Banff, Alberta, Canada, pp. 42-42, August 6-9, 2012.

- [40]I. W. Jung, S. Rattanavarin, S. Sarapukdee, M. J. Mandella, W. Piyawattanametha, "2-D MEMS scanner for handheld multispectral confocal microscopes," IEEE International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, Banff, Alberta, Canada, pp. 238-239, August 6-9, 2012.
- [41]S. Rattanavarin, P. Sarapukdee, U. Jarujareet, N. Khemthongcharoen, A. Ruangpracha, M. J. Mandella, and W. Piyawattanametha, "Handheld Cervical Confocal Microscope Based on a MEMS Scanner," The 6th Asia-Pacific Conference on Transducers and Micro/Nano Technologies (APCOT 2012), Nanjing, China, July 8-11, 2012.
- [42]U. Jarujareet, N. Khemthongchareon, W. Piyawattanametha, "Micro Objects Detection by a Portable Lensless Imaging Platform", The 6th Asia-Pacific Conference on Transducers and Micro/Nano Technologies (APCOT), Nanjing, China, July 8-11, 2012.
- [43]P. Sarapukdee, S. Rattanavarin, U. Jarujareet, N. Khemthongcharoen, A. Ruangpracha, M. J. Mandella, and W. Piyawattanametha, "MEMS-Based Handheld Dual-Axis Confocal Microscope for Cervix Cancer Screening," International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON 2012), Hua Hin, Thailand, May 16-18, 2012.
- [44]W. Piyawattanametha, "Light microendoscopy," Nano-Thailand 2012, Khon Kaen, Thailand, April 9-12, 2012.
- [45]U. Jarujareet and W. Piyawattanametha, "2D Correlation Map Based Object Detection in Digital In-line Holography," Nano-Thailand 2012, Khon Kaen, Thailand, April 9-12, 2012.
- [46]P. Wongsawatsuriyha, N. Khemthongcharoen, and W. Piyawattanametha, "Video Mosaicing for Real-time Field of View Enhancement," IEEE Robotics and Biomimetics (ROBIO), Phuket Island, Thailand, December 7-11, 2011.
- [47]W. Piyawattanametha, O. Solgaard, and M. J. Schnitzer, "Cortical blood flow imaging with a portable MEMS based 2-photon fluorescence microendoscope," the 15th International conference on Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems (Transducers 2011), Beijing, China, June 10-14, 2011.
- [48]T. Chantakien, P. Raphisak, I. Kumazawa, and W. Piyawattanametha, "MEMS-based handheld single-axis confocal microscope design and experiment," *Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), 2011 8th International Conference on*, vol., no., pp.38-41, May 17-19, 2011

- [49]W. Piyawattanametha and M. J. Schnitzer, "Cortical blood flow imaging with a portable MEMS based 2-photon fluorescence microendoscope," IEEE Nanoelectromechanical Systems (NEMS) 2011, Kaohsiung, Taiwan, February 20-23, 2011.
- [50]T. Chantakien, P. Raphisak, I. Kumazawa, and W. Piyawattanametha, "Design and simulate of MEMS based confocal microscope probes," Information and Communication Technology for Embedded Systems (ICTES)," 2011 2nd International Conference, January 27-29, 2011.
- [51]W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, H. Ra, J. T. C. Liu, S. Friedland, Z. Qiu, G. S. Kino, T. D. Wang, O. Solgaard, and C. H. Contag, "In Vivo Skin Microscopy," SPIE Photonics West 2011, Endoscopic Microscopy V, San Francisco, CA, January 25-29, 2011.
- [52]W. Piyawattanametha, "Smart microsystems for disease diagnostics," IEEE Optical MEMS and Nanophotonics 2010, Sapporo, Japan, August 9-13, 2010.
- [53]W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, H. Ra, J. T. C. Liu, S. Friedland, Z. Qiu, G. S. Kino, T. D. Wang, O. Solgaard, and C. H. Contag, "Dual-Axes Confocal Microendoscopy of Gastrointestinal Tract," SPIE Photonics West 2010, Endoscopic Microscopy V, San Francisco, CA, January 23-28, 2010.
- [54]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, C. H. Contag and O. Solgaard, "From Bench to Bedside with Advanced Dual-Axes Confocal Microendoscope," IEEE Microelectromechanical Systems (MEMS), Hong Kong, China, January 24-28, 2010.
- [55]W. Piyawattanametha and M. J. Mandella, "In vivo Imaging with MEMS based Confocal Microscope," IEEE Nanoelectromechanical Systems (NEMS), Xiamen, China, January 20-23, 2010, pp. 146.
- [56]W. Piyawattanametha, "Advanced Microendoscopy with Miniaturized Confocal Imaging Systems," IEEE Photonics Society Winter Topicals, Majorca, Spain, January 11-13, 2010.
- [57]W. Piyawattanametha, H. Ra, and M. J. Mandella, "In vivo Real Time Imaging by a Micromachined based Dual-axes Confocal Microscope," the 3rd IEEE International NanoElectronics Conference (INEC) 2010, Hong Kong, China, January 3-8, 2010, pp. 32.
- [58]W. Piyawattanametha, "3-D in vivo imaging with a miniature dual-axes confocal fluorescence microscope," The 4th IEEE International Symposium on Biomedical Engineering, Plaza Athenee, Bangkok, December 14-18, 2009.

- [59]“In vivo real time imaging by a micromachined based confocal microscope,” the 13th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences (MTAS), Jeju, Korea, November 1-5, 2009.
- [60]W. Piyawattanametha, E. D. Cocker, L. D. Burns, R. P. J. Barretto, J. C. Jung, H. Ra, O. Solgaard, and M. J. Schnitzer, “A Portable MEMS Based Two-photon Fluorescence Microendoscope for Three-dimensional *in vivo* Imaging,” IEEE Optical MEMS and Nanophotonics 2009, Clearwater Beach, Florida, August 17-20, 2009.
- [61]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, E. Gonzalez, R. L. Kaspar, G. S. Kino, C. H. Contag, and O. Solgaard, “Dual-Axes Confocal Microscopy for Human Skin Clinical Imaging,” IEEE Optical MEMS and Nanophotonics 2009, Clearwater Beach, Florida, August 17-20, 2009.
- [62]W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, R. Kaspar, and C. H. Contag, “*In vivo* microscopy in mouse models of monogenic skin disease,” H. Ra, E. Gonzalez, World Molecular Imaging Congress, Montreal, Canada, September 23-26, 2009.
- [63]“Real-time *in vivo* Cancer Diagnosis with a Microelectromechanical Systems (MEMS) Based Handheld Dual-Axes Confocal Microscope (*Invited Talk*),” the 4th Medical Biotech Forum 2009, Dalian, China, August 7-11, 2009, pp. 248.
- [64]H. Ra, E. Gonzalez, W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, R. Kaspar, C. H. Contag, G. S. Kino, and O. Solgaard, “Sequential *in vivo* Molecular Imaging with a Dual-Axes Confocal Microscope,” Technical Digest Series of Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO), Baltimore, MD, June 1-6, 2009.
- [65]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, J. T. C. Liu, E. Gonzalez, R. Kaspar, G. S. Kino, O. Solgaard, and C. H. Contag, “*In vivo* clinical and intravital imaging with MEMS based Dual-Axes Confocal Microscopes,” Optical Society of America, The OSA topical meeting in Novel Techniques in Microscopy, Vancouver, BC, Canada, April 27-29, 2009.
- [66]H. Ra, W. Piyawattanametha, E. Gonzalez, R. Kaspar, M. J. Mandella, C. H. Contag, G. S. Kino, and O. Solgaard, “*In vivo* Intravital Imaging with a Dual-Axes Confocal Microscope in Skin,” IEEE Lasers and Electro-Optics Society (LEOS) Annual Meeting, Newport Beach, California, November 9-13, 2008, pp. 35-36.
- [67]W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, H. Ra, J. T. C. Liu, E. Garai, G. S. Kino, O. Solgaard, and C. H. Contag, “MEMS based dual-axes confocal clinical endoscope for real time *in vivo*

- imaging,” IEEE International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, Freiburg, Germany, August 11-14, 2008, pp. 42-43.
- [68]C. L. Hoy, N. J. Durr, P. Chen, D. K. Smith, T. L. Larson, W. Piyawattanametha, H. Ra, B. Korgel, K. Sokolov, O. Solgaard, and A. Ben-Yakar, “Two-photon luminescence imaging using a MEMS-based Miniaturized Probe,” Technical Digest Series of Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO), San Jose, CA, May 4-9, 2008, CThG5.
- [69]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, C. B. Du, C. H. Contag, G. S. Kino, O. Solgaard, and T. D. Wang, “Three-dimensional in-vivo imaging with a miniature dual-axes confocal fluorescence microscope,” SPIE Photonics West 2008, Endoscopic Microscopy III (6851-13), San Jose, CA, January 19-24, 2008.
- [70]K. E. Loewke, D. Camarillo, W. Piyawattanametha, and K. Salisbury, Jr., “Real-time image mosaicing with a dual-axes confocal microscope,” SPIE Photonics West 2008, Endoscopic Microscopy III, Vol. 6851, pp. 68510-19, San Jose, CA, January 19-24, 2008.
- [71]C. L. Hoy, N. J. Durr, P. Chen, W. Piyawattanametha, H. Ra, O. Solgaard, and A. Ben-Yakar, “A Miniature microscope for two-photon imaging and femtosecond laser surgery,” Frontiers in Optics (FiO), September 16, 2007, San Jose, CA.
- [72]W. Piyawattanametha, E. D. Cocker, R. P. J. Barretto, B. A. Flusberg, J. C. Jung, H. Ra, O. Solgaard, and M. J. Schnitzer, “A Portable Two-photon Fluorescence Microendoscope based on a Two-dimensional Scanning Mirror,” IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics, Hualien, Taiwan, August 12-16, 2007, pp. 6-7.
- [73]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, J. T. C. Liu, L. K. Wong, C. B. Du, T. D. Wang, C. H. Contag, G. S. Kino, and O. Solgaard, “Three-dimensional *in vivo* Real Time Imaging by a Miniature Dual-axes Confocal Microscope based on a Two-dimensional MEMS Scanner,” the 14th International conference on Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems (Transducers 2007 & Eurosensors XXI), Lyon, France, June 10-14, 2007, pp. 439-442.
- [74]H. Ra, W. Piyawattanametha, M. J. Mandella, J. T. C. Liu, L. K. Wong, T. D. Wang, C. H. Contag, G. S. Kino, and O. Solgaard, “Three-Dimensional *in vivo* Reflectance and Fluorescence Imaging by a Handheld Dual-Axes Confocal Microscope,” the Technical Digest Series of Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO), Baltimore, MD, May 7-11, 2007, CTuEE1.

- [75]W. Piyawattanametha, H. Ra, M. J. Mandella, J. T. C. Liu, L. K. Wong, C. B. Du, T. D. Wang, C. H. Contag, G. S. Kino, and O. Solgaard, "MEMS Based Dual-Axes Confocal Handheld Microscope for *in vivo* Imaging," SPIE Photonics West 2007, Endoscopic Microscopy III (6432), San Jose, CA.
- [76]M. J. Mandella, J. T. C. Liu, W. Piyawattanametha, H. Ra, P. L. Hsiung, L. K. Wong, T. D. Wang, C. H. Contag, and G. S. Kino, "Compact optical design for dual-axes confocal endoscopic microscopes," SPIE Photonics West 2007, Endoscopic Microscopy III (6443), San Jose, CA.
- [77]W. Piyawattanametha, B.A. Flusberg, R.P.J. Baretto, J.C. Jung, T.H. Ko, E.D. Cocker, H. Ra, D. Lee, O. Solgaard, and M.J. Schnitzer, "Toward portable two-photon fluorescence micro-endoscopy using a two-dimensional microelectromechanical (MEMS) scanning mirror," 2007 SPIE Photonic West Conference, Multiphoton Microscopy in the Biological Sciences VII, San Jose, CA, January 22, 2007.
- [78]H. Ra, W. Piyawattanametha, Y. Taguchi, and O. Solgaard, "Reflectance and fluorescence imaging with a MEMS dual-axes confocal microscope (*Invited Paper*)," Photonics West 2007, Endoscopic Microscopy III (6466), San Jose, CA.
- [79]W. Piyawattanametha, J. T. C. Liu, M. J. Mandella, H. Ra, L. K. Wong, P. Hsiung, T. D. Wang, G. S. Kino, and O. Solgaard, "MEMS Based Dual-axes Confocal Reflectance Handheld Microscope for *in vivo* Imaging," IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS, Montana, USA, August 21-24, 2006.
- [80]H. Ra, W. Piyawattanametha, Y. Taguchi, and O. Solgaard, "Dual-axes Confocal Fluorescence Microscopy with a Two-dimensional MEMS Scanner," IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS, Montana, USA, August 21-24, 2006.
- [81]H. Ra, Y. Taguchi, D. Lee, W. Piyawattanametha, and O. Solgaard, "Two-dimensional MEMS Scanner for Dual-Axes Confocal *in vivo* Microscopy," IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) 2005, Istanbul, Turkey, January 22-26, 2006.
- [82]W. Piyawattanametha, R. P. J. Barretto, T. H. Ko, B. A. Flusberg, E. D. Cocker, H. Ra, D. Lee, O. Solgaard, and M. J. Schnitzer, "Fast-scanning two-photon fluorescence imaging using a microelectromechanical systems two-dimensional scanning mirror," Technical Digest Series of Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO) 2006, Long Beach, CA.
- [83]A. D. Aguirre, P. R. Herz, Y. Chen, J. G. Fujimoto, W. Piyawattanametha, L. Fan, S. Hsu, M. Fujino, and M. C. Wu, "Ultrahigh resolution OCT imaging with a two-dimensional MEMS scanning

- endoscope,” in Photonics West 2005, Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems III, Session 11, 5692-49.
- [84]L. S. Fan, W. Piyawattanametha, M. Fujino, and M. C. Wu, “Endoscopic three-dimensional OCT imaging with MEMS scanner (*Invited Paper*),” Univ. of California, Los Angeles; A. D. Aguirre, P. R. Herz, Y. Chen, J. G. Fujimoto, Massachusetts Institute of Technology, SPIE Photonics West 2005, MOEMS and Miniaturized Systems V, Session 5, 5719-20.
- [85]P. R. Patterson, D. Hah, M. Fujino, W. Piyawattanametha, and M. C. Wu, “Scanning micromirrors: an overview (*Invited Paper*),” Optomechatronic Micro/Nano Components, Devices, and Systems, Optics East 2004, Philadelphia, PA, Proceedings of SPIE, vol. #5604.
- [86]W. Piyawattanametha, L. Fan, S. Hsu, M. Fujino, M. C. Wu, P. R. Herz, A. D. Aguirre, Y. Chen, and J. G. Fujimoto, “Two-dimensional Endoscopic MEMS Scanner for High Resolution Optical Coherence Tomography,” Technical Digest Series of Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO) 2004, San Francisco, May 2004, CWS 2.
- [87]W. Piyawattanametha, P. Patterson, D. Hah, H. Toshiyoshi, and M. C. Wu, “A 2-D Scanner by Surface and Bulk Micromachined Angular Vertical Comb Actuators,” IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS, Waikoloa, HI, August 18-21, 2003, pp. 93-94.
- [88]“Cascaded Micromirror Pair Driven by Angular Vertical Combs for Two-Axis Scanning,” IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS, Waikoloa, HI, August 18-21, 2003, pp. 99-100.
- [89]W. Piyawattanametha, P. Patterson, D. Hah, H. Toshiyoshi, and M. Wu, “A Surface and Bulk Micromachined Angular Vertical Combdrive for Scanning Micromirrors,” Optical Fiber Conference 2003, Atlanta, USA, March 2003, pp. 251-252.
- [90]H. Nguyen, D. Hah, P. R. Patterson, W. Piyawattanametha, and M. C. Wu, “A Novel MEMS Tunable Capacitor based on Angular Vertical Comb Drive Actuators,” Solid-State Sensor, Actuator, and Microsystems, Hilton Head Island, South Carolina, June 2-6, 2002, pp. 277-280.
- [91]W. Piyawattanametha, P. Patterson, G. D. Su, H. Toshiyoshi, and M. C. Wu, “A MEMS Non-Interferometric Differential Confocal Scanning Optical Microscope,” The 8th International conference on Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems (Transducers 2001 & Eurosensors XV), Munich, Germany, June 10-14, 2001, pp. 590-593.

- [92]H. Toshiyoshi, W. Piyawattanametha, C. T. Chan, and M. C. Wu, "Linearization and Analysis of Electrostatically Actuated MEMS 2-D Optical Scanner," Late News Technical Digest of Solid-State Sensor and Actuator Workshop (Hilton Head 2000), South Carolina, CA, USA, June 4-8, 2000, pp. 7-8.
- [93]W. Piyawattanametha, H. Toshiyoshi, J. LaCosse, and M. C. Wu, "Surface Micromachined Confocal Scanning Optical Microscope," Technical Digest Series of Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO) 2000, San Francisco, CA, USA, May 7-12, 2000, pp. 447-448.
- [94]G. D. Su, W. Piyawattanametha, R. Rollier, L. Fan, and M. C. Wu, "MEMS 2D Scanning Mirror for Dynamic Alignment in Optical Interconnect," Proceedings of Integrated Photonics Research (IPR'99), Santa Barbara, CA, USA, July 1999.
- [95]W. Piyawattanametha, L. Fan, and M. C. Wu, "[MEMS Technology for Optical Crosslink for Micro/Nano Satellites](#)," The International Conference on Integrated Nano/Microtechnology for Space Applications (NanoSpace'98), NASA/Johnson Space Center, Houston, TX, USA, November 1-6, 1998.

2. Invited/keynote talks (selected)

- [1] "Microendoscopy techniques based on MEMS technology," APCOT, Hong Kong, China (Keynote).
- [2] "MEMS technology for light microscopy," International Contest of Applications in Nano-micro Technology (ICAN) 2017, Beijing, China (Keynote).
- [3] "Light microendoscopy with MEMS technology," Imperial College, London, July 2016 (Invited).
- [4] "Innovation State of Thailand," Sci Days, Saint Petersburg, Russia, October 21, 2015 (Invited).
- [5] "Recent updates in optical microendoscopy," Institute of Photonics and Microsystems, Fraunhofer Institute, Dresden, Germany, August 31, 2015.
- [6] "Light microendoscopy with MEMS technology," IEEE Nanoelectromechanical Systems (NEMS) 2015, Xian, China, April 7-11, 2015.
- [7] "Confocal microendoscopy," International Coastal Biology Congress 2014, Yantai, China, September 26-30, 2014.

- [8] “Image Mosaicing Technique and Real-Time Imaging with MEMS based Handheld Confocal Microscope,” The 18th International Computer Science and Engineering Conference (ICSEC 2014), Khon Kean, Thailand, July 30 – August 1, 2014.
- [9] “Light microendoscopy for early cancer detection,” The International Conference on Beneficial Microbes (ICOBM) 2014, Penang, Malaysia, May 27-29, 2014.
- [10] “MEMS based medical microendoscope,” Institute of Photonics and Microsystems, Fraunhofer Institute, Dresden, Germany, March 19, 2014.
- [11] “Early cancer detection with photonics technology,” The 1st Young Scientists Meeting, Tokyo, Japan, February 13-14, 2014.
- [12] “Entrepreneurial Spirits in Thailand,” The 1st Workshop for Young Scientists and Engineers, Jerusalem, Israel, November 25-28, 2013.
- [13] “Advance in light microendoscopy,” Technion, Haifa, Israel, November 24, 2013.
- [14] “The Global Young Academy Activities,” Regional Meeting of the Global Research Council (GRC), Jeju Island, Korea, November 18-19, 2013.
- [15] “MOEMS devices for endoscopic imaging,” Samsung Advanced Institute of Technology (SAIT), Seoul, South Korea, August 29, 2013.
- [16] “Advanced light microendoscopy,” Seoul National University (SNU), Seoul, South Korea, August 28, 2013.
- [17] “Early cancer detection with optical imaging,” Toyota Technological Institute University, Nagoya, Japan, August 23, 2013.
- [18] “Light microendoscopy for cancer detection,” National Chiao Tung University, Taipei, Taiwan, July 18, 2013.
- [19] “Endoscopic imaging,” National Taiwan University (NTU), Taipei, Taiwan, July 17, 2013.
- [20] “Advanced confocal imaging,” the 2nd Bio-Photonics Workshop,” Taipei, Taiwan, July 17-19, 2013.
- [21] “Light microendoscopy,” University of Bourgogne, Bourgogne, France, May 7, 2013.
- [22] “Confocal microendoscopy and biomarkers,” Conference on nanobiology, Okayama, Japan, March 12-13, 2013.
- [23] “Advance in light microendoscopy,” Bio4Apps 2012, Singapore, November 19-20, 2012.
- [24] “Light microscopy,” University of Bourgogne, Bourgogne, France, October 16, 2012.

- [25]“Review: Microendoscopic imaging,” South Africa’s Council for Scientific and Industrial and Research (CSIR), Pretoria, South Africa, May 20, 2012.
- [26]“Biomedical imaging,” 4th Khonkaen University (KKU) International Engineering Conference 2012, May 10-11, 2012.
- [27]“Micro- and nano-technology for medical devices, “NSTDA Academy Lecture at NSTDA Science Park, January 19, 2012.
- [28] “Biomarkers technology for *in vivo* imaging,” Hong Kong University of Science and Technology (HKUST), Kowloon, Hong Kong, November 9, 2011.
- [29]“Micro- and nano-technology R&D research in Thailand,” ICMAN 2011, Shenzhen, CN November 4-6, 2011.
- [30] “Revolutionizing Microscope: Imaging, Analysis, and Application,” Thai Society of Microcirculation, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University December 22, 2010.
- [31]“Advanced Confocal Microendoscopy,” IAP Young Scientists Conference in the World Economic Forum, Tianjin, September 12-16, 2010.
- [32] “Noninvasive dermatologic measurement: from research to clinical,” Dermatological Society of Thailand, September 10, 2010.
- [33]“Optical Microscopy 101,” King Mongkut Institute of Technology Thonburi (KMUTT), August 30, 2010.
- [34]“Biological imaging with handheld microscope,” King Mongkut Institute of Technology Thonburi (KMUTT), June 11, 2010.
- [35]“MEMS based endoscopic imaging,” Argonne National Laboratory, Chicago, USA, April 3-7, 2010.
- [36]“Cancer Imaging with optical technique,” Khonkaen University (KKU), April 23, 2010.
- [37]“Advanced Imaging with molecular- or bio-markers,” NAC 2010, Thailand Science Park, Bangkok, March 28-30, 2010.
- [38]“Imaging Systems in Dermatology,” Thai Dermatological Society Annual Meeting, Centrara Hotel, March 11-12, Bangkok 2010.
- [39]“Advanced Imaging with Nanotechnology,” UK-Thailand Nanomedicine Symposium, Siriraj Hospital, Bangkok, March 23-24, 2010.
- [40] “Advanced Confocal Imaging,” The Fifth National Conference on Optics and Applications (NCOA), Jaopraya Park Hotel, Bangkok, February 5, 2010, pp. 3.

- [41]“From Laboratory to Clinic with Endoscopic Imaging,” Xiamen University, China, January 20, 2010.
- [42]“Photonics in Medical Imaging Technology,” Hong Kong University of Science and Technology (HKUST), Kowloon, Hong Kong, January 5, 2010.
- [43]“3-D in vivo imaging with a miniature dual-axes confocal fluorescence microscope,” The 4th IEEE International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME), Plaza Athenee, Bangkok, December 14-18, 2009.
- [44]“Biosensors for Medical Device Industry,” NECTEC ACE 2009, Thailand Science Park, Convention Center (TSPCC), September 23-25, 2009.
- [45]“From lab to hospital with imaging technology,” King Mongkut Institute of Technology Thonburi (KMUTT), Thailand, September 2009.
- [46]“Dual-Axes Confocal Microscopy for Human Skin Clinical Imaging (*Keynote*),” IEEE Optical MEMS and Nano-photonics 2009, Tampa, Florida, August 17, 2009.
- [47]“From Bench to Bedside with Advanced Microscopy,” The 4th International Conference on Sensors 2009 (AsiaSense), The Imperial Queen’s Park Hotel, Bangkok, Thailand, July 29-31, 2009.
- [48]“Advanced Optical Endoscopy and Microendoscopy,” Stanford University Photonics Retreat (SUPR), Monterey, CA, April 3-5, 2009.
- [49]“Dual-Axes Confocal Microscope for Advanced Clinical Diagnosis,” Medical Technology Symposium, Chiangmai University, Chiangmai, Thailand, November 12, 2008.
- [50]“Real time *in vivo* cancer diagnosis with a MEMS based Confocal Microscope,” the 1st Annual Symposium on Molecular Imaging 2008, Belle Villa Resort Chiangmai, Thailand, November 9-12, 2008.
- [51]“*In vivo* drug monitoring and real-time disease diagnosis with a MEMS based handheld Dual-Axes Confocal Microscope,” NanoThailand Symposium 2008, Queen Sirikit National Convention Center, Bangkok, Thailand, November 6-8, 2008.
- [52]“From bench to bedside with Advanced Microscopy and Endoscopy,” at BIOTEC, a member of NSTDA, Bangkok, Thailand, November 4, 2008.
- [53]“Advanced Clinical Imaging (*Invited Talk*),” Ramathibodi University Hospital, Bangkok, Thailand, September 16, 2008.

- [54] “Clinical diagnostic with novel medical imaging systems,” at Fraunhofer Institute for Photonic Microsystems, Dresden, Germany, August 18, 2008.
- [55] “Novel biomedical imaging and drug monitoring with micro- and nano-technology,” Tokyo University, Tokyo, Japan, May 19, 2008.
- [56] “MEMS and MOEMS packaging,” Topcon Corporation, Tokyo, Japan, May 19, 2008.
- [57] “Skin imaging technique with a handheld dual-axes confocal microscope,” the International Investigative Dermatology 2008, Kyoto, Japan, May 14, 2008.
- [58] “Real time skin microscopy with confocal microscopy,” the International Society of Biophysics and Imaging of Skin (ISBS) 2008, Seoul, Korea, May 7-10, 2008.
- [59] “Advanced Endoscopy,” the Hong Kong University of Science and Technology (HKUST), Kowloon, Hong Kong, September 5, 2007.
- [60] “MEMS Applications in Biomedical Imaging,” the National Taiwan University (NTU), Taipei, Taiwan, August 17, 2007.
- [61] “MEMS based two-photon microendoscope,” Stanford Photonics Research Center Symposium (SPRC), Stanford CA, September 18-20, 2006.
- [62] “Surface and Bulk Micromachined Two-Dimensional Angular Vertical Comb Actuators Scanner for Endoscopic Ultrahigh Resolution Optical Coherence Tomography Imaging,” at Optical Sciences Center, the University of Arizona, October 8, 2004.

3. Media articles and awards (selected)

- [1] Listed on Times Higher Education Ranking Website as a notable KMITL Alumni (<https://www.timeshighereducation.com/world-university-rankings/king-mongkuts-institute-technology-ladkrabang>)
- [2] Served as a guest news editor for the Nation Newspaper on “World Science Forum looks at bitcoin phenomenon,” December 7, 2017. (<http://www.nationmultimedia.com/detail/Economy/30333359>)
- [3] Won the 2nd prize from the International Contest of Applications in Nano-micro Technology (ICAN) 2017, Beijing, China.

- [4] Press coverage on the Nation Newspaper on “KMITL Engineering Students Win Award,” July 19, 2016. (<http://www.nationmultimedia.com/business/KMITL-ENGINEERING-STUDENTS-WIN-AWARD-30290875.html>)
- [5] Won the 3rd prize from the International Contest of Applications in Nano-micro Technology (ICAN) 2016, Paris, France.
- [6] Served as a guest news editor for the Nation Newspaper on “First Science Leadership Programme for ASEAN,” July 19, 2016. (<http://www.nationmultimedia.com/business/First-Science-Leadership-Programme-for-Asean-30290867.html>)
- [7] Served as a guest news editor for the Nation Newspaper on “The Indispensable Intertwined Ties in the Digital Era,” April 15, 2016. (<http://www.nationmultimedia.com/business/The-indispensable-intertwined-ties-in-the-digital--30283845.html>)
- [8] Won the 3rd prize from the International Contest of Applications in Nano-micro Technology (ICAN) 2015, Anchorage, AK USA.
- [9] Won an excellent paper award from the International Workshop on Image Electronics and Visual Computing (IIEEJ), Samui, Thailand, October 7-10, 2014.
- [10] Awarded Fraunhofer-Bessel Research Award in 2014 from the Alexander von Humboldt Foundation, Germany.
- [11] Interviewed by the Nation Newspaper on “A Classy Way to Success,” February 15, 2014. (<https://www.pressreader.com/thailand/bangkok-post/20140215/283781376785057>)
- [12] Selected by the World Economic Forum (WEF), Switzerland in 2013 to be one of the 40 top young scientists under the age of 40 who plays transformation role in integrating scientific knowledge and technological innovation to improve the state of the world, Dalian, China, September 11-13, 2013.
- [13] Awarded Erasmus Mundus Grant in 2012 from the European Commission to conduct research in France.
- [14] Won the 2nd prize from True Innovation Award, Bangkok, Thailand, December 17, 2012.
- [15] Won outstanding paper award from the 16th International Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems Conference 2011 (Transducers 2011), Beijing, China, June 5-9, 2011.
- [16] Won the 2nd prize in Global Entrepreneurship Competition (GEC), Barcelona, Spain, June 15-16, 2011.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [17]“Microendoscope,” I-inspire Journal, Thailand, May 1, 2011.
- [18]Won the 1st prize Global Social Venture Competition (GSVC) South East Asia, March 3-4, 2011.
- [19]Elected to serve as an executive member of the Global Young Academy (GYA), Berlin, Germany, July 2012.
- [20] Co-founded the Global Young Academy (GYA), Berlin, Germany, February 14-16, 2010 (www.globalyoungacademy.net)
- [21]Press coverage in the Bangkok Post Newspaper on “New Device Gives Early Diagnosis of Cancers,” March 23, 2010. (<https://www.pressreader.com/thailand/bangkok-post/20100323/283467842451622>)
- [22]“MEMS microscope images brains,” Research Highlights in Nature Photonics, Volume 3, October 2009.
- [23]“Intelligent microendoscope,” Chevit-Cheva Channel 3 Program, Thailand, September 30, 2009.
- [24]“Tiniest two-photon MEMS microscope performs Brain Imaging,” an article in Laser Focus World Magazine, USA, August 1, 2009.
- [25]“Cancer Imaging,” an interview on the Bangkok Morning Talk, Thailand, Channel 11, June 19, 2009.
- [26]“Light microscopy for cancer diagnosis,” Matichon Newspaper, Thailand, May 25, 2009
- [27] Press coverage in the Bangkok Post Newspaper on “Novel approach to cancer,” May 20, 2009.
- [28] “Optical microendoscope for cancer detection,” Kao-sod Newspaper, Thailand, April 20, 2009. (<https://www.pressreader.com/thailand/bangkok-post/20090520/282003258383144>)
- [29]“Cancer screening with optical microendoscope,” Nation Weekend Magazine, Thailand, April 16, 2009.
- [30]“Novel imaging instrument for cancer diagnosis,” Matichon Newspaper, Thailand, April 7, 2009.
- [31]“Optical endoscopist,” Health Check Up Channel, Thailand, April 2, 2009.
- [32]“Advance optical microscope for cancer detection,” Dailynews Newspaper, Thailand, March 30, 2009.
- [33]“Novel microendoscope for cancer detection,” Naewna Newspaper, Thailand, March 28, 2009.
- [34]“Cancer diagnosis with endoscopic imaging,” Bangkok Business, Newspaper, Thailand, March 25, 2009.
- [35]“Detect cancer with optical microendoscope,” Manager Newspaper, Thailand, March 25, 2009.

- [36]“Novel microendoscope for early cancer detection,” Thairath Newspaper, Thailand, March 25, 2009.
- [37]“Early detection of cancer with optical microendoscope,” Matichon Newspaper, Thailand, March 25, 2009.
- [38]“Cancer detection with optical microendoscope,” Voice TV, Thailand, March 24, 2009.
- [39]“Innovation that shapes the world,” Bangkok Business Newspaper, Thailand, December 30, 2008.
- [40]“Confocal Microscopy for medical imaging,” an interview on the Bangkok Morning Talk, Channel 11, December 2008.
- [41]“Novel Medical Imaging Instrument,” Bangkok Business Newspaper, Thailand, November 11, 2008.
- [42]“Microtechnology enables endoscopic confocal microscope,” SPIE Newsroom 2007.
- [43]“Creating a microscope that reads minds,” an interview on the American Broadcasting Company (ABC) News, USA, on October 19, 2007. Weblink: <http://abclocal.go.com/kgo/story?section=local&id=5716715>.
- [44]“Microtechnology enables endoscopic confocal microscopy,” in the SPIE Newsroom, USA, October 2006,
- [45]“MEMS-based scanning device facilitates microendoscopy,” an article in Biophotonics International Magazine, September 2006, pp. 27-28. Weblink: <http://pyramidal.stanford.edu/publications/Biophotonics-Sept2006-MEMS.pdf>.
- [46]“Two-dimensional OCT scanner promises *in-situ* diagnosis,” an article in Laser Focus World Magazine, USA, July 2004, pp. 47-48.

4. Patents

- [1] W. Piyawattanametha, “E. coli enumeration with fluorescence technique,” Thai Patent Application 1701006685, filed, December 7, 2017, Patent Pending.
- [2] W. Piyawattanametha, “Integrated wide-field and high-resolution catheter,” Thai Patent Application 1301005583, filed September 2013, Patent Pending.

- [3] N. Khemthongcharoen, W. Piyawattanametha, A. Ruangphacha, S. Rattanavarin, U. Jarujareet, S. Pathumraj, S. Niruthisard, P. Sarapukdee, and R. Jolivot, "Development of a Fluorescence-labeled p16 peptide for cervical cancer screening," Thai Patent Application 1201003486, filed September 2012, Patent Pending.
- [4] S. Rattanavarin, W. Piyawattanametha N. Khemthongcharoen, U. Jarujareet, A. Ruangphacha, and P. Sarapukdee, "Line-scan based dual-axis confocal imaging probe," Thai Patent Application 1201004887, filed September 2012, Patent Pending.
- [5] W. Piyawattanametha, "Multi-spectral dual-axis confocal imaging probe," Thai Patent Application 1101000602, filed April 2011, Patent Pending.

5. Book chapters (selected)

- [1] "Optical MEMS," Intech Book Chapter 2012, Source: Microelectromechanical Systems and Devices, edited by Nazmul Islam, ISBN 978-953-51-0306-6, Hard cover, 480 pages, Publisher: InTech, Published: March 28, 2012.
- [2] "Advances in Bio-Imaging: From Physics to Signal Understanding Issues State-of-the-Art and Challenges," Series: Advances in Intelligent and Soft Computing, Vol. 120, Loménie, Nicolas; Racoceanu, Daniel; Gouaillard, Alexandre (Eds.), 2012, 2012, XXII, 246 p. 129 illus., 84 in color, Softcover, ISBN 978-3-642-25546-5. Weblink: <http://www.springer.com/engineering/computational+intelligence+and+complexity/book/978-3-642-25546-5>.
- [3] "In Vivo Clinical Imaging and Diagnosis," McGraw-Hill Book Chapter 2011, James W Tunnell, ISBN: 9780071626835 0071626832, Publisher: McGraw-Hill 2011.
- [4] "Miniature Dual Axes Confocal Microscope for *Real Time* in vivo Imaging," Intech Book Chapter 2010, Source: Advances in Solid State Circuit Technologies, edited by: Paul K Chu, ISBN: 978-953-307-086-5, Publisher: INTECH, April 2010.
- [5] "Optical MEMS and Nano-Photonics," in *MEMS/NEMS Handbook*, Chinese Science Publishing Company, 2005.

6. Professional membership

- [1] Senior Member of the Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) in 2010.
- [2] Senior Member of the Optical Society of America (OSA) in 2011.
- [3] Senior Member of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineering (SPIE) in 2012.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้