รหัสโครงการ SUT1-107-57-36-02

รายงานการวิจัย

การพัฒนาเทคนิคโทโมกราฟฟีเชิงแสงเพื่อการประยุกต์ทางชีวการแพทย์

(Development of optical tomography techniques for biomedical applications)

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

รหัสโครงการ SUT1-107-57-36-02

รายงานการวิจัย

การพัฒนาเทคนิคโทโมกราฟฟีเชิงแสงเพื่อการประยุกต์ทางชีวการแพทย์

(Development of optical tomography techniques for biomedical applications)

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

ศาสตราจารย์ ดร. ยูโวโน วิดจายา

สาขาวิชาฟิสิกส์

สำนักวิชาวิทยาศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผู้ร่วมวิจัย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พนมศักดิ์ มีมนต์

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ พ.ศ. 2557-2559

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

ธันวาคม 59

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีและสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2557-2559

ทีมวิจัย

ธันวาคม 2559

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทคัดย่อภาษาไทย

ระบบการถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงเลเซอร์ที่เรียกว่า ออพติกคัลโคเฮียเรนซ์โทโมกราฟฟี (Optical Coherence Tomography) หรือ โอซีที (OCT) เป็นเทคโนโลยีการถ่ายภาพสามมิติความเร็วสูงที่สามารถนำไปใช้ในการถ่ายภาพตัดขวางของตัวอย่าง (sample) ชนิดต่างๆ อาทิ เนื้อเยื่อชีวภาพ (biological tissues) และวัสดุโปร่งแสงอื่นๆ (optical transparent materials) โดยสามารถให้ความละเอียดในการถ่ายภาพสูงในระดับไมโครมิเตอร์ (น้อยกว่า 10 ไมครอน) และที่สำคัญคือ เป็นระบบที่ถ่ายภาพโดยใช้แสงอินฟราเรดช่วงสั้น (near infrared หรือ NIR) ซึ่งนอกจากจะทำให้สามารถถ่ายภาพตัดขวางโดยไม่ต้องทำลายวัตถุตัวอย่าง (non-destructive) แล้ว ยังไม่ก่อให้เกิดอันตรายหรือผลข้างเคียงใดๆ ต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิต (non-invasive) อีกด้วย

สำหรับในประเทศไทยเรานั้น โอซีทีถือได้ว่าเป็นเทคโนโลยีที่ค่อนข้างใหม่มาก และต้องพึ่งพาการนำเข้าเทคโนโลยีจากต่างประเทศเท่านั้น ซึ่งทำให้มีมีต้นทุนที่สูงและการบำรุงรักษาหรือการปรับเปลี่ยนระบบให้ทันสมัยอยู่ตลอดเวลายังต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญจากต่างประเทศเป็นหลัก ดังนั้น ทีมวิจัยจึงเล็งเห็นความจำเป็นอย่างยิ่งที่ควรจะมีการศึกษาและพัฒนาองค์ความรู้ในด้านนี้ขึ้นภายในประเทศ ทั้งในด้านในการออกแบบและสร้างระบบถ่ายภาพแบบโอซีทีที่มีประสิทธิภาพและการใช้งานและต้นทุนที่เหมาะสมกับการใช้งานภายในประเทศ รวมถึงให้มีการถ่ายทอดองค์ความรู้ที่ได้ไปสู่วงกว้าง เพื่อส่งเสริมให้มีการพัฒนาที่ต่อเนื่องและสอดรับกับเทคโนโลยีที่เปลี่ยนไปอย่างรวดเร็วอยู่ตลอดเวลา ซึ่งการพัฒนาระบบโอซีทีขึ้นใช้เอง นอกจากจะทำให้สามารถเค้นเอาสมรรถภาพสูงสุดของเครื่องออกมาใช้แล้ว ยังให้ความยืดหยุ่นในการดัดแปลงและเพิ่มเติมระบบในภายหลังเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและฟังก์ชันในการทำงานของเครื่องให้ดียิ่งขึ้น

ด้วยเหตุผลดังกล่าวข้างต้น ผู้วิจัยจึงได้ดำเนินการศึกษาและพัฒนาระบบต้นแบบ เทคนิค และวิธีการเชิงแสงของระบบถ่ายภาพตัดขวางแบบโอซีทีตั้งแต่ในระดับห้องปฏิบัติการ และได้พัฒนาอย่างต่อเนื่องจนนำไปสู่ต้นแบบเพื่อใช้งานในระดับภาคสนาม ทั้งยังวางแผนให้มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องเพื่อนำไปสู่ระบบต้นแบบที่สามารถนำไปใช้งานได้ในระดับคลินิกหรือระดับโรงพยาบาลต่อไปในอนาคต ทั้งนี้ ได้เน้นการพัฒนาฟังชันก์การทำงานและประสิทธิภาพของระบบให้ทัดเทียมกับระบบโอซีทีที่ใช้ในวงการวิจัยในต่างประเทศ ซึ่งต้นแบบระดับปฏิบัติการที่พัฒนาขึ้น ได้ถูกนำไปทดลองใช้ในการสนับสนุนงานวิจัยทางชีววิทยา ชีวการแพทย์ และงานวิจัยทางด้านอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ซึ่งนำไปสู่ความร่วมมือด้านงานวิจัยระดับสูงและการพัฒนาอย่างยั่งยืนทางด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีของชาติต่อไป

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ

Optical coherence tomography or OCT is an imaging technology that is capable of high-speed three-dimensional cross-sectional imaging of samples, such as biological samples as well as other transparent media, at high resolution (e.g. less than 10 microns). Most importantly, OCT uses near infrared light for imaging, which is non-destructive and non-invasive to biological samples.

In Thailand, OCT is a relatively new technology that must be imported at high cost, like most of other medical imaging systems. In addition, the lack of experts in the field makes it difficult to modify for other related applications or even to maintain the performance of the system. Therefore, we believe that the study and development of our own technology as well as building a laboratory prototype will allow us to have OCT system that suit to our application at relatively low cost. The custom developed OCT prototype will also allow us to further modify the system to fit the need of applying OCT to other related research fields that are specific to our region.

This project aims to develop OCT prototype and develop knowledge on design, implementation, and characterization of a high-performance OCT system. The prototype will be continuously developed to reach a field prototype that can be used in clinics or hospital in the future. The system is designed and built aiming for better performance than most commercial OCT system but at lower cost. The developed prototype will be available for other researchers, aiming for but not limited to biomedical research fields. The laboratory will also be used to train students and other researchers in related fields. We believe that this kind of research and practice will lead to self-sufficient and sustainable science and technology development of the country.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ

กิตติกรรมประกาศ ..... ก
บทคัดย่อภาษาไทย ..... ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... ค
สารบัญ ..... ง
สารบัญรูปภาพ ..... จ
บทที่ 1. บทนำ 1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย 1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย 3
1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย 3
บทที่ 2. วิธีดำเนินการวิจัย 5
2.1 การทบทวนวรรณกรรม (reviewed literature) 5
2.2 วิธีการดำเนินการวิจัย 7
บทที่ 3. ผลการดำเนินงานวิจัย 16
3.1 คุณสมบัติของระบบต้นแบบ 16
3.2 หลักการทำงานของระบบต้นแบบ 19
3.3 ประสิทธิภาพของระบบ 23
3.4 ตัวอย่างการประยุกต์ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัยด้านต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง 23
3.4.1 การตรวจติดตามผลของสารพิษในน้ำต่ออวัยวะภายในของสัตว์น้ำ 23
3.4.2 การถ่ายภาพสามมิติของโครงสร้างภายในของตัวอ่อนในไข่มดแดง 26
3.4.3 การติดตามการก่อตัวของไบโอฟิล์มบนผิวโลหะ 28
3.4.4 การถ่ายภาพโครงสร้างในสามมิติภายใต้ชั้นผิวหนัง 30
บทที่ 4. สรุปผลการวิจัย 32
4.1 สรุปรวมผลงานวิจัย 32
4.2 ผลผลิตของงานวิจัย 34
4.3 การเผยแพร่ผลงานวิจัยของโครงการ 35
4.4 การศึกษาวิจัยเพิ่มเติม 36
บรรณานุกรม 38
ประวัตินักวิจัย 41

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1 แผนผังโครงสร้างโดยรวมของระบบต้นแบบ....8
รูปที่ 2.2 ภาพถ่ายระบบต้นแบบในระยะที่ 1 9
รูปที่ 2.3 แสดงขั้นตอนการวัดค่าแต่ละจุดบน MTF curve[26]....10
รูปที่ 2.4 ภาพถ่ายระบบต้นแบบในระยะที่ 2 11
รูปที่ 2.5 ต้นแบบหัวถ่ายภาพในโหมดแนวตั้ง หรือโหมดกล้องจุลทรรศน์ 12
รูปที่ 2.6 ภาพหน้าจอโปรแกรมแล็บวิวเพื่อควบคุมการถ่ายภาพและการประมวลผลสัญญาณภาพ....13
รูปที่ 2.7 ภาพถ่ายต้นแบบภาคสนาม สามารถใช้งานนอกห้องปฏิบัติการได้....14
รูปที่ 3.1 ภาพถ่ายระบบต้นแบบ (a) และ (b) โหมดถ่ายภาพในแนวตั้ง หรือ โหมดกล้องจุลทรรศน์ (c), (d) และ (e) โหมดถ่ายภาพในแนวระนาบ 17
รูปที่ 3.2 ตัวอย่างภาพ OCT แบบปกติซึ่งจะแสดงโครงสร้างสามมิติของชิ้นตัวอย่าง....18
รูปที่ 3.3 ตัวอย่างภาพ OCT แบบด็อปเปลอร์ (Doppler image) แสดงตำแหน่ง ทิศทาง และความเร็วของการไหลภายใต้พื้นผิวของชิ้นตัวอย่างแบบสามมิติ[27]....19
รูปที่ 3.4 การออกแบบและสร้างระบบหัวถ่ายภาพ....21
รูปที่ 3.5 การออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูง....22
รูปที่ 3.6 แสดงบางส่วนของตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของ ครีบปลา ตับปลา และไตปลา (ตามลำดับจากบนลงล่าง) ที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ เพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นของการศึกษาการเปลี่ยนแปลงเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต อันเป็นผลจากการปนเปื้อนของสารมลพิษทางน้ำ....24
รูปที่ 3.7 ตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของส่วนต่างๆ ของกุ้งฝอยที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ ได้แก่ ภาพ (a) ส่วนดวงตา (b) ส่วนบริเวณเหงือก (c) ส่วนบริเวณโคนหาง และ (d) เป็นภาพถ่ายของกุ้งตัวอย่าง....25
รูปที่ 3.8 ตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของเหงือกกุ้งที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ ซึ่งเป็นอวัยวะแรกๆ ที่จะได้รับผลกระทบจากสารพิษปนเปื้อน โดยภาพ (c) เป็นตัวอย่างภาพตัดขวางสองมิติ และ (d-h) เป็นภาพสองมิติในระนาบเดียวกับภาพที่มองจากกล้องจุลทรรศน์ ซึ่งได้จากภาพถ่ายสามมิติที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ ซึ่งมีความแตกต่างจากภาพจากกล้องจุลทรรศน์ปกติ เนื่องจากสามารถเลือกดูภาพได้ที่ความลึกต่างๆ จากผิวเปลือกกุ้ง....26
รูปที่ 3.9 ตัวอย่างของการถ่ายภาพสามมิติด้วยระบบต้นแบบ OCT เพื่อศึกษาโครงสร้างสามมิติของตัวอ่อนภายในไข่มดแดง โดยไม่มีการผ่าตัดชิ้นตัวอย่าง....27
รูปที่ 3.10 เทคนิคการวิเคราะห์ภาพจากข้อมูลสามมิติของตัวอ่อนที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ โดย (a-d) เป็นภาพตัดในแนวระนาบ x-y (e-f) เป็นภาพตัดขวางตามแนวความลึก (ระนาบ x-z)....28
รูปที่ 3.11 ตัวอย่างการถ่ายภาพไบโอฟิล์มโดยไม่ต้องนำชิ้นตัวอย่างออกจากระบบเพาะเลี้ยง....29

รูปที่ 3.12 ตัวอย่างภาพถ่ายตัดขวางของไบโอฟิล์มที่ก่อตัวบนผิวของแผ่นทองแดงและสังกะสีที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบเป็นเวลาต่อเนื่อง 14 วัน 29
รูปที่ 3.13 ตัวอย่างการวิเคราะห์การกระจายความหนาของไบโอฟิล์มบนผิวทองแดงและสังกะสี ซึ่งวัดได้จากข้อมูลภาพสามมิติที่บันทึกโดยระบบต้นแบบ 30
รูปที่ 3.14 ตัวอย่างภาพถ่ายสามมิติของผิวหนังบริเวณฝ่ามือที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ 31
รูปที่ 3.15 ตัวอย่างภาพถ่ายสามมิติของผิวหนังบริเวณแก้มที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ 31

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 1. บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

ระบบการถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงเลเซอร์ที่เรียกว่า ออพติกคัลโคเฮียเรนซ์โทโมกราฟฟี (Optical Coherence Tomography) หรือ โอซีที (OCT)[1] เป็นอีกหนึ่งนวัตกรรมของเทคโนโลยีภาพถ่ายทางการแพทย์ที่ประกอบไปด้วย (1) ความสามารถในการถ่ายภาพสามมิติที่ให้ความละเอียด (Resolution) ต่อพิกเซลในระดับไมโครมิเตอร์[2] (2) ความไวในการตรวจจับสัญญาณที่มีขนาดเล็กมากๆ (Sensitivity)[3] (3) ความเร็วในการถ่ายภาพที่สูงกว่า 100 ภาพต่อวินาที[4,5] (4) ความสามารถในการถ่ายภาพตัดขวางโดยไม่ต้องทำลายชิ้นตัวอย่าง (Non-destructive) และ (5) เป็นระบบที่ถ่ายภาพโดยใช้แสงอินฟราเรดช่วงสั้น (Near Infrared หรือ NIR) ซึ่งไม่ก่อให้เกิดอันตรายหรือผลข้างเคียงใดๆ ต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิต (Non-invasive)[6]

จนถึงปัจจุบัน OCT ได้รับการพิสูจน์และเป็นที่ยอมรับโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจากทั่วโลกแล้วว่า เป็นเทคโนโลยีที่สามารถใช้ประโยชน์ในการถ่ายภาพเพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยทางการแพทย์ได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในวงการจักษุแพทย์ ซึ่ง OCT ได้ถูกนำไปใช้ในการถ่ายภาพสามมิติของจอประสาทตา เพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับตาหลายๆ ชนิด ได้อย่างมีประสิทธิภาพแม้ในระยะเริ่มต้น (early detection) เช่น โรคต้อหิน และโรคตาเสื่อมในผู้ป่วยเบาหวานและในผู้สูงอายุ เป็นต้น[7-10] ซึ่งโรคเหล่านี้มักจะไม่แสดงอาการที่ชัดเจนและยากต่อการตรวจพบได้ในระยะเริ่มต้น ซึ่งเป็นระยะที่สามารถรักษาให้หายได้หากมีการตรวจพบอย่างทันท่วงที ในทางกลับกันหากปล่อยให้ลุกลาม ก็จะนำไปสู่ภาวะตาบอดอย่างถาวรได้ อีกทั้ง ยังมีงานวิจัยใหม่ๆ อย่างต่อเนื่อง ในการประยุกต์ OCT ในชีวการแพทย์ด้านอื่นๆ อาทิ การถ่ายภาพกระจกตา การถ่ายภาพเลนส์ตา การถ่ายภาพผิวหนังและการตรวจวัดระบบไหลเวียนโลหิตภายใต้ผิวหนัง การติดตามพัฒนาการของตัวอ่อนด้วยภาพถ่ายสามมิติ การติดตามการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อวิศวกรรมในระบบเลี้ยง และการวัดและแยกแยะความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อชีวภาพ เป็นต้น

ทั้งนี้ ในประเทศไทยเรานั้น ก็ได้เล็งเห็นความสำคัญและได้เริ่มมีการนำ OCT มาใช้ในการตรวจติดตามความผิดปกติที่เกี่ยวกับตาบ้างแล้ว หากแต่ยังจำกัดอยู่ในวงแคบ เนื่องจากเป็นเทคโนโลยีใหม่ ซึ่งต้องอาศัยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการใช้งานตลอดถึงการตีความผลจากภาพที่ได้ และสาเหตุหลักอีกอย่างหนึ่งก็คือ ระบบ OCT เชิงพาณิชย์ (commercial OCT) ที่มีขายในปัจจุบันมีราคาที่ค่อนข้างสูง อันสืบเนื่องมาจากเป็นเทคโนโลยีที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ทั้งในแง่ของต้นทุนในระยะสั้น เช่น ราคาต่อเครื่องที่สูง และต้นทุนในระยะยาว เช่น การบำรุงรักษา และการปรับปรุงหรือปรับเปลี่ยนให้ทันสมัย ซึ่งต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ อีกทั้งระบบถ่ายภาพจอประสาทตาแบบ OCT ที่นำเข้ามานั้น ไม่สามารถดัดแปลงหรือประยุกต์ในงานด้านอื่นๆ ดังอธิบายข้างต้น เนื่องจากมีระบบการสแกนลำแสงที่แตกต่างกัน ดังนั้น จึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีการศึกษาและพัฒนาองค์ความรู้ในการออกแบบและสร้างระบบ OCT ที่มีประสิทธิภาพทัดเทียมกับงานวิจัยใน

ต่างประเทศ เพื่อให้สามารถประยุกต์ใช้ในงานวิจัยทางชีวการแพทย์ได้หลากหลาย รวมถึงให้มีการถ่ายทอดองค์ความรู้ที่ได้ไปสู่วงกว้าง เพื่อส่งเสริมให้มีการพัฒนาที่ต่อเนื่องและสอดรับกับเทคโนโลยีที่เปลี่ยนไปอย่างรวดเร็วอยู่ตลอดเวลา การพัฒนาระบบ OCT ขึ้นใช้เอง นอกจากจะทำให้สามารถเค้นเอาสมรรถภาพสูงสุดของเครื่องออกมาใช้แล้ว ยังให้ความยืดหยุ่นในการดัดแปลงและต่อเติมในภายหลัง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและฟังก์ชันในการทำงานของเครื่องให้ดียิ่งๆ ขึ้นไป

โครงการนี้ได้พัฒนาระบบต้นแบบและเทคนิควิธีการเชิงแสงของระบบถ่ายภาพแบบ OCT ในระดับห้องปฏิบัติการเพื่อการประยุกต์ใช้ในงานวินิจฉัยทางการแพทย์ โดยเน้นการพัฒนาฟังชันก์การทำงานและประสิทธิภาพของระบบให้ทัดเทียมกับระบบ OCT ที่ใช้ในวงการวิจัยในต่างประเทศ ซึ่งจะสามารถนำไปใช้ในการสนับสนุนงานวิจัยทางชีวการแพทย์ และงานวิจัยทางด้านอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ทั้งนี้ยังรวมถึงการพัฒนาไปสู่ระบบต้นแบบที่สามารถนำไปใช้งานได้ในระดับคลินิกหรือระดับโรงพยาบาลต่อไปในอนาคต โดยสามารถให้เป็นไปในลักษณะของความร่วมมือระหว่างทีมผู้ใช้งาน (User) และทีมพัฒนาต้นแบบ (Developer) เพื่อส่งเสริมให้ระบบที่พัฒนาขึ้นมีประสิทธิภาพที่สูงยิ่งๆ ขึ้นไป ซึ่งผลสำเร็จของระบบต้นแบบในระยะต้นยังสามารถนำไปใช้ในการฝึกอบรมและให้ความรู้ทางเทคนิคแก่นักศึกษาและนักวิจัยในสาขาต่างๆ ที่สนใจ เช่น ด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์ ด้านชีวภาพ ด้านการเกษตร ด้านเคมี ด้านการศึกษาคุณสมบัติของวัสดุ รวมถึงด้านวิศวกรรมการออกแบบระบบและซอฟแวร์ประมวลผล เป็นต้น เพื่อเป็นการกระจายองค์ความรู้ไปสู่วงกว้าง ซึ่งจะนำไปสู่การพัฒนาที่พอเพียงและยั่งยืนทางด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีของชาติต่อไปในอนาคต

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1) เพื่อพัฒนาองค์ความรู้ด้านระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงเลเซอร์ชนิด OCT และการประยุกต์ใช้เพื่อประโยชน์ทางชีววิทยา การแพทย์ และการเกษตร
2) เพื่อพัฒนาต้นแบบเทคนิคการถ่ายภาพสามมิติของตัวอย่างทางชีวภาพชนิดต่างๆ โดยใช้ OCT
3) เพื่อใช้ระบบต้นแบบที่ได้ในการพัฒนาเทคนิคใหม่ของการวิเคราะห์และติดตามความผิดปกติของเนื้อเยื่อชีวภาพ
4) เพื่อเป็นการให้ความรู้และฝึกฝนทักษะแก่นักศึกษาในการออกแบบและสร้างระบบเชิงแสงเพื่อใช้ในงานวิจัยทางชีวการแพทย์
5) เพื่อใช้ระบบที่พัฒนาขึ้น เป็นสื่อในการฝึกอบรมและให้ความรู้เกี่ยวกับระบบถ่ายภาพตัดขวางเชิงแสงแบบ OCT แก่นักศึกษา บุคคลทั่วไป และองค์กรอื่นๆ ที่สนใจ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการวิจัยและพัฒนาองค์ความรู้ด้านเทคนิคและวิธีการเชิงแสงเพื่อการประยุกต์ใช้ระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงเลเซอร์ชนิด OCT โดยเน้นการเทคนิคที่ใช้ประโยชน์ได้ในทางชีววิทยา การแพทย์ และการเกษตร ซึ่งแบ่งออกเป็นสามส่วนไหญ่ ได้แก่

1) การศึกษา ค้นคว้า ทางทฤษฎี ซึ่งรวมถึงการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และการพัฒนาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์และแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์
2) การออกแบบและพัฒนาระบบการทดลองในระดับห้องปฏิบัติการเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของเทคนิคและวิธีการที่ได้
3) การพัฒนาระบบต้นแบบเพื่อการใช้งานจริงหรือเสมือนจริงในระดับห้องปฏิบัติการเพื่อพัฒนาไปสู่ระบบต้นแบบเพื่อการใช้งานภาคสนามต่อไป

และมีขอบเขตของระบบต้นแบบดังนี้

1) แหล่งกำเนิดแสงแบบ super luminescent diode ปล่อยแสงอินฟราเรดในช่วง 800-900 นาโนเมตร กำลังแสงส่งออก 10 mW
2) ออกแบบและสร้างระบบการแทรกสอดแสงขึ้นเองในห้องปฏิบัติการ
3) ออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงโดยใช้เซ็นเซอร์แสงแบบแถวเดียวชนิด CMOS เพื่อตรวจจับสัญญาณสเปคตรัม
4) ความละเอียดของการถ่ายภาพในสามมิติอยู่ในช่วง 10-20 ไมโครเมตร
5) ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมเพื่อการควบคุมการสแกนลำแสง การบันทึกสัญญาณ การประมวลผลสัญญาณ และส่วนติดต่อกับผู้ใช้ โดยโปรแกรมแล็บวิว (Labview)

1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย

ผลสำเร็จที่ได้หลังจากเสร็จสิ้นโครงการงานวิจัยนี้คือ ต้นแบบภาคสนามของระบบถ่ายภาพแบบสามมิติด้วยแสงอินฟราเรด ซึ่งสามารถถ่ายภาพตัวอย่างทางชีวภาพได้ที่ความเร็วสูงกว่า 100 ภาพต่อวินาที มีความละเอียดของการถ่ายภาพในระดับ 10-15 ไมโครมิเตอร์ และสามารถถ่ายภาพแบบสามมิติได้ภายในเวลาไม่ถึง 10 วินาที ซึ่งปัจจุบันระบบต้นแบบดังกล่าวตั้งอยู่ ณ ห้องปฏิบัติการเชิงแสงของสาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี และได้เริ่มเปิดโอกาสให้นักวิจัยในสาขาวิชาต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง ได้เข้ามาศึกษาดูงานและประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์ตัวอย่างทางชีวภาพบ้างแล้ว อาทิ การตรวจติดตามผลกระทบของโลหะหนักที่เจือปนในแหล่งน้ำต่ออวัยวะภายในของกุ้งฝอย การวิเคราะห์โครงสร้างสามมิติของตัวอ่อนในไข่มดแดง และการวิเคราะห์โครงสร้างสามมิติของชั้นผิวหนังมนุษย์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

นอกจากนี้ ผลของงานวิจัยครั้งนี้ได้ถูกนำไปเผยแพร่ในงานประชุมเชิงวิชาการระดับชาติและระดับนานาชาติรวม 4 ครั้ง รวมถึงมีการตีพิมพ์เผยแพร่ผลงานวิจัยในรูปแบบบทความเต็มแล้ว 3 บทความ (รายละเอียดดังภาคภนวก ก) และได้รับรางวัลสภาวิจัยแห่งชาติ รางวัลสิ่งประดิษฐ์คิดค้น ระดับดีมาก ประจำปี 2559 สาขาวิทยาศาสตร์กายภาพและคณิตศาสตร์ อีกทั้ง ระบบต้นแบบเชิงปฏิบัติการที่พัฒนาขึ้นจากผลของงานวิจัยครั้งนี้ จะได้ถูกนำไปพัฒนาต่อเนื่องเพื่อเพิ่มความสามารถในการวิเคราะห์คุณสมบัติด้านต่างๆ ของเนื่อเยื่อชีวภาพ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัยความผิดปกติของเนื้อเยื่อได้ อาทิ การวัดคุณสมบัติความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อ การวัดอัตราการไหลของระบบเส้นเลือดฝอยภายใต้ชั้นผิวหนัง และการวัดคุณสมบัติของเนื้อเยื่อที่เป็นเส้นใย รวมถึงการปรับปรุงระบบต้นแบบให้มีประสิทธิภาพยิ่งๆ ขึ้นไปจนสามารถนำไปสู่การใช้งานในระดับคลินิคต่อไปในในอนาคต

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 2. วิธีดำเนินการวิจัย

2.1 การทบทวนวรรณกรรม (reviewed literature)

Optical Coherence Tomography (OCT) ถือได้ว่าเป็นเทคโนโลยีใหม่ที่ถูกคิดค้นขึ้นในปี ค.ศ. 1991 โดยทีมนักวิจัยของ MIT ซึ่งนำทีมโดย James Fujimoto [1] OCT เป็นเทคนิคของการถ่ายภาพตัดขวาง (tomography) โดยอาศัยคุณสมบัติ low temporal coherence ของคลื่นแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นแบบกว้าง (broadband light source) [11] ในปัจจุบัน OCT ได้รับการพัฒนาอย่างรวดเร็ว และได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้านต่างๆ อย่างแพร่หลาย เช่น ด้านการแพทย์[12-14] ด้านชีววิทยา[15-17] ด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ [18] และด้านการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ [19,20] เป็นต้น

หลักการทำงานของ OCT สามารถอธิบายโดยสังเขปได้ดังนี้ แสงจาก broadband laser จะถูกลำเลียงเข้าสู่ระบบการแทรกสอดของแสง ซึ่งโดยทั่วไปจะเป็นระบบแทรกสอดแบบไมเคลสัน (Michelson interferometer) ในระบบแทรกสอดแสงไมเคลสัน แสงจากแหล่งกำเนิดจะถูกแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกเป็นแสงอ้างอิง (reference beam) ซึ่งจะถูกสะท้อนกลับด้วยกระจก (reference mirror) และลำเลียงต่อไปยังอุปกรณ์ตรวจวัดความเข้มแสง (photodetector) ที่เอาท์พุตของระบบแทรกสอด แสงส่วนที่สองจะถูกโฟกัสด้วยเลนส์ไปยังตัวอย่างที่ต้องการถ่ายภาพ ซึ่งเลนส์ตัวเดียวกันนี้ก็จะทำหน้าที่ในการรับสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจากตัวอย่าง (backscattering light) ซึ่งเกิดจากความไม่สม่ำเสมอของค่าดัชนีหักเหของแสงที่ตำแหน่งต่างๆ ในชิ้นตัวอย่าง (refractive index variation) แสงสะท้อนจากตัวอย่างจะถูกแทรกสอดกับแสงอ้างอิง โดยการเลื่อนตำแหน่งของกระจกใน reference arm เป็นระยะทางที่ต้องการวัด ภาพตัดขวางของตัวอย่างสร้างจากแอมปลิจูดที่แตกต่างกันของการสะท้อนที่ความลึกต่างๆ จากผิวของตัวอย่าง [21] ระบบ OCT ที่มีการสแกนของ reference beam แบบนี้ เรียกว่า Time Domain OCT (TD-OCT) ซึ่งมีข้อจำกัดในด้านของความเร็วในการถ่ายภาพ

ในเวลาต่อมา ได้มีการนำเอาความรู้เกี่ยวกับการแทรกสอดในโดเมนความถี่ [22] มาประยุกต์ใช้กับ OCT เรียกว่า Frequency Domain OCT (FD-OCT) หรือ Spectral Domain OCT (SD-OCT) [23] FD-OCT บันทึกค่าสัญญาณ spectral interference ที่เอาต์พุทของ interferometer ซึ่งมีจุดเด่นก็คือ ความไวต่อสัญญาณ และความเร็วของการวัด เนื่องจากไม่ต้องมีการสแกนของ reference beam อีกต่อไป [3,24,25] FD-OCT สร้างภาพตัดขวางของตัวอย่างโดยการฉายแสงเลเซอร์ชนิด broadband ให้ไปตกกระทบลงบนผิวตัวอย่าง (sample) แล้ววัดสัญญาณ spectral interference ระหว่างสัญญาณที่สะท้อนมาจากตัวอย่างและแสงอ้างอิง ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้สเปคโตรมิเตอร์เชิงแสง (optical spectrometer) ซึ่งเมื่อนำไปผ่านการแปลงแบบฟูริเยร์แล้วจะได้สัญญาณเชิงเส้นในโดเมนพื้นที่ (spatial domain) ที่เทียบได้กับความสามารถในการสะท้อนที่ระดับความลึกต่างๆ (depth-resolved reflectivity profile) ภายใต้พื้นผิวของตัวอย่าง เมื่อ

ประกอบกับการสแกนลำแสงในแนวขนานกับพื้นผิวตัวอย่าง (lateral scan) แล้ว ก็จะสามารถสร้างภาพตัดขวางในแบบ 2 มิติ และสามมิติได้ [21]

จนถึงปัจจุบัน OCT ได้รับการพิสูจน์และเป็นที่ยอมรับโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจำนวนมากจากทั่วโลกแล้วว่า เป็นเทคโนโลยีที่สามารถใช้ประโยชน์ในการถ่ายภาพเพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยทางการแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ อาทิ วงการจักษุแพทย์ แพทย์หัวใจ และแพทย์ผิวหนัง เป็นต้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในวงการจักษุแพทย์ ซึ่ง OCT ได้ถูกนำไปใช้ในการถ่ายภาพสามมิติของจอประสาทตา เพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับตาหลายๆ ชนิดแม้ในระยะเริ่มต้น (early detection) เช่น โรคต้อกระจก โรคต้อหิน และโรคตาเสื่อมในผู้ป่วยเบาหวานและในผู้สูงอายุ เป็นต้น ซึ่งโรคเหล่านี้มักจะไม่แสดงอาการที่ชัดเจนและยากต่อการตรวจพบได้ในระยะเริ่มต้นด้วยวิธีการอื่นๆ ซึ่งเป็นระยะที่สามารถรักษาให้หายได้หากมีการตรวจพบอย่างทันท่วงที ในทางกลับกันหากปล่อยให้ลุกลาม ก็จะนำไปสู่ภาวะตาบอดอย่างถาวรได้

ในประเทศไทยเรานั้น ก็ได้มีจักษุคลินิกหลายๆ แห่ง ที่เล็งเห็นความสำคัญและได้ริเริ่มนำเอา OCT เข้ามาใช้ในการประกอบการตรวจติดตามความผิดปกติของจอประสาทตาอยู่บ้าง อย่างไรก็ตาม ด้วย OCT ถือได้ว่าเป็นเทคโนโลยีที่ค่อนข้างใหม่ และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ทำให้มีต้นทุนที่สูง ทั้งในแง่ของต้นทุนในระยะสั้น เช่น ราคาต่อเครื่อง โดยมีราคาเริ่มต้นโดยประมาณอยู่ที่ 4-5 ล้านบาทขึ้นไป และต้นทุนในระยะยาว เช่น การบำรุงรักษา และการปรับปรุงหรือการปรับเปลี่ยนระบบให้ทันสมัยอยู่ตลอดเวลา ซึ่งต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ อีกทั้ง ระบบ OCT เชิงพาณิชย์ที่นำเข้ามาส่วนใหญ่ ถูกออกแบบมาเพื่องานถ่ายภาพจอประสาทตาโดยเฉพาะ ทำให้ขาดความยืดหยุ่นในการดัดแปลงและการปรับปรุงหรือปรับเปลี่ยนให้ทันสมัยและสอดรับกับเทคโนโลยีที่เปลี่ยนไปอย่างรวดเร็วอยู่ตลอดเวลา ซึ่งต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ นอกจากนี้ ยังทำให้ไม่สามารถดัดแปลงระบบเพื่อการประยุกต์ในงานวิจัยด้านอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องและเหมาะสมได้

ดังนั้นจึงเป็นการจำเป็นอย่างยิ่งที่ควรจะมีการศึกษาและพัฒนาองค์ความรู้ภายในประเทศ ในการออกแบบและสร้างระบบถ่ายภาพแบบ OCT ที่มีประสิทธิภาพและการใช้งานและต้นทุนที่เหมาะสมกับการใช้งานภายในประเทศ รวมถึงให้มีการถ่ายทอดองค์ความรู้ที่ได้ไปสู่วงกว้าง เพื่อส่งเสริมให้มีการพัฒนาที่ต่อเนื่องและสอดรับกับเทคโนโลยีที่เปลี่ยนไปอย่างรวดเร็วอยู่ตลอดเวลา ซึ่งการพัฒนาระบบ OCT ขึ้นใช้เอง นอกจากจะทำให้สามารถเค้นเอาสมรรถภาพสูงสุดของเครื่องออกมาใช้แล้ว ยังให้ความยืดหยุ่นในการดัดแปลงและต่อเติมในภายหลัง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและฟังก์ชันในการทำงานของเครื่องให้ดียิ่งๆ ขึ้นไป

เป้าหมายหลักของงานวิจัยนี้ คือการสร้างระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติ OCT ในระดับห้องปฏิบัติการในปีที่หนึ่ง และพัฒนาปรับปรุงศักยภาพของระบบอย่างต่อเนื่องในปีที่สองและสาม จนนำไปสู่ต้นแบบในระดับภาคสนาม รวมถึงจะได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องหลังจบโครงการ เพื่อนำไปสู่ระบบที่สามารถใช้งานได้ในห้องตรวจของโรงพยาบาลหรือคลินิกเฉพาะทางในอนาคตอันใกล้ ซึ่งระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นได้รับการออกแบบให้ปรับเปลี่ยนใช้งานได้หลากหลายภายในระบบเดียว สามารถใช้งานได้ทั้งแบบ

กล้องจุลทรรศน์ และแบบการถ่ายภาพกระจกตา จอประสาทตา และผิวหน้า รวมถึงการพัฒนาโพรบแบบมือถือเพื่อการถ่ายภาพผิวหนังส่วนอื่นๆ ในอนาคตอีกด้วย

ยิ่งไปกว่านั้น ทีมผู้ประดิษฐ์ยังได้ออกแบบระบบให้มีสมรรถนะในด้านความเร็วและความละเอียดในการถ่ายภาพที่ทัดเทียมกับระบบที่ใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศ ในขณะเดียวกันก็มุ่งเน้นการออกแบบและเลือกใช้วัสดุส่วนประกอบต่างๆ ให้มีต้นทุนการผลิตที่ต่ำกว่าเครื่อง commercial OCT ที่มีการนำเข้ามาจากต่างประเทศ ทั้งนี้ คาดว่าต้นทุนการผลิตยังสามารถปรับลดลงได้อีกมากหากพัฒนาไปสู่การผลิตจำนวนมากๆ ซึ่งจะทำให้สามารถกระจายเทคโนโลยีไปสู่กลุ่มวิจัยหรือหน่วยงานอื่นๆ ที่สนใจได้อีกด้วย

อีกทั้ง ระบบที่พัฒนาขึ้นยังจะสามารถนำไปพัฒนาและปรับปรุงในส่วนของเทคนิคขั้นสูงของการถ่ายภาพและการประมวลผลข้อมูลต่อไป เช่น การวิเคราะห์ความผิดปกติของความหนาของชั้นจอประสาทตา ความผิดปกติของระบบเส้นเลือดฝอยบนจอประสาทตา และความผิดปกติของกระจกตา เป็นต้น เพื่อนำไปสู่การประยุกต์ในงานด้านสาธารณสุขของประเทศ เช่น การตรวจติดตามและเฝ้าระวังความผิดปกติทางตาและจอประสาทตาในผู้สูงอายุและผู้ป่วยเบาหวาน เป็นต้น

การพัฒนาองค์ความรู้ในการออกแบบและสร้างระบบต้นแบบ OCT ขึ้นเอง นอกจากจะได้ระบบ OCT ที่มีประสิทธิภาพและมีความยืดหยุ่นในการปรับเปลี่ยนให้เข้ากับงานวิจัยเฉพาะทางด้านต่างๆ แล้ว ยังเป็นการให้ความรู้ และฝึกฝนทักษะ ความชำนาญในการออกแบบและสร้างอุปกรณ์เชิงแสง แก่นักศึกษาผู้มีส่วนเกี่ยวข้องเพื่อนำความรู้และทักษะที่ได้ไปประยุกต์ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์เชิงแสงอื่นๆ ต่อไปในอนาคต ซึ่งจะส่งผลดีต่อการพัฒนาทั้งทางเศรษฐกิจและเทคโนโลยีของประเทศในระยะยาวต่อไป

2.2 วิธีการดำเนินการวิจัย

โครงการนี้เป็นการวิจัยเชิงปฏิบัติการ โดยได้แบ่งระยะเวลาของการดำเนินงานออกได้เป็น 3 ปี ดังนี้

13.1 การดำเนินงานในปีที่ 1

เป็นในรูปแบบของการศึกษาและค้นคว้าทางทฤษฎี ซึ่งรวมถึงการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และนำองค์ความรู้ที่ได้มาปรับปรุงและพัฒนาเพื่อนำไปสู่การออกแบบและสร้างเป็นต้นแบบระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการทดลอง การพัฒนาเชิงฮาร์ดแวร์เพื่อพัฒนาประสิทธิภาพของระบบต้นแบบ เช่น ความสามารถในการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity), สเถียรภาพของระบบ (stability), ความละเอียดของการถ่ายภาพ (resolution), และความเร็วในการถ่ายภาพ (speed) รวมถึงการพัฒนาระบบประมวลสัญญาณ เพื่อเพิ่มขีดความสามารถของต้นแบบ ในการนำไปใช้ในงานวิจัยด้านการแพทย์และด้านชีววิทยา เพื่อการตรวจติดตามและวินิจฉัยความผิดปกติของเนื้อเยื่อมีชีวิต

ระบบ OCT ที่พัฒนาขึ้นมาในโครงการนี้ เป็นระบบที่มีหลักการทำงานแบบ FD-OCT ซึ่งเป็นระบบที่สร้างภาพตัดขวางของตัวอย่างโดยการฉายแสง broadband laser ที่ความยาวคลื่นในช่วง near infrared (NIR) โดยใช้ระบบแทรกสอดแสงในใยแก้วแบบไมเคลสัน (fiber-based Michelson interferometer) และ

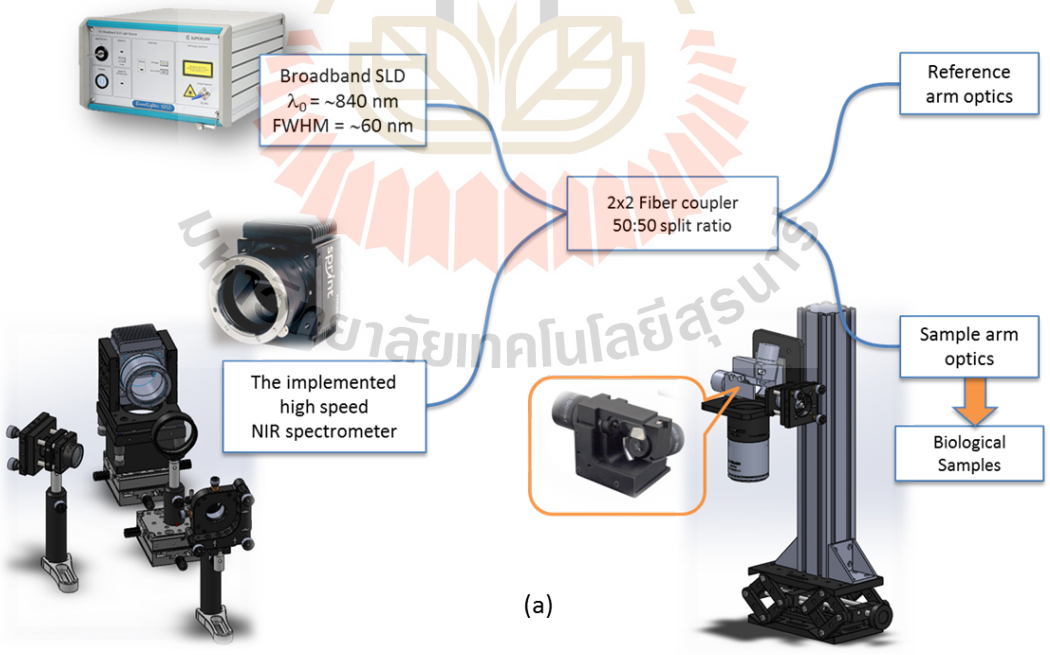
การตรวจจับสัญญาณ spectral interference ด้วย grating based optical spectrometer โดยมุ่งออกแบบให้มีทั้งความเร็วและความละเอียดในการถ่ายภาพที่สูง ในต้นทุนการสร้างที่ต่ำเมื่อเทียบกับระบบเชิงพานิชในปัจจุบัน โดยสามารถแยกอธิบายเป็นขั้นตอนดังนี้

13.1.1 ออกแบบและวางแผนการสร้างระบบ

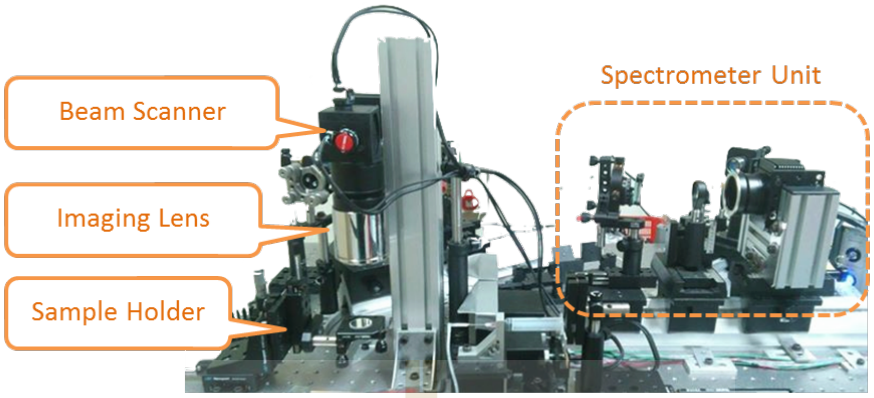
- ดำเนินการศึกษาค้นคว้าทางทฤษฎี ซึ่งรวมถึงการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยเน้นศึกษาพัฒนาการของเทคนิคและวิธีการใหม่ๆ ของการประยุกต์ใช้ OCT ทางการแพทย์ เช่น การถ่ายภาพสามมิติของเนื้อเยื่อชีวภาพชนิดต่างๆ การถ่ายภาพจอประสาทตา การถ่ายภาพกระจกตา และการถ่ายภาพเซลล์ผิวหนังและไขมัน เป็นต้น
- นำองค์ความรู้ที่ได้มาปรับปรุงและพัฒนาเพื่อนำไปสู่การออกแบบระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการทดลอง รวมถึงการวางแผนและดำเนินการสั่งซื้อวัสดุ อุปกรณ์และชิ้นส่วนที่จำเป็นในการสร้างระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการทดลอง

13.1.2 ดำเนินการสร้างระบบในห้องปฏิบัติการเชิงแสง

- ดำเนินการประกอบชิ้นส่วนของระบบบนโต๊ะปฏิบัติการเชิงแสง โดยหัวใจสำคัญของขั้นตอนนี้อยู่ที่การทำ optical alignment ซึ่งต้องอาศัยทั้งความเชี่ยวชาญและระยะเวลาในการปฏิบัติงาน



รูปที่ 2.1 แผนผังโครงสร้างโดยรวมของระบบต้นแบบ



รูปที่ 2.2 ภาพถ่ายระบบต้นแบบในระยะที่ 1

- หลังจากประกอบชิ้นส่วนของระบบปฏิบัติการได้แล้วประมาณ 70 เปอร์เซ็น จึงได้เริ่มดำเนินการพัฒนาระบบการเชื่อมต่อและส่งถ่ายข้อมูลจากระบบเซ็นเซอร์วัดแสงแบบสเปคโตรมิเตอร์ไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล ซึ่งหัวใจสำคัญอยู่ที่การควบคุมระบบการวัดและการอ่านข้อมูลให้สัมพันธ์กันโดยต้องพัฒนาควบคู่กันไปทั้งในส่วนของฮาร์ดแวร์และโปรแกรมควบคุมเพื่อให้ได้อัตราเร็วของการถ่ายข้อมูลสูงสุด ซึ่งมีผลต่อทั้งความเร็วและความสามารถในการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity) ของระบบถ่ายภาพ

13.1.3 พัฒนาโปรแกรมเพื่อการควบคุมการเก็บข้อมูลและการประมวลผลข้อมูล

- พัฒนาโปรแกรมควบคุมการถ่ายภาพแบบสองมิติและสามมิติโดยใช้ระบบโปรแกรมของ Labview ซึ่งสะดวกต่อการควบคุมอุปกรณ์หลายๆ ตัวให้ทำงานร่วมกัน ซึ่งประกอบด้วยการบันทึกข้อมูลที่เซ็นเซอร์ การอ่านข้อมูลจากเซ็นเซอร์ และการจัดเก็บข้อมูลในหน่วยความจำ
- พัฒนาโปรแกรมในการประมวลผลข้อมูล ซึ่งในเบื้องต้นจะเป็นส่วนของโปรแกรม Labview เพื่อการประมวลผล และใช้โปรแกรม Matlab ด้วยสำหรับการประมวลผลขั้นสูง

13.1.4 การตรวจสอบประสิทธิภาพการทำงานของระบบและวิธีการต้นแบบ

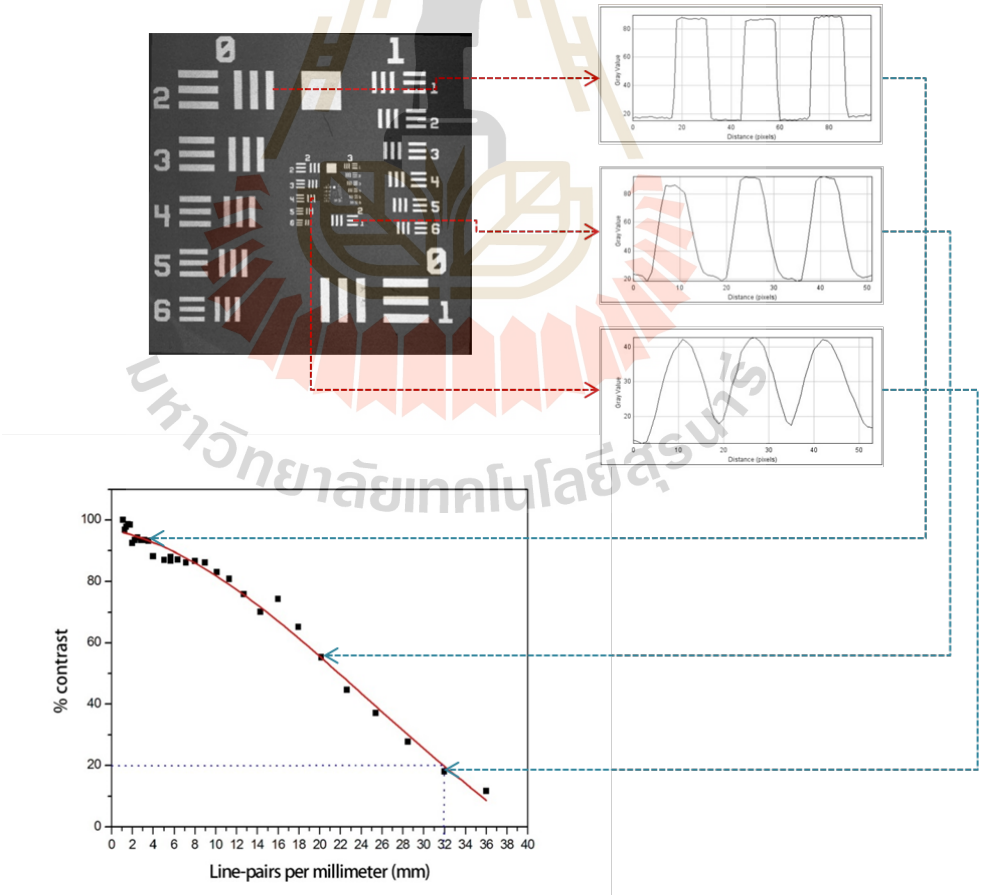
- ตรวจสอบความละเอียดของการถ่ายภาพ (resolution) โดยใช้ 1951 USAF resolution target การหาค่า lateral resolution สามารถหาได้จากการถ่ายภาพ target (Positive 1951 USAF Test Target) ซึ่ง Resolution target จะแบ่งออกเป็น Group Number และ Element ซึ่ง Group Number จะมีค่าระหว่าง -2 ถึง 7 โดยเลขที่มีค่าน้อยจะเป็น Group ที่ใหญ่ที่สุด และ Group Number จะเป็นตัวเลขกำกับชุดของ Element ที่มีค่า 1 ถึง 6 โดยตัวเลขยิ่งมาก ขนาดความกว้างของ line pair (หมายถึงแถบขาวดำ) จะเล็กลง และขนาด lp/mm จะมากขึ้น วึ่งจะบ่งบอกถึง resolution ที่ดี ซึ่งเมื่อได้ภาพถ่ายของ resolution target แล้ว ทีมวิจัย

ได้ทำการวัดค่า gray value ของแถบมืดและแถบสว่าง แล้วคำนวณเป็นค่า %contrast จากนั้นนำค่า %contrast ของแถบมืดสว่าง แต่ล่ะความถี่ มาพลอตกราฟ MTF ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ทั้งนี้ ในการพิจารณาค่า lateral resolution ของระบบ จะพิจารณาที่ 20% contrast

- ตรวจสอบความไวของการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity) ที่ระดับความลึกต่างๆ กัน โดยใช้เทคนิคเดียวกับที่นำเสนอในเอกสารอ้างอิง [16]
- ตรวจสอบเสถียรภาพของระบบ (sensitivity) โดยใช้เทคนิคเดียวกับที่นำเสนอในเอกสารอ้างอิง [27]
- ตรวจสอบประสิทธิภาพโดยรวมของระบบเมื่อทำงานที่ความเร็วสูงสุดของการถ่ายภาพ

13.1.5 วิเคราะห์และสรุปผลการปฏิบัติงานของปีแรก

- วิเคราะห์ประสิทธิภาพโดยรวมของระบบ รวมถึงข้อจำกัดต่างๆ ของระบบที่ต้องแก้ไขในปีถัดไป
- สรุปรายงานความคืบหน้า และนำเสนอผลงานบางส่วนในงานประชุมวิชาการที่เกี่ยวข้อง



รูปที่ 2.3 แสดงขั้นตอนการวัดค่าแต่ละจุดบน MTF curve[26]

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

13.2 <u>การดำเนินงานในปีที่สอง</u>

เป็นการทดสอบระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในปีแรกกับระบบตัวอย่างจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพ (tissues phantom) ซึ่งถูกออกแบบและสร้างขึ้นโดยทีมวิจัย ให้เหมาะสมกับการพัฒนาระบบ เพื่อการทดสอบประสิทธิภาพของเทคนิคในการใช้งานเสมือนจริงและนำผลที่ได้กลับไปปรับปรุงระบบต้นแบบให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น อีกทั้ง ได้ดำเนินการออกแบบและปรับปรุงระบบหัวถ่ายภาพเพิ่มเติม เพื่อเพิ่มความสามารถของระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในปีแรก ให้สามารถถ่ายภาพได้ ทั้งในแนวตั้ง และในแนวระนาบ ทั้งนี้ ได้มีการนำเสนอผลการทดลองและพัฒนาระบบต้นแบบในงานประชุมวิชาการระดับประเทศและการนำเสนอในที่ประชุมย่อยเฉพาะกลุ่มเพื่อหาแนวทางใหม่ในการประยุกต์ใช้ระบบในงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยเน้นที่งานทางด้านชีววิทยา ชีวการแพทย์ รวมถึงงานวิจัยทางด้านเทคโนโลยีเกษตร

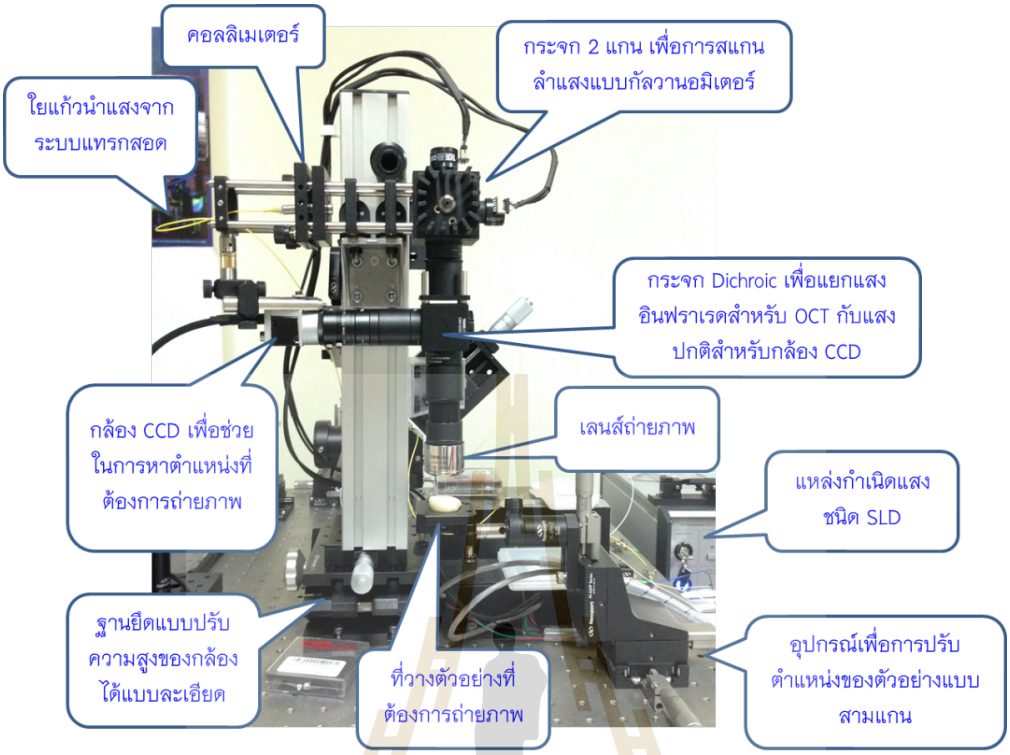
13.2.1 การศึกษาเชิงทฤษฎีเพิ่มเติม

- ศึกษา ค้นคว้า เพิ่มเติมเพื่อหาเทคนิคและวิธีการใหม่ๆ ที่จะสามารถช่วยลดข้อจำกัดในการทำงานของระบบต้นแบบให้น้อยที่สุด
- ดำเนินการสั่งซื้อวัสดุ อุปกรณ์และชิ้นส่วนที่จำเป็นในการสร้างระบบเพิ่มเติมในปีที่สอง

13.2.2 พัฒนาเพิ่มเติมระบบหัวถ่ายภาพ ให้สามารถถ่ายภาพตัวอย่างได้ทั้งในแนวตั้งและแนวนอน

- ดำเนินการสร้างระบบหัวถ่ายภาพให้สามารถปรับสลับไปมาได้ระหว่างแนวตั้งและแนวระนาบดังแสดงนรูปที่ 2.4 และ 2.5
- ดำเนินการทดลองเพื่อตรวจสอบการทำงานของระบบหัวถ่ายภาพทั้งสองแบบ และนำผลการทดลองมาปรับปรุงระบบให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น

รูปที่ 2.4 ภาพถ่ายระบบต้นแบบในระยะที่ 2



รูปที่ 2.5 ต้นแบบหัวถ่ายภาพในโหมดแนวตั้ง หรือโหมดกล้องจุลทรรศน์

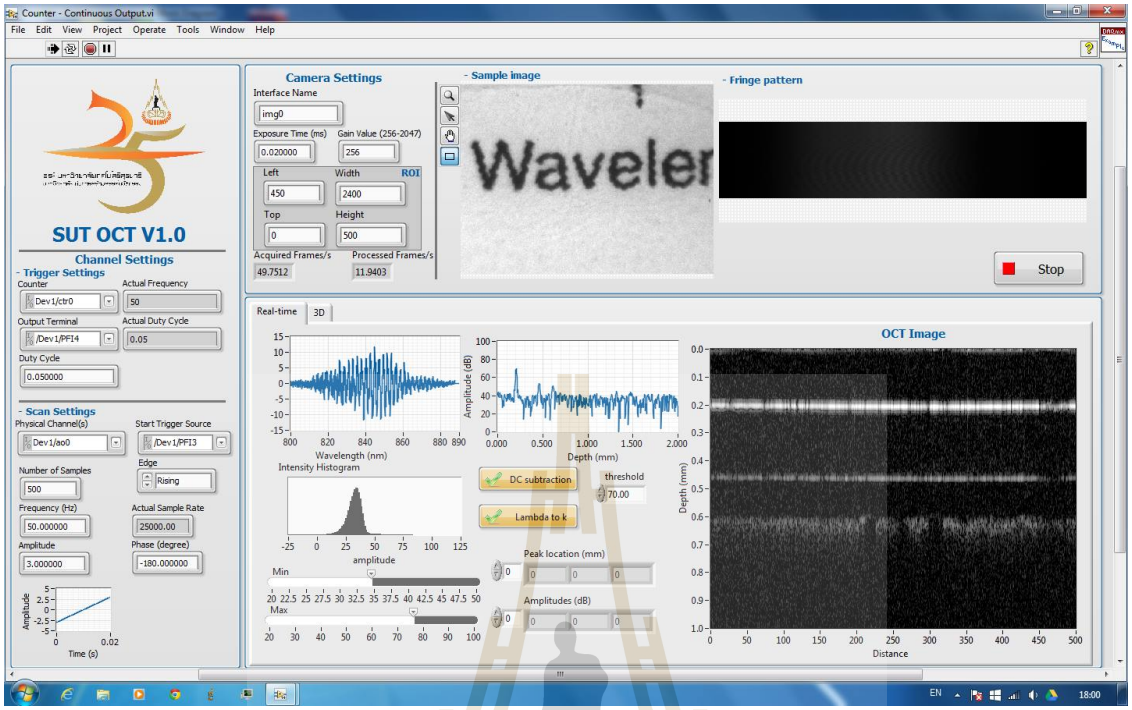
13.2.3 พัฒนาและปรับปรุงโปรแกรมการควบคุมและประมวลผล

- ปรับปรุงและ/หรือเพิ่มประสิทธิภาพโปรแกรมควบคุมการถ่ายภาพและระบบสแกนลำแสงเพื่อให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพตัวอย่างทางชีวภาพ
- ออกแบบและสร้างระบบควบคุมการถ่ายภาพสามมิติและการประมวลผลข้อมูล ตลอดจนระบบติดต่อกับผู้ใช้งาน (User Interface) ดังแสดงในรูปที่ 2.6
- ออกแบบและสร้างระบบประมวลผลข้อมูลและประมวลผลภาพให้สามารถถ่ายภาพซึ่งแสดงโครงสร้างสองมิติและสามมิติของชิ้นตัวอย่าง

13.2.4 การตรวจสอบประสิทธิภาพการทำงานโดยรวมของระบบและวิธีการต้นแบบ

- ตรวจสอบความละเอียดของการถ่ายภาพ (resolution) โดยใช้ 1951 USAF resolution target
- ตรวจสอบความไวของการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity) ที่ระดับความลึกต่างๆ กัน โดยใช้เทคนิคเดียวกับที่นำเสนอในเอกสารอ้างอิง [16]
- ตรวจสอบเสถียรภาพของระบบ (sensitivity) โดยใช้เทคนิคเดียวกับที่นำเสนอในเอกสารอ้างอิง [27]

13.2.5 วิเคราะห์และสรุปผลการปฏิบัติงานของปีที่สอง



รูปที่ 2.6 ภาพหน้าจอโปรแกรมแล็บวิวเพื่อควบคุมการถ่ายภาพและการประมวลผลสัญญาณภาพ

13.3 <u>การดำเนินงานในปีที่สาม</u>

การดำเนินงานในปีสุดท้ายนี้ เป็นการประยุกต์ระบบต้นแบบและเทคนิควิธีการที่ได้ข้างต้น ในการใช้งานในสถานการณ์จริงด้านต่างๆ ซึ่งจะเน้นการออกแบบระบบหัวถ่ายภาพและรูปแบบการสแกนลำแสงให้เหมาะสมกับการถ่ายภาพตัวอย่างทางชีวภาพ หรือวัสดุอื่นๆ อย่างเหมาะสม และเน้นพัฒนาระบบควบคุมการถ่ายภาพและการประมวลผลภาพให้มีความเร็วสูง จากนั้นดำเนินการวิเคราะห์และสรุปผลการดำเนินงานโดยรวมเพื่อเผยแพร่ต่อไป

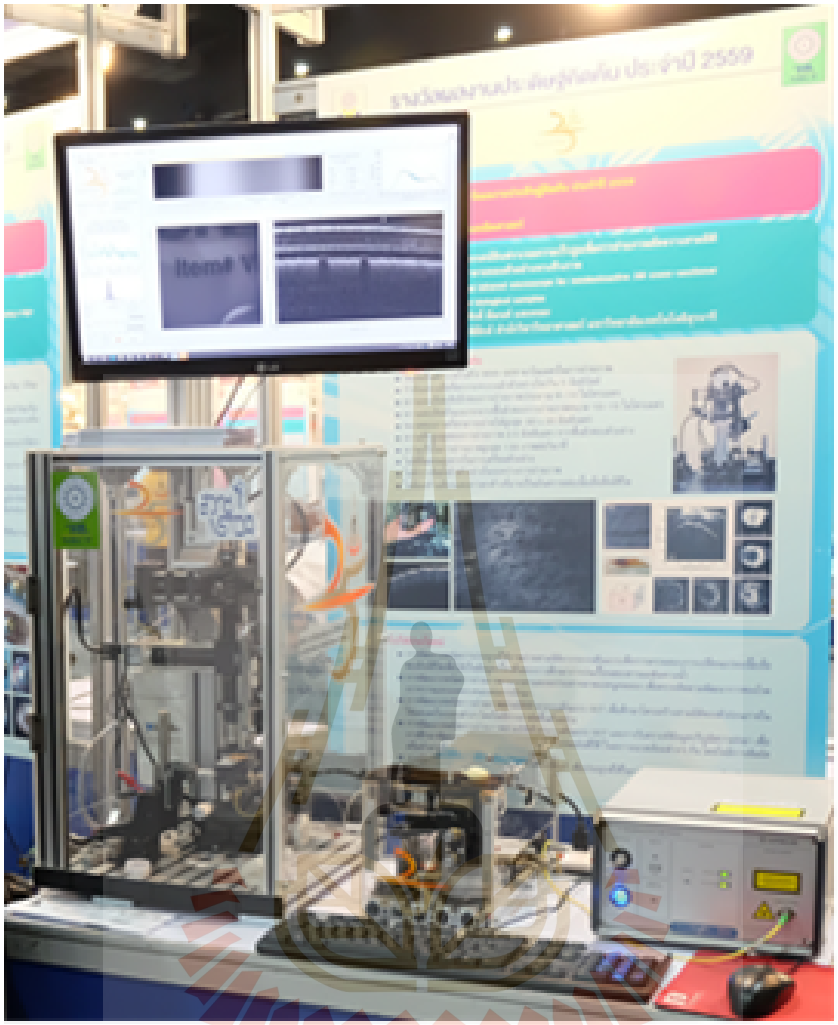
13.3.1 การศึกษาเชิงทฤษฎี

- ศึกษาเพิ่มเติมเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพและลดข้อจำกัดในการทำงานของระบบต้นแบบ
- ศึกษาและรวบรวมเทคนิคการวิเคราะห์ความผิดปกติของเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ จากภาพถ่ายสามมิติแบบ OCT เพื่อเป็นแนวทางในการหาเทคนิคที่เหมาะสมกับระบบต้นแบบที่สร้างขึ้น
- วางแผนและดำเนินการสั่งซื้อวัสดุ อุปกรณ์และชิ้นส่วนที่จำเป็นในการทดลองเพิ่มเติมสำหรับปีที่สาม

13.3.2 พัฒนาระบบต้นแบบขั้นสุดท้าย

- ออกแบบระบบต้นแบบให้สามารถเคลื่อนย้ายได้ดังแสดงในรูป 2.7 เพื่อสามารถนำระบบไปใช้งานในภาคสนามได้ต่อไป

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.7 ภาพถ่ายต้นแบบภาคสนาม สามารถใช้งานนอกห้องปฏิบัติการได้

13.3.3 พัฒนาและปรับปรุงโปรแกรมการควบคุมระบบและประมวลผลสัญญาณ

- ปรับปรุงโปรแกรมควบคุมการถ่ายภาพและการเก็บข้อมูลให้เหมาะสมกับระบบหัวถ่ายภาพที่สร้างขึ้น โดยเน้นพัฒนาประสิทธิภาพในการส่งถ่ายข้อมูลระหว่างระบบถ่ายภาพกับคอมพิวเตอร์
- ปรับปรุงระบบสแกนลำแสงให้ได้ความเร็วสูงสุดในการถ่ายภาพแบบสามมิติ
- พัฒนาส่วนของโปรแกรมแล็บวิวเพื่อการวิเคราะห์ข้อมูลภาพสามมิติในขณะถ่ายภาพ เพื่อเป็นข้อมูลเบื่องต้น
- เพิ่มความเร็วในการประมวลสัญญาณโดยการประยุกต์ระบบประมวลสัญญาณแบบขนาน (Parallel computing) ในโปรแกรมแล็บวิว

13.3.4 ทดสอบการใช้งานระบบกับกลุ่มตัวอย่างจริง

- ออกแบบและดำเนินการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของทั้งระบบในการใช้งานกับตัวอย่างจริง
- ทดลองใช้งานระบบต้นแบบในการถ่ายภาพสามมิติของตัวอ่อนภายในไข่มดแดงแบบไม่ทำลาย
- ทดลองใช้งานระบบต้นแบบในการถ่ายภาพสามมิติของเนื่อเยื่ออวัยวะส่วนต่างๆ ของปลา
- ทดลองใช้งานระบบต้นแบบในการถ่ายภาพสามมิติของผนังหลอดเลือดของหนูทดลอง
- ทดลองใช้งานระบบต้นแบบในการถ่ายภาพสามมิติของเหงือกกุ้งแบบไม่ทำลาย

13.3.5 วิเคราะห์และสรุปผลการปฏิบัติงานตลอดโครงการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 3. ผลการดำเนินงานวิจัย

3.1 คุณสมบัติของระบบต้นแบบ

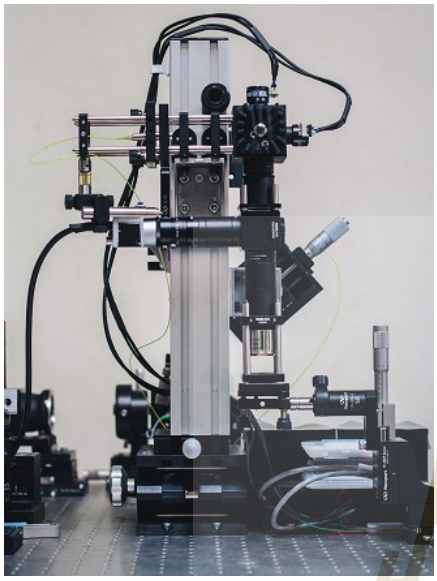
ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นได้รับการออกแบบให้ปรับเปลี่ยนใช้งานได้หลากหลายภายในระบบเดียว สามารถใช้งานได้ทั้งแบบกล้องจุลทรรศน์ และแบบการถ่ายภาพกระจกตาและจอประสาทตา นอกจากนี้ ยังได้ออกแบบระบบให้มีสมรรถนะในด้านความเร็วและความละเอียดในการถ่ายภาพที่ทัดเทียมกับระบบที่ใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศ ในขณะเดียวกันก็ยังเน้นการออกแบบและเลือกใช้วัสดุส่วนประกอบต่างๆ ให้มีต้นทุนการผลิตที่ต่ำกว่าเครื่องเชิงพาณิชย์ (commercial OCT) โดยเน้นการใช้วัสดุที่หาได้ภายในประเทศให้มากที่สุด ถึงแม้ว่า อุปกรณ์และชิ้นส่วนเชิงแสงส่วนใหญ่ยังต้องอาศัยการนำเข้าจากต่างประเทศเป็นหลัก แต่ก็ถือได้ว่าใช้ต้นทุนต่ำกว่าการนำเข้าทั้งเครื่องอยู่มาก อีกทั้ง ยังมีความเป็นไปได้ที่จะสามารถผลิตชิ้นส่วนบางอย่างได้เองในอนาคตหากได้รับการสนับสนุนจากทั้งภาครัฐและภาคอุตสาหกรรมอย่างจริงจัง

ทั้งนี้ ระบบต้นแบบโดยรวมได้ถูกออกแบบภายใต้หลักการของระบบแทรกสอดแบบไมเคลสันโดยใช้ระบบใยแก้วนำแสงเป็นระบบลำเลียงแสง โดยเน้นออกแบบระบบให้มีความคล่องตัว มีเสถียรภาพต่อแรงสั่นสะเทือนสูง และพยายามให้มีต้นทุนที่ต่ำที่สุด โดยต้องการให้ได้ระบบที่มีประสิทธิภาพสูงกว่า ในต้นทุนที่ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับเครื่องเชิงพาณิชย์ ทั้งนี้ แหล่งกำเนิดแสงที่เลือกใช้เป็นแบบ Superluminescent Diode หรือ SLD ซึ่งให้แสงช่วงความยาวคลื่นแสงระหว่าง 800-900 นาโนเมตร โดยมีความยาวคลื่นเฉลี่ย 840 นาโนเมตร ซึ่งเป็นความยาวคลื่นที่จะถูกดูดกลืนได้น้อยในเนื้อเยื่อชีวภาพ จึงไม่เกิดอันตรายจากความร้อนสะสมในระหว่างการถ่ายภาพทำให้มีความปลอดภัยสูง

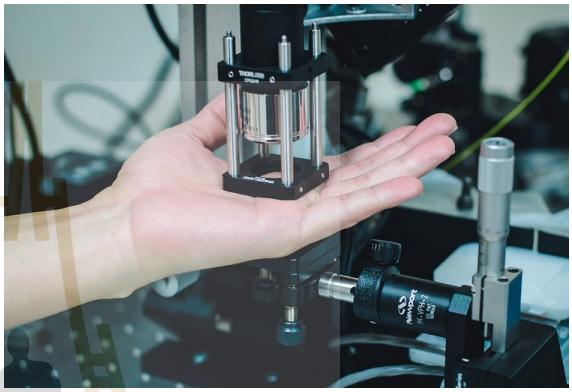
ระบบสแกนลำแสงเพื่อการถ่ายภาพสามมิติถูกออกแบบโดยใช้ระบบ Dual-mirror galvanormeter beam steering หรือเรียกสั้นๆ ว่า Galvo-mirror ซึ่งมีข้อดีในด้านของการกวาดลำแสงที่ความเร็วสูงในระดับมากกว่า 100 รอบต่อวินาที ในส่วนของระบบตรวจจับสัญญาณนั้น ได้ประยุกต์ใช้สเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงซึ่งทีมวิจัยได้พัฒนาขึ้นเองเช่นกัน ซึ่งถูกออกแบบและสร้างให้สามารถตรวจจับสัญญาณแสงในช่วงอินฟราเรดที่ความเร็วสูงกว่า 100,000 สเปคตรัมต่อวินาที ทำให้สามารถถ่ายภาพสามมิติของตัวอย่างได้ภายในเวลา 5-10 วินาทีเท่านั้น (ขึ้นอยู่กับขนาดของภาพสามมิติ)

ทั้งนี้ ระบบที่ออกแบบได้ถูกสร้างขึ้น ณ ห้องปฏิบัติการเชิงแสงของสาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี โดยเป็นการนำชิ้นส่วนย่อยเชิงแสงและอุปกรณ์เชิงกลเพื่อการจับยึดมาประกอบกันเป็นระบบ พร้อมทั้งการออกแบบระบบจับยึดและโครงสร้างหลักของระบบเองทั้งหมด ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1 โดยระบบได้ถูกออกแบบและสร้างให้สามารถถ่ายภาพได้ 2 โหมดในระบบเดียว คือ 1) โหมดถ่ายภาพในแนวตั้ง หรือโหมดกล้องจุลทรรศน์ สำหรับการถ่ายภาพตัวอย่างทางชีวภาพดังแสดงในรูป

ที่ 1 (a) และ (b) และ 2) โหมดถ่ายภาพในแนวระนาบดังแสดงในภาพประกอบที่ 1(c-e) ซึ่งสามารถประยุกต์ใช้ในงานวิจัยที่ต้องการถ่ายภาพของทั้งกระจกตาและการถ่ายภาพผิวหนังบริเวณบนใบหน้า

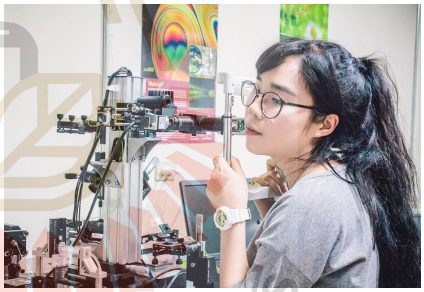


(a)



(b)

(c)



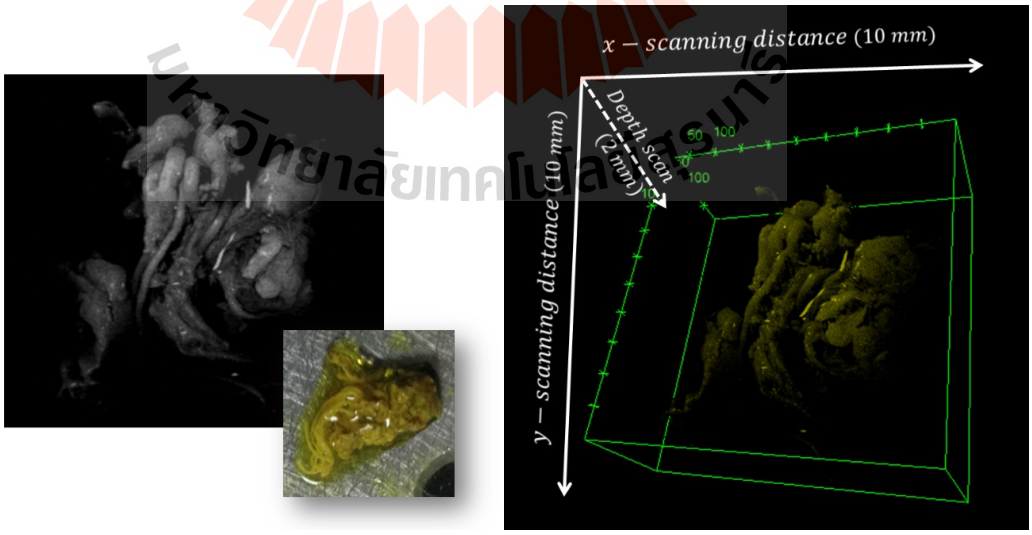
(d)

(e)

รูปที่ 3.1 ภาพถ่ายระบบต้นแบบ (a) และ (b) โหมดถ่ายภาพในแนวตั้ง หรือ โหมดกล้องจุลทรรศน์ (c), (d) และ (e) โหมดถ่ายภาพในแนวระนาบ

อีกทั้ง ทีมวิจัยยังได้ดำเนินการออกแบบและสร้างระบบควบคุมการถ่ายภาพสามมิติและการประมวลผลข้อมูล ตลอดจนระบบติดต่อกับผู้ใช้งาน (User Interface) เองทั้งหมด โดยใช้เทคนิคการโปรแกรมในแล็บวิว (LABView) ทั้งนี้ ระบบประมวลผลข้อมูลและประมวลผลภาพได้ถูกออกแบบให้สามารถถ่ายภาพซึ่งแสดงโครงสร้างสองมิติและสามมิติของชิ้นตัวอย่างดังแสดงในรูปที่ 3.2 ซึ่งสามารถแยกได้เป็น 3 โหมดหลักๆ คือ

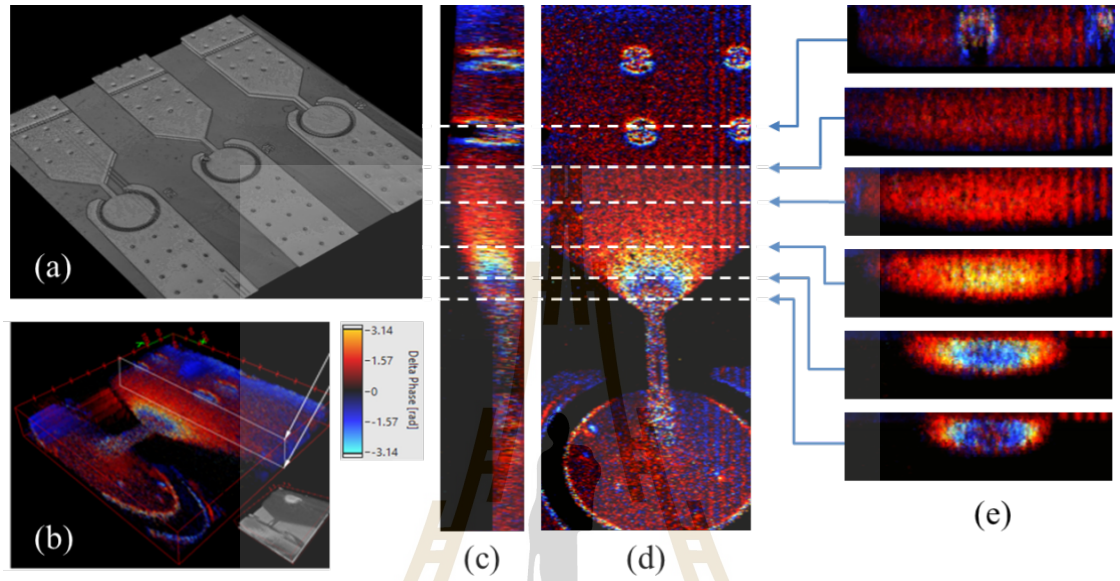
1) โหมดถ่ายภาพเคลื่อนไหว คือการถ่ายภาพสองมิติและแสดงผลตามเวลาจริง (Real time) ซึ่งจะมีความเร็วในการถ่ายภาพขึ้นอยู่กับขนาดของภาพที่ต้องการ เช่น
    - ขนาดภาพแบบ Full HD ประกอบด้วย 1000 depth scans ต่อภาพ ซึ่งจะสามารถถ่ายภาพและแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) ได้ที่ความเร็ว 5 ภาพต่อวินาที
    - ขนาดภาพแบบ SD ประกอบด้วย 500 depth scans ต่อภาพ ซึ่งจะสามารถถ่ายภาพและแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) ได้ที่ความเร็ว 10 ภาพต่อวินาที
2) โหมดถ่ายภาพสามมิติ เป็นการบันทึกสัญญาณสเปคตรัมของข้อมูลภาพสามมิติด้วยความเร็วในการบันทึกสัญญาณสูงกว่า 100,000 สเปคตรัมต่อวินาที แล้วจึงประมวลผลข้อมูลสเปคตรัมเพื่อแปลงเป็นภาพสามมิติในภายหลัง ซึ่งสามารถเลือกความละเอียดของภาพได้เช่นกัน เช่น
    - ขนาดข้อมูลแบบ Full HD ประกอบด้วย 1000x1000 depth scans ต่อ volume โดยระบบจะสามารถบันทึกข้อมูลสเปคตรัมด้วยความเร็ว 50 ภาพต่อวินาที จึงใช้เวลาในการบันทึกสัญญาณรวม 20 วินาที
    - ขนาดข้อมูลแบบ SD ประกอบด้วย 500x500 depth scans ต่อ volume โดยระบบจะสามารถบันทึกข้อมูลสเปคตรัมด้วยความเร็ว 100 ภาพต่อวินาที จึงใช้เวลาในการบันทึกสัญญาณรวม 5 วินาที



รูปที่ 3.2 ตัวอย่างภาพ OCT แบบปกติซึ่งจะแสดงโครงสร้างสามมิติของชิ้นตัวอย่าง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3) โหมดถ่ายภาพสัญญาณด็อปเปลอร์ (Doppler image)[27] ซึ่งใช้ประโยชน์ในการแสดงตำแหน่ง ความลึก ขนาด ทิศทาง และความเร็วของการไหลภายใต้พื้นผิวของชิ้นตัวอย่างแบบสามมิติดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ตัวอย่างภาพ OCT แบบด็อปเปลอร์ (Doppler image) แสดงตำแหน่ง ทิศทาง และความเร็วของการไหลภายใต้พื้นผิวของชิ้นตัวอย่างแบบสามมิติ[27]

3.2 หลักการทำงานของระบบต้นแบบ

องค์ประกอบโดยรวมของระบบ FD-OCT ต้นแบบที่พัฒนาขึ้น แบ่งออกได้เป็น 6 ส่วนหลักๆ ได้แก่

1) *แหล่งกำเนิดแสง (Light source)*

แสงเลเซอร์ชนิด low coherence หรือ broadband laser[21,28] ถือได้ว่าเป็นหัวใจสำคัญของระบบ OCT โดยเป็นตัวกำหนดความละเอียดของการถ่ายภาพในแนวลึก (depth resolution) ของระบบถ่ายภาพ นั่นคือ ความละเอียดเชิงลึกจะแปรผกผันกับความกว้างของสเปคตรัม ยิ่งแหล่งกำเนิดแสงมีความช่วงกว้างของสเปคตรัมมากขึ้น ก็จะยิ่งให้ความละเอียดของการถ่ายภาพในแนวลึกมากขึ้น ซึ่งสัมพันธ์กับความสามารถในการแยกแยะความหนาของชั้นตัวอย่าง[2]

ทั้งนี้ แหล่งกำเนิดแสงที่เลือกใช้ในโครงการนี้เป็นชนิด superluminescent diode หรือ SLD ซึ่งมีต้นทุนต่ำเมื่อเทียบกับ broadband laser ชนิดอื่นๆ และยังคงให้ประสิทธิภาพที่เพียงพอต่อการถ่ายภาพ OCT โดยได้ออกแบบระบบและกำหนดคุณสมบัติของแหล่งกำเนิดแสงให้สามารถถ่ายภาพตัดขวาง 3 มิติ ที่มีความละเอียดเชิงลึก (depth resolution) อยู่ที่ประมาณน้อยกว่า 10 ไมโครมิเตอร์

2) *ระบบแทรกสอดแสง (Interferometer)*

ระบบแทรกสอดแสงที่เลือกใช้เป็นระบบแทรกสอดในใยแก้วนำแสง[29,30] โดยใช้ Fiber coupler แบบสองอินพุตสองเอาต์พุต (2x2) ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์แบ่งลำแสง (beam splitter) แสงจากแหล่งกำเนิดจะถูกลำเลียงเข้าที่ปลายด้านหนึ่งของอินพุต จากนั้นก็จะถูกแยกออกเป็นสองส่วนที่เอาต์พุต แสงส่วนหนึ่งจะถูกลำเลียงไปยังกระจกอ้างอิง (Reference mirror) ของระบบ และแสงอีกส่วนที่เหลือจะถูกลำเลียงไปยังระบบหัวถ่ายภาพที่ส่วนปลายของ Sample arm

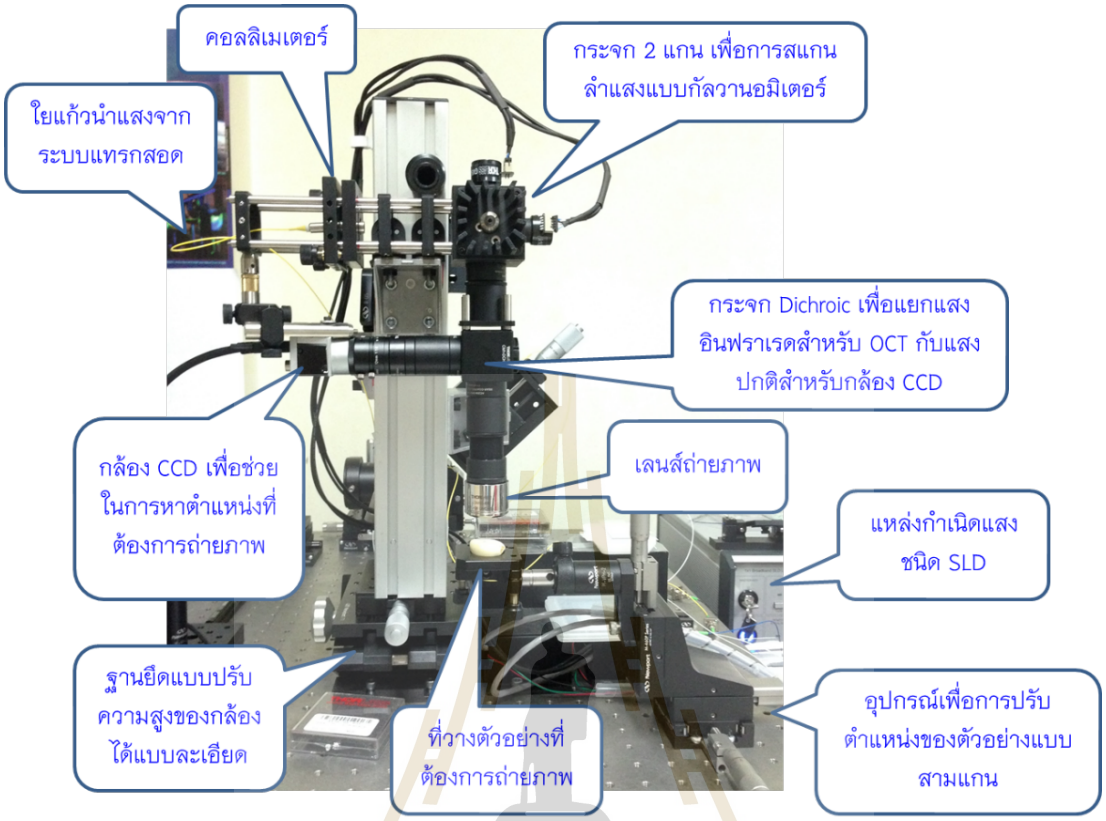
จุดสำคัญของการออกแบบและสร้างระบบแทรกสอดแสงในใยแก้วนำแสงคือการออกแบบให้ระยะทางที่แสงเดินทางในใยแก้วนำแสงของ Sample arm และ Reference arm ให้ต่างกันให้น้อยที่สุดเพื่อลด dispersion mismatch ในระบบ ซึ่งส่งผลกระทบต่อความละเอียดในการถ่ายภาพ อีกทั้ง ยังต้องมีอุปกรณ์เพื่อการควบคุมโพลาไรเซชันของแสงเพื่อให้ได้ประสิทธิภาพในการแทรกสอดของแสงสูงที่สุด ซึ่งทั้งสององค์ประกอบนี้ส่งผลกระทบโดยตรงต่อความไวในการตรวจจับสัญญาณของระบบ (system sensitivity)[29]

3) *ระบบหัวถ่ายภาพ (Imaging probe)*

ระบบหัวถ่ายภาพ ประกอบไปด้วย ไฟเบอร์คอลลิเมเตอร์ (fiber collimator) ระบบสแกนลำแสงแบบกระจกหมุนสองแกนชนิดกัลวานอร์มิเตอร์ (Galvanometer mirror)[31] และเลนส์สำหรับการโฟกัสลำแสงไปที่ตัวอย่าง (focusing optics) ดังในรูปที่ 3.4 โดยระบบสแกนลำแสงจะถูกควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์โดยการป้อนสัญญาณรูปคลื่นที่ต้องการให้แก่ระบบสแกนลำแสงผ่านอุปกรณ์แปลงสัญญาณจากดิจิตอลไปเป็นอนาล็อก (Analog-to-Digital Converter หรือ ADC) ซึ่งระบบสแกนลำแสงแบบนี้ สามารถกวาดลำแสงในสองมิติได้ที่ความเร็วสูง ซึ่งเหมาะกับการใช้ในงานถ่ายภาพสามมิติแบบ OCT หัวใจสำคัญของการออกแบบหัวถ่ายภาพคือการจัดวางลำแสง (alignment) เพื่อลดความบิดเบี้ยวของรูปแบบของการสแกนลำแสง (scan-induced distortion)[31] อีกทั้งต้องมีการควบคุมความเร็วของการสแกนลำแสงให้สอดคล้องกับความเร็วในการบันทึกสัญญาณ (synchronization) โดยเน้นการออกแบบให้ระบบสามารถทำงานที่ความเร็วในการถ่ายภาพสูงสุดและให้มีความผิดเพี้ยนของรูปแบบการสแกนน้อยที่สุด

4) *ระบบชดเชยดิสเพอชันของแสง (Dispersion compensator)*

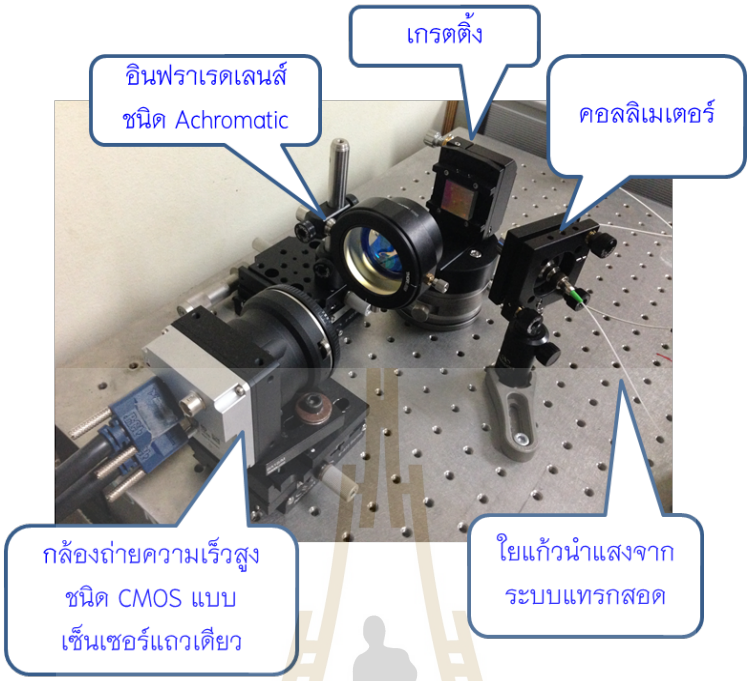
Dispersion mismatch ในระบบถ่ายภาพแบบ OCT แม้เพียงน้อยนิด ก็อาจส่งผลให้ความละเอียดของการถ่ายภาพลดลงอย่างมาก ระบบชดเชยดิสเพอชันจึงมีความจำเป็นอย่างมาก ระบบชดเชยดิสเพอชันโดยมากจะถูกสร้างไว้ที่ Reference arm ของระบบแทรกสอดแสง ในโครงการนี้ ได้เลือกใช้ระบบชดเชยดิส-เพอชันแบบ Fourier domain optical delay-line (FDODL) ซึ่งใช้หลักการของ optical Fourier transform ในการชดเชย dispersion mismatch ทั้งหมดที่เกิดขึ้นในระบบ ซึ่ง FDODL มีจุดเด่นในเรื่องของความยืดหยุ่นในการปรับเปลี่ยนและใช้งาน[32]



รูปที่ 3.4 การออกแบบและสร้างระบบหัวถ่ายภาพ

5) *ระบบตรวจจับและแปลงสัญญาณแสงอินฟราเรดแบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูง* (High speed infrared spectrometer)

ความเร็วในการตรวจจับและบันทึกสัญญาณของระบบถือเป็นหัวใจสำคัญที่จะกำหนดความเร็วในการถ่ายภาพของระบบ FD-OCT ที่จะสร้างขึ้น การออกแบบระบบตรวจจับสัญญาณให้มีทั้งประสิทธิภาพในการตรวจจับสัญญาณและความเร็วในการบันทึกค่า นับได้ว่าเป็นงานที่ท้าทายที่สุดในโครงการนี้ ในส่วนของระบบตรวจจับสัญญาณนี้ จะประกอบไปด้วยสองส่วนหลักคือ 1) เซ็นเซอร์แสงทำหน้าที่แปลงสัญญาณแสงไปเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าอนาลอกแบบแถว (Array photo-receiver) และอุปกรณ์แปลงสัญญาณอนาลอกไปเป็นดิจิตอลชนิดความเร็วสูง (High speed frame grabber) อีกทั้ง ยังต้องสามารถถ่ายโอนข้อมูลสัญญาณแบบดิจิตอลไปยังคอมพิวเตอร์ได้ในความเร็วสูง[5]



รูปที่ 3.5 การออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูง

ในระบบต้นแบบนี้ ทีมผู้ประดิษฐ์ได้เลือกใช้เซ็นเซอร์แบบแถวเดี่ยวชนิด Complementary metal–oxide–semiconductor (CMOS) รุ่น raL4096-80km ของบริษัท Basler Vision Technologies, Germany ที่มีขนาดพิกเซลเล็ก 10×10 ไมโครเมตร จำนวนทั้งสิ้น 4096 พิกเซล เพื่อให้สามารถตรวจจับสัญญาณสเปคตรัมที่มีความละเอียดสูง ทั้งนี้ การเลือกใช้เซ็นเซอร์ชนิด CMOS มีข้อดีในด้านความเร็วของการตรวจจับสัญญาณ ซึ่งเหมาะกับการพัฒนาเป็นสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูง นอกจากนั้น ระบบเชิงแสงประกอบด้วย คอลลิเมเตอร์ เกรตติ้ง และเลนส์ ได้ถูกออกแบบให้สอดคล้องกับแหล่งกำเนิดแสงและ CMOS sensor (รูปที่ 3.5) ซึ่งได้เลือกใช้เกรตติ้งแบบสะท้อนที่มีความหนาแน่นถึง 1200 เส้นต่อมิลลิเมตร และเลือกใช้เลนส์ที่มีความยาวโฟกัส 75 mm

6) *ระบบคอมพิวเตอร์และซอฟแวร์เพื่อการประมวลผลข้อมูล*

เนื่องด้วยระบบการถ่ายภาพสามมิติที่ความเร็วสูงจำเป็นต้องมีการบันทึกและส่งถ่ายข้อมูลจำนวนมากจากระบบถ่ายภาพไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อการประมวลผล คอมพิวเตอร์ที่ใช้จึงควรที่จะสามารถรองรับการส่งถ่ายข้อมูลปริมาณมากๆ ได้ อีกทั้ง ยั้งต้องมีหน่วยความจำที่เพียงพอในการประมวลผลข้อมูลด้วย ในส่วนของการพัฒนาระบบต้นแบบภายใต้โครงการนี้ ระบบฮาร์ดแวร์และยูสเซอร์อินเตอร์เฟสจะถูกออกแบบและสร้างบนพื้นฐานของการโปรแกรมใน Labview ซึ่งมีความเหมาะสมในแง่ของความสะดวกในการเชื่อมต่อและควบคุมกับอุปกรณ์ต่อพ่วง รวมถึงมีความง่ายต่อการดัดแปลง ปรับเปลี่ยนรูปแบบการทำงานของระบบ ซึ่งเป็นปัจจัยที่จำเป็นอย่างยิ่งในการพัฒนาระบบต้นแบบ ในส่วนของการออกแบบระบบซอร์ฟแวร์ จะแบ่งออกได้เป็น

3 ส่วนหลักๆ ได้แก่ 1) โปรแกรมควบคุมการถ่ายภาพ 2) โปรแกรมเพื่อการประมวลสัญญาณไปเป็นภาพแบบสองมิติ และ สามมิติ 3) โปรแกรมและอัลกอลิทึม (algorithm) เพื่อการประมวลผลภาพเพื่อวิเคราะห์โครงสร้างและคุณสมบัติของชิ้นตัวอย่างในสามมิติ

3.3 ประสิทธิภาพของระบบ

1) ใช้แสงอินฟราเรดในช่วง 800-900 นาโนเมตรในการถ่ายภาพ
2) กำลังแสงเฉลี่ยที่ตกกระทบบนผิวตัวอย่างไม่เกิน 5 mW
3) ความละเอียดเชิงลึกของการถ่ายภาพประมาณ 8-10 ไมโครเมตร
4) ความละเอียดในแนวระนาบพื้นผิวของการถ่ายภาพขนาด 10-15 ไมโครเมตร
5) ขนาดของภาพที่สามารถถ่ายได้สูงสุด 30 mm x 30 mm
6) ความลึกสูงสุดของการถ่ายภาพ 2.5 mm จากพื้นผิวของตัวอย่าง
7) ความเร็วในการถ่ายภาพสูงสุด 130 ภาพต่อวินาที
8) ไม่มีขั้นตอนยุ่งยากในการเตรียมตัวอย่าง
9) ไม่มีการสัมผัสผิวตัวอย่างในระหว่างการถ่ายภาพ
10) ไม่มีผลข้างเคียงและสารตกค้างที่อาจเป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

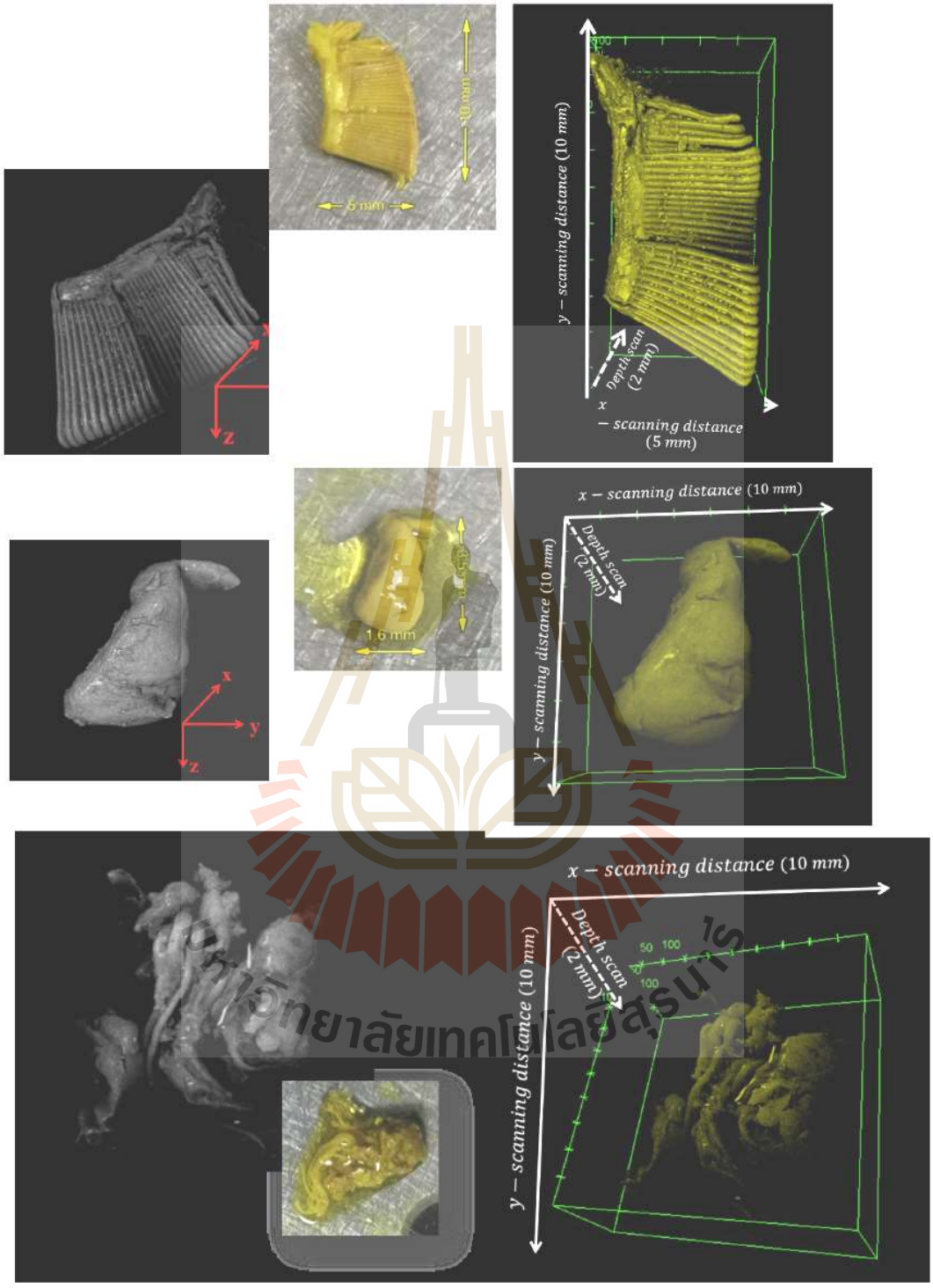
3.4 ตัวอย่างการประยุกต์ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในงานวิจัยด้านต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง

จนถึงปัจจุบัน ต้นแบบภาคสนามได้ถูกประยุกต์ใช้เพื่อสนับสนุนงานวิจัยทางชีววิทยาและชีวการแพทย์อาทิ

3.4.1 การตรวจติดตามผลของสารพิษในน้ำต่ออวัยวะภายในของสัตว์น้ำ

งานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ ดร. ชุติมา ถนอมสิทธ์ และและ ดร. พอจิต นันทนาวัฒน์ สาขาวาริชศาสตร์, คณะวิทยาศาสตร์, มหาวิทยาลัยบูรพา ในการพัฒนาเทคนิคการประยุกต์ใช้ภาพถ่ายสามมิติจากระบบต้นแบบ OCT เพื่อการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตเพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นของการศึกษาการปนเปื้อนของสารมลพิษทางน้ำ ซึ่งโดยงานวิจัยแบบดั้งเดิมนั้น นิยมใช้วิธีตรวจสอบโครงสร้างด้วยกล้องจุลทรรศน์และกล้องอิเล็กตรอนไมโครสโคป ซึ่งมีขั้นตอนที่ซับซ้อนและใช้เวลาในการเตรียมตัวอย่างค่อนข้างมาก แม้ว่าจะสามารถถ่ายภาพได้ที่ความละเอียดสูง แต่ก็มีมุมมองของภาพที่แคบในระดับ 100 ไมครอน และถ่ายภาพได้ละเอียดเฉพาะในระนาบสองมิติ แม้ว่าจะมีความเป็นไปได้ในการถ่ายภาพแบบสามมิติ แต่ก็ไม่สามารถทำได้โดยง่าย ต้องใช้เวลานานขึ้นกว่าเดิม และที่สำคัญ ต้องอาศัยการย้อมสีของชิ้นตัวอย่าง ทำให้สูญเสียเนื้อเยื่อบางส่วนไป

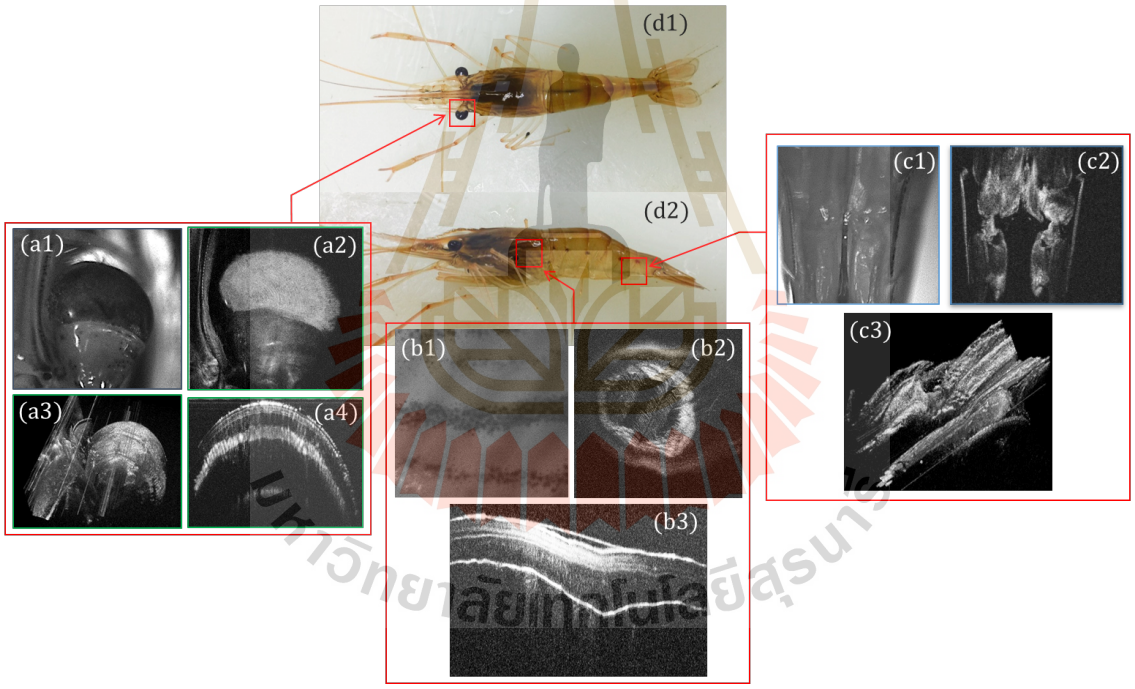
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



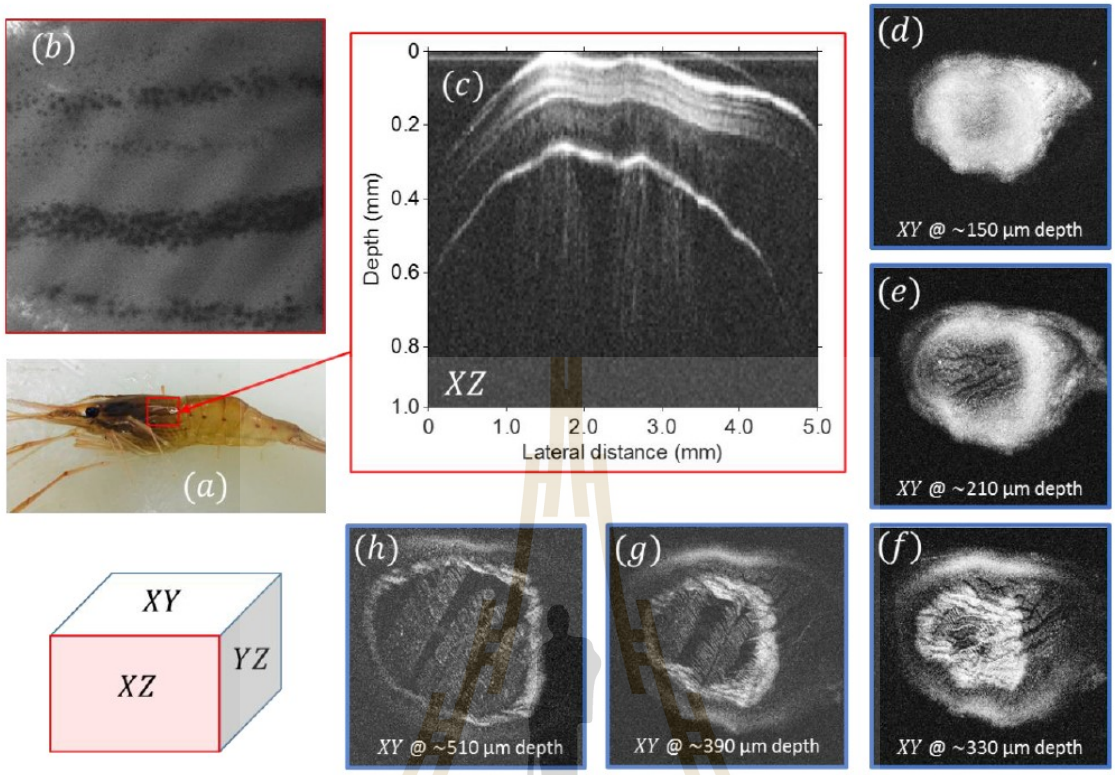
รูปที่ 3.6 แสดงบางส่วนของตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของ ครีบปลา ตับปลา และไตปลา (ตามลำดับจากบนลงล่าง) ที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ เพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นของการศึกษาการเปลี่ยนแปลงเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต อันเป็นผลจากการปนเปื้อนของสารมลพิษทางน้ำ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ทั้งนี้ ต้นแบบระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้นภายใต้โครงการนี้ มีจุดเด่นในด้านความสะดวกรวดเร็วในการถ่ายภาพ เนื่องจากไม่ต้องมีการเตรียมตัวอย่างใดๆ สามารถถ่ายเนื้อเยื่อสดๆ ซึ่งเซลล์ยังมีชีวิตอยู่ได้ อีกทั้งยังสามารถถ่ายภาพในสามมิติได้ดังแสดงในรูปที่ 3.6 โดยใช้เวลาในการบันทึกสัญญาณไม่ถึง 1 นาที จึงมีความเป็นไปได้ที่จะใช้ในการตรวจติดตามการเปลี่ยนแปลงของกลุ่มตัวอย่างอันเป็นผลจากปริมาณสารพิษในน้ำได้แบบเวลาจริง ซึ่งในเบื้องต้น ทีมวิจัยกำลังอยู่ระหว่างการทดลองใช้ระบบต้นแบบในการศึกษาโครงสร้างของกุ้งน้ำจืดแบบไม่ทำลายตัวอย่าง โดยทดลองถ่ายภาพสามมิติของโครงสร้างสามมิติของเหงือกกุ้ง โดยถ่ายทะลุเปลือกนอกของกุ้งโดยไม่มีการสัมผัสตัวอย่างในระหว่างการถ่ายภาพ ซึ่งในเบื้องต้นพบว่า ภาพสามมิติที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ สามารถมองเห็นเหงือกของกุ้งได้ในระดับหนึ่ง แต่ก็ยังมีข้อจำกัดด้านความลึก ดังแสดงในรูปที่ 3.7 และ รูปที่ 3.8 ทั้งนี้ ในทีมวิจัยได้มีการวางแผนร่วมกันในการพัฒนาระบบใหม่ที่สามารถถ่ายภาพสามมิติแบบไม่ทำลายของตัวอย่างชีวภาพที่ความลึกมากกว่าระบบปัจจุบัน



รูปที่ 3.7 ตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของส่วนต่างๆ ของกุ้งฝอยที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ ได้แก่ ภาพ (a) ส่วนดวงตา (b) ส่วนบริเวณเหงือก (c) ส่วนบริเวณโคนหาง และ (d) เป็นภาพถ่ายของกุ้งตัวอย่าง

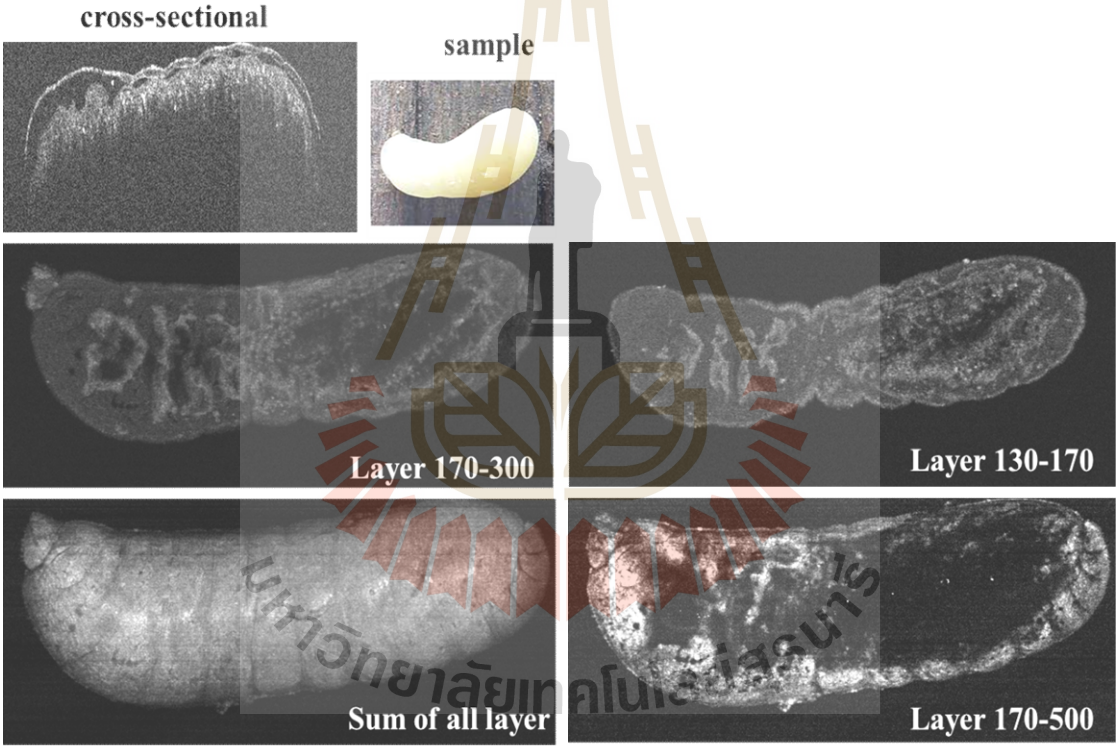


รูปที่ 3.8 ตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของเหงือกกุ้งที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ ซึ่งเป็นอวัยวะแรกๆ ที่จะได้รับผลกระทบจากสารพิษปนเปื้อน โดยภาพ (c) เป็นตัวอย่างภาพตัดขวางสองมิติ และ (d-h) เป็นภาพสองมิติในระนาบเดียวกับภาพที่มองจากกล้องจุลทรรศน์ ซึ่งได้จากภาพถ่ายสามมิติที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ ซึ่งมีความแตกต่างจากภาพจากกล้องจุลทรรศน์ปกติ เนื่องจากสามารถเลือกดูภาพได้ที่ความลึกต่างๆ จากผิวเปลือกกุ้ง

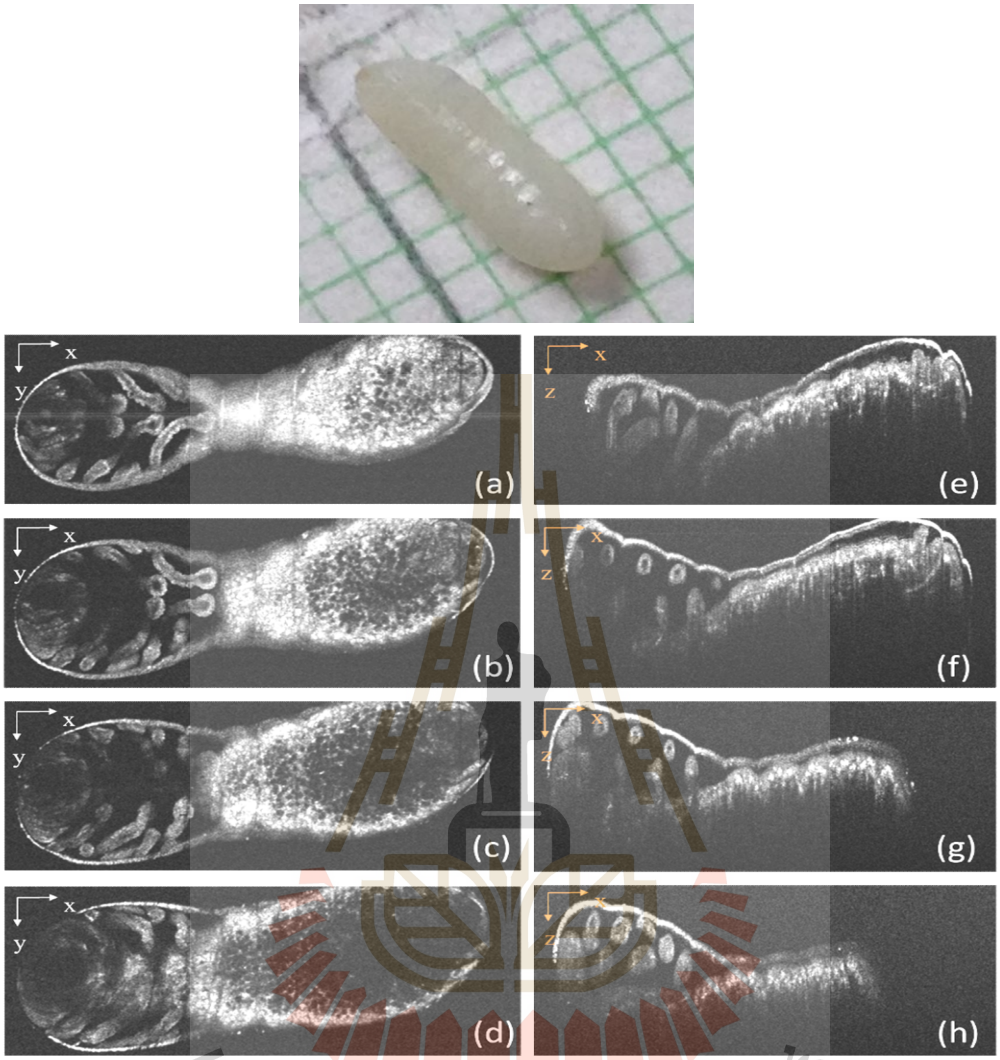
3.4.2 การถ่ายภาพสามมิติของโครงสร้างภายในของตัวอ่อนในไข่มดแดง

ความสามารถในการถ่ายภาพโครงสร้างสามมิติในระดับจุลภาคของเนื้อเยื่อที่มีชีวิต โดยไม่มีการสัมผัสหรือทำลายชิ้นตัวอย่าง นับเป็นจุดเด่นสำคัญของระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น ซึ่งการประยุกต์ที่สำคัญอย่างหนึ่งของการใช้ต้นแบบ คืองานงานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ รศ.ดร. สินีนาฏ ศิริ สาขาวิชาชีววิทยา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อพัฒนาเทคนิคการถ่ายภาพสามมิติด้วยระบบต้นแบบโอซีทีเพื่อศึกษาโครงสร้างสามมิติของตัวอ่อนภายในไข่มดแดงในระยะต่างๆ โดยไม่มีการผ่าตัดชิ้นตัวอย่างดังแสดงในรูปที่ 3.7 และ 3.8 ทั้งนี้ ในการทดสอบเบื้องต้นพบว่า ระบบต้นแบบสามารถแสดงโครงสร้างภายในของตัวอ่อนมดแดงได้ดังในรูปที่ 3.8 จึงมีความเป็นไปได้อย่างมาก ที่จะสามารถใช้ระบบต้นแบบในการติดตามพัฒนาการของตัวอ่อนในไข่มด

อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการถ่ายภาพตัดขวางแบบโอซีทีถือได้ว่าเป็นเทคนิคที่ใหม่มากทางชีววิทยา ทำให้การทดลองดังกล่าวยังขาดข้อมูลที่ได้จากระบบถ่ายภาพแบบอื่นๆ ที่มีอยู่ก่อนแล้ว เพื่อใช้เปรียบเทียบ เนื่องจากภาพที่ได้จากระบบโอซีทีแบบเวลาจริง จะเป็นภาพตัดขวางในแนวลึกดังในรูปที่ 3.8 (e-h) ดังนั้น เพื่อการเปรียบเทียบ จึงต้องแปลงข้อมูลภาพให้อยู่ในลักษณะเดียวกับภาพที่ได้จากกล้องจุลทรรศน์ดังตัวอย่างในรูปที่ 3.8 (a-d) นอกจากนั้นแล้ว ภาพที่ถ่ายโดยระบบโอซีที เป็นสัญญาณภาพที่ถ่ายได้จากความแตกต่างของค่าดัชนีหักเหของแสงของเซลล์ที่ต่างชนิดกัน โดยไม่ต้องมีการเติมสารเคมีจากภายนอกเพื่อเร่งคอนทราสต์ของภาพ ซึ่งมีผลให้การเปรียบเทียบภาพจากระบบโอซีทีกับภาพจากกล้องจุลทรรศน์โดยตรงทำได้ยาก ซึ่งต้องมีการศึกษาและทำการทดลองเพิ่มเติมต่อไป



รูปที่ 3.9 ตัวอย่างของการถ่ายภาพสามมิติด้วยระบบต้นแบบ OCT เพื่อศึกษาโครงสร้างสามมิติของตัวอ่อนภายในไข่มดแดง โดยไม่มีการผ่าตัดชิ้นตัวอย่าง

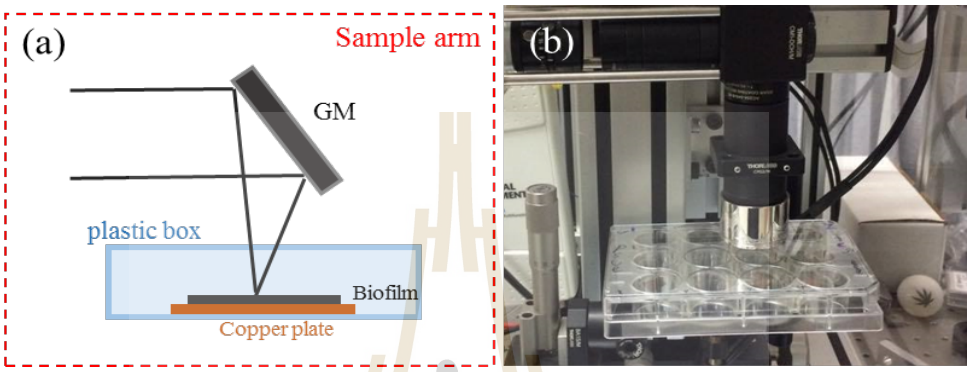


รูปที่ 3.10 เทคนิคการวิเคราะห์ภาพจากข้อมูลสามมิติของตัวอ่อนที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ โดย (a-d) เป็นภาพตัดในแนวระนาบ x-y (e-f) เป็นภาพตัดขวางตามแนวความลึก (ระนาบ x-z)

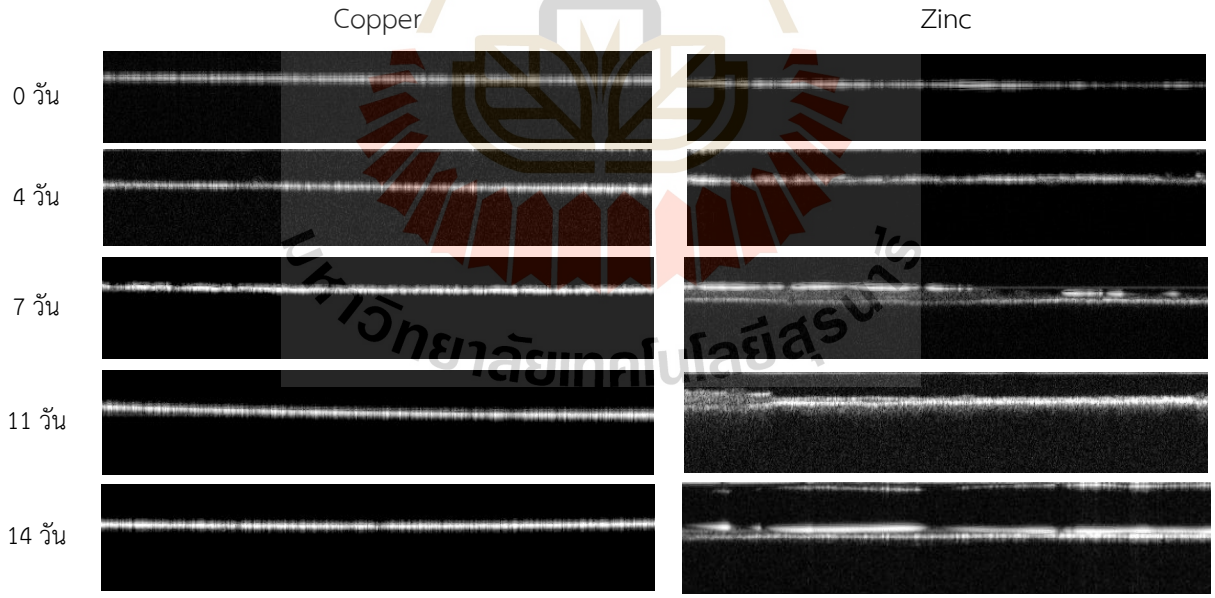
3.4.3 การติดตามการก่อตัวของไบโอฟิล์มบนผิวโลหะ

ความสามารถในการถ่ายภาพสามมิติของชิ้นงานแบบไม่ต้องสัมผัส นำไปสู่การประยุกต์ระบบต้นแบบเพื่อการติดตามและศึกษาการก่อตัวของไบโอฟิล์มบนพื้นผิวโลหะชนิดต่างๆ ซึ่งเป็นงานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ รศ.ดร. ทัศนีย์ เสาวนะ สาขาวิชาจุลชีววิทยา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อพัฒนาเทคนิคการถ่ายภาพสามมิติด้วยระบบต้นแบบโอซีทีและการวิเคราะห์ข้อมูลปริภูมิสามมิติของความหนาของไบโอฟิล์ม เพื่อการศึกษาพัฒนาการทางโครงสร้างของไบโอฟิล์มบนแผ่นพีวีซีและแผ่นโลหะชนิดต่างๆ ที่ระยะเวลาและสภาวะแวดล้อมต่างๆ กัน โดยไม่มีการสัมผัสหรือทำลายชิ้นตัวอย่าง ดังแสดงในรูปที่ 3.11 ซึ่ง

แสดงความสามารถของระบบต้นแบบในการถ่ายภาพไบโอฟิล์มบนพื้นผิวโลหะ โดยถ่ายทะลุผ่านฝาปิดของระบบเพาะเลี้ยงได้โดยตรง จึงไม่เกิดการปนเปื้อนจากภายนอกตลอดระยะเวลาการทดลอง ทำให้สามารถตรวจติดตามการก่อตัวของไบโอฟิล์มได้แบบต่อเนื่องเป็นระยะเวลาหลายสัปดาห์ติดต่อกัน โดยสามารถติดตามความเปลี่ยนแปลงของความหนาของชั้นไบโอฟิล์มบนตัวอย่างชิ้นเดียวกัน

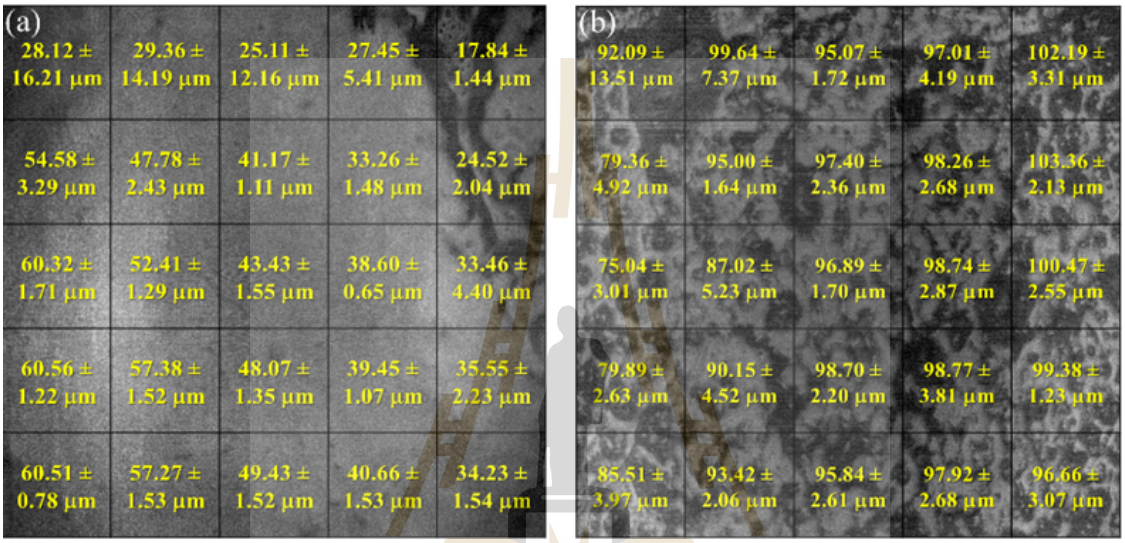


รูปที่ 3.11 ตัวอย่างการถ่ายภาพไบโอฟิล์มโดยไม่ต้องนำชิ้นตัวอย่างออกจากระบบเพาะเลี้ยง



รูปที่ 3.12 ตัวอย่างภาพถ่ายตัดขวางของไบโอฟิล์มที่ก่อตัวบนผิวของแผ่นทองแดงและสังกะสีที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบเป็นเวลาต่อเนื่อง 14 วัน

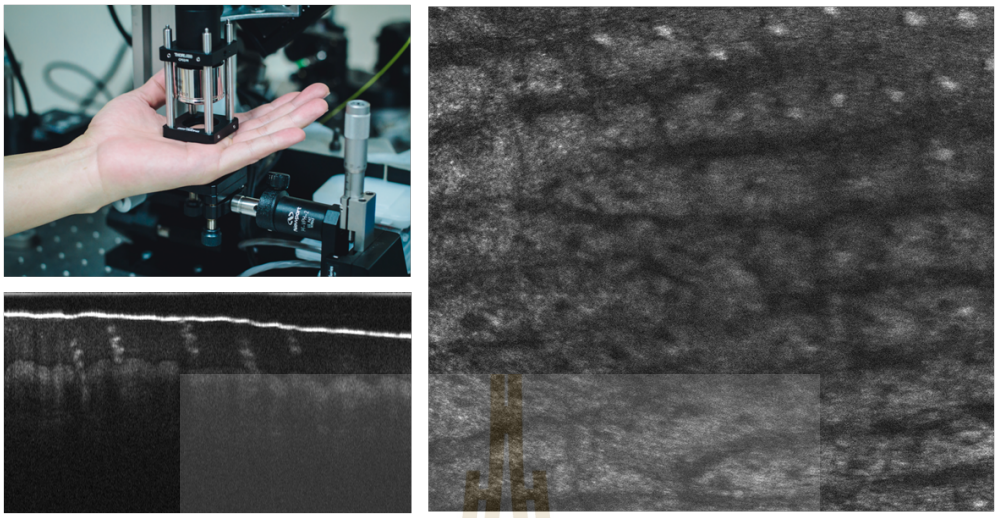
รูปที่ 3.12 แสดงภาพตัดขวางของไบโอฟิล์มบนแผ่นทองแดงและแผ่นสังกะสีที่เวลาต่างๆ นับจากวันที่เริ่มใส่เชื้อ โดยถ่ายทุกๆ 3 วัน เป็นเวลา 2 สัปดาห์ ซึ่งหากมีการก่อตัวของไบโอฟิล์มก็จะสามารถมองเห็นได้อย่างชัดเจนดังแสดงในภาพตัดขวางของแผ่นสังกะสีในคอลัมน์ขวามือของรูปที่ 3.12 นอกจากนั้นแล้วข้อมูลภาพในสามมิติยังสามารถใช้ในการวิเคราะห์เป็นแผนภาพการกระจายความหนาของไบโอฟิล์มได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 ตัวอย่างการวิเคราะห์การกระจายความหนาของไบโอฟิล์มบนผิวทองแดงและสังกะสี ซึ่งวัดได้จากข้อมูลภาพสามมิติที่บันทึกโดยระบบต้นแบบ

3.4.4 การถ่ายภาพโครงสร้างในสามมิติภายใต้ชั้นผิวหนัง

ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น ใช้หลักการตรวจวัดสัญญาณด้วยระบบการแทรกสอดของแสง โดยใช้แสงอินฟราเรดความยาวคลื่นสั้น และใช้กำลังแสงในการถ่ายภาพไม่เกิน 5 มิลลิวัตต์ จึงไม่ก่ออันตรายหรือผลข้างเคียงใดๆ ต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิต จึงเหมาะต่อการประยุกต์ในการถ่ายภาพโครงสร้างสามมิติภายใต้ชั้นผิวหนังดังแสดงในรูปที่ 3.14 และ 3.15 ซึ่งปัจจุบันยังอยู่ในขั้นตอนการทดลองใช้งานเพื่อพัฒนาเทคนิคและวิธีการวิเคราะห์สัญญาณเพื่อการติดตามความผิดปกติที่เกิดกับผิวหนังส่วนต่างๆ ของร่างกาย ทั้งนี้ พบว่าระบบต้นแบบในปัจจุบัน ยังมีข้อจำกัดด้านความลึกของการถ่ายภาพผิวหนัง ซึ่งทีมวิจัยได้วางแผนที่จะพัฒนาระบบโอซีทีที่สามารถถ่ายชั้นผิวหนังได้ลึกขึ้นต่อไปในอนาคต



รูปที่ 3.14 ตัวอย่างภาพถ่ายสามมิติของผิวหนังบริเวณฝ่ามือที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ

รูปที่ 3.15 ตัวอย่างภาพถ่ายสามมิติของผิวหนังบริเวณแก้มที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 4. สรุปผลการวิจัย

4.1 สรุปรวมผลงานวิจัย

ระบบโอซีทีที่มีใช้งานในประเทศไทยในปัจจุบัน เป็นเทคโนโลยีที่ต้องมีการนำเข้าจากต่างประเทศ ทำให้มีต้นทุนต่อเครื่องที่สูง ในขณะที่ให้ประสิทธิภาพอยู่ในระดับปานกลางเท่านั้นเมื่อเทียบกับราคา อีกทั้งยังเป็นการยากต่อการดัดแปลงและปรับเปลี่ยนเพื่อใช้ในงานอื่นๆ ตามบริบทของประเทศไทย อีกทั้ง โอซีทีถือได้ว่าเป็นเทคโนโลยีใหม่ที่มีการพัฒนาไปอย่างรวดเร็วและต่อเนื่อง การพัฒนาปรับปรุงระบบโอซีทีที่นำเข้ามา ให้มีความทันสมัยอยู่ตลอดเวลาจึงเป็นสิ่งจำเป็นแต่ในขณะเดียวกันก็เป็นเรื่องยาก และต้องใช้งบประมาณที่สูง ระบบที่พัฒนาขึ้นเองจะมีข้อได้เปรียบทั้งในแง่ของต้นทุนการผลิตที่ลดลงมากหลายเท่าตัว โดยยังคงมีสมรรถภาพของระบบในระดับเดียวกับระบบโอซีทีที่ใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศ นอกจากนี้ การพัฒนาระบบต้นแบบโอซีทียังสามารถนำไปสู่การค้นพบวิทยาการทางการแพทย์ใหม่ๆ ที่เหมาะสมกับสภาพแวดล้อมและบริบทของประเทศ ซึ่งจะนำไปสู่การพัฒนาที่ยั่งยืนทั้งในแง่ของเศรษฐกิจ เทคโนโลยี และคุณภาพชีวิต

ระบบถ่ายภาพตัดขวางแบบโอซีทีที่พัฒนาขึ้นภายใต้โครงการนี้ เป็นการพัฒนาระบบต้นแบบในระดับภาคสนามโดยพัฒนาต่อยอดจากระบบต้นแบบเชิงปฏิบัติการ เพื่อให้สามารถเคลื่อนย้ายไปใช้งานภายนอกห้องปฏิบัติการได้ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการประยุกต์ทางการแพทย์ต่อไปในอนาคต ทั้งนี้ ทีมวิจัยได้ออกแบบระบบเองทั้งหมด ทั้งการออกแบบระบบเชิงแสง และการออกแบบระบบโครงสร้างเชิงกล รวมถึงการศึกษาเพิ่มเติมวิทยาการใหม่ๆ ที่เผยแพร่ในวารสารวิชาการในระดับนานาชาติที่เกี่ยวข้อง โดยเน้นออกแบบระบบให้มีความเร็วในการถ่ายภาพที่สูงกว่าเครื่องในเชิงพานิชย์ ในราคาต้นทุนการผลิตที่ต่ำกว่าอย่างน้อย 4 เท่าตัว และยังออกแบบให้มีฟังก์ชันการถ่ายภาพและเทคนิคการวิเคราะห์ผลข้อมูลที่หลากหลาย เพื่อให้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานวิจัยต่างๆ ที่เกี่ยวข้องได้หลายๆ ด้าน อาทิ ด้านภาพถ่ายทางการแพทย์ ด้านการติดตามพัฒนาการของตัวอ่อนของตัวอย่างทางชีวภาพ ด้านการเกษตร รวมถึงด้านการศึกษาคุณสมบัติของวัสดุฟิล์มบางอีกด้วย

คุณสมบัติของระบบต้นแบบ

1) ใช้แสงอินฟราเรดในช่วง 800-900 นาโนเมตรในการถ่ายภาพ
2) กำลังแสงเฉลี่ยที่ตกกระทบบนผิวตัวอย่างไม่เกิน 5 mW
3) ความละเอียดเชิงลึกของการถ่ายภาพประมาณ 8-10 ไมโครเมตร
4) ความละเอียดในแนวระนาบพื้นผิวของการถ่ายภาพขนาด 10-15 ไมโครเมตร
5) ขนาดของภาพที่สามารถถ่ายได้สูงสุด 30 mm x 30 mm

6) ความลึกสูงสุดของการถ่ายภาพ 2.5 mm จากพื้นผิวของตัวอย่าง

7) ความเร็วในการถ่ายภาพสูงสุด 130 ภาพต่อวินาที

8) ไม่มีขั้นตอนยุ่งยากในการเตรียมตัวอย่าง

9) ไม่มีการสัมผัสผิวตัวอย่างในระหว่างการถ่ายภาพ

10) ไม่มีผลข้างเคียงและสารตกค้างที่อาจเป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

จนถึงปัจจุบัน ต้นแบบภาคสนามได้ถูกประยุกต์ใช้เพื่อสนับสนุนงานวิจัยทางชีววิทยาและชีวการแพทย์ อาทิ

- งานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ ดร. ชุติมา ถนอมสิทธ์ และ ดร. พอจิต นันทนาวัฒน์ คณะวิทยาศาสตร์, มหาวิทยาลัยบูรพา ในการพัฒนาเทคนิคการประยุกต์ใช้ภาพถ่ายสามมิติจากระบบต้นแบบโอซีทีเพื่อการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตเพื่อใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นของการศึกษาการปนเปื้อนของสารมลพิษทางน้ำ
- งานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ ดร. อัจฉราพร แถวหมอ สาขาวิชาสรีรวิทยา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อพัฒนาเทคนิคการถ่ายภาพกระจกตาและจอประสาทตาของหนูทดลอง เพื่อตรวจติดตามพัฒนาการของโรคเบาหวานและผลตอบสนองต่อการรักษา
- งานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ รศ.ดร. สินีนาฏ ศิริ สาขาวิชาชีววิทยา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อพัฒนาเทคนิคการถ่ายภาพสามมิติด้วยระบบต้นแบบโอซีทีเพื่อศึกษาโครงสร้างสามมิติของตัวอ่อนภายในไข่มดแดงในระยะต่างๆ โดยไม่มีการผ่าตัดชิ้นตัวอย่าง
- งานวิจัยร่วมกับกลุ่มวิจัยของ รศ.ดร. ทัศนีย์ เสาวนะ สาขาวิชาจุลชีววิทยา สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อพัฒนาเทคนิคการถ่ายภาพสามมิติด้วยระบบต้นแบบโอซีทีและการวิเคราะห์ข้อมูลปริภูมิสามมิติ (Topography) เพื่อการศึกษาพัฒนาการทางโครงสร้างของไบโอฟิล์มบนแผ่นพีวีซี ที่ระยะเวลาและสภาวะแวดล้อมต่างๆ กัน โดยไม่มีการสัมผัสหรือทำลายชิ้นตัวอย่าง

ทั้งนี้ ระบบต้นแบบที่ได้ ยังสามารถพัฒนาต่อไปได้อีกในด้านของความละเอียด ความเร็ว และฟังก์ชันการใช้งานในอนาคต ซึ่งคาดว่าจะสามารถนำต้นแบบที่ได้ไปประยุกต์ในการศึกษาวิจัยทางชีวภาพที่เกี่ยวข้องได้ อาทิ ทางชีววิทยา ทางเทคโนโลยีเกษตรทั้งพืชและสัตว์ และทางการแพทย์ เป็นต้น ซึ่งปัจจุบันได้เริ่มเปิดโอกาสให้นักวิจัยจากสาขาอื่นๆ ทั้งในและนอกมหาวิทยาลัยได้เข้าชมและนำตัวอย่างมาทดลองถ่ายบ้างแล้ว อย่างไรก็ตาม OCT ยังถือว่าเป็นเทคโนโลยีใหม่ในประเทศไทย การตีความสัญญาณภาพและการวิเคราะห์

ข้อมูลที่ได้ยังต้องอาศัยการฝึกฝนและเรียนรู้ร่วมกันระหว่างทีมวิจัยผู้พัฒนาระบบและทีมนักวิจัยจากภายนอกในสาขาวิชาอื่นๆ ที่ต้องการใช้งานระบบต่อไป ทั้งนี้ OCT มีข้อได้เปรียบเทคนิคการถ่ายภาพอื่นๆ ในแง่ของความสะดวก รวดเร็วของการถ่ายภาพ มีขั้นตอนในการเตรียมตัวอย่างที่ไม่ซับซ้อน และสามารถถ่ายภาพสามมิติของตัวอย่างที่มีชีวิตได้โดยไม่เกิดอันตรายหรือผลข้างเคียง (Non-destructive and non-invasive) จึงเหมาะที่ใช้ในงานที่ต้องการตรวจติดตามการเจริญเติบโตของสิ่งมีชีวิตขนาดเล็ก หรือการติดตามและเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อชีวภาพในสภาวะต่างๆ กันได้

4.2 ผลผลิตของงานวิจัย

1) ต้นแบบภาคสนามของระบบถ่ายภาพตัดขวางแบบสามมิติความเร็วสูงโอซีที จำนวน 1 ระบบ ที่มีความสามารถในการถ่ายภาพได้ละเอียดระดับ 10 ไมครอน ด้วยความเร็วในการถ่ายภาพที่เร็วกว่า 100 ภาพ ต่อวินาที
2) นักศึกษาผู้มีส่วนร่วมในงานวิจัยและได้รับการพัฒนาองค์ความรู้และทักษะในการออกแบบและสร้างระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการ จำนวน 4 คน ได้แก่
   - นายคุณากร พละวงศ์ รหัส D5510146 นักศึกษาระดับปริญญาเอก สาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟตอนนิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
   - นายพรเทพ ป้องชาลี รหัส M5841103 นักศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
   - นายเจษฎา แซ่เตี้ยว รหัส M5710133 นักศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
   - นางสาวจิราภรณ์ แสนแจ้ รหัส M5710157 นักศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
3) นำเสนอระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในการประชุมเชิงวิชาการทั้งระดับชาติและระดับนานาชาติ รวมทั้งสิ้นจำนวน 4 ครั้ง ซึ่งเป็นการเปิดช่องทางให้นักวิจัยในสาขาอื่นที่สนใจ ได้เข้ามามีส่วนร่วมในการใช้งานและพัฒนาระบบต่อไป
4) ผลงานการตีพิมพ์แบบบทความเต็ม (Full paper) ใน conference proceeding ระดับนานาชาติที่ปรากฏในฐานข้อมูลสากลของ Scopus จำนวน 2 บทความ
5) ผลงานการตีพิมพ์ในวารสารวิชาการ 3 บทความ
6) ได้รับรางวัลสภาวิจัยแห่งชาติ รางวัลสิ่งประดิษฐ์คิดค้น ระดับดีมาก ประจำปี 2559 สาขาวิทยาศาสตร์กายภาพและคณิตศาสตร์

4.3 การเผยแพร่ผลงานวิจัยของโครงการ

การนำเสนอผลงานในการประชุมเชิงวิชาการต่างๆ

1) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมประจำปีของสมาคมจุลทรรศน์แห่งประเทศไทยครั้งที่ 31 (MST-31) ในหัวข้อ “Optical Coherence Tomography: A High Speed 3D Microscopic Imaging and Analysis” ณ จ. นครราชสีมา ระหว่างวันที่ 29-31 มกราคม พ.ศ. 2557
2) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการระดับนานาชาติ *Imaging and Applied Optics 2015* (Optical Society of America) ในหัวข้อ “Characterization of Flow in Microfluidic Chamber using Phase Resolved Doppler Optical Coherence Tomography” ณ เมือง อา ลิงตัน รัฐเวอร์จิเนีย ประเทศสหรัฐอเมริกา ระหว่างวันที่ 7-11 มิถุนายน พ.ศ. 2558
3) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการระดับนานาชาติ *Frontier in Optics 2016* (Optical Society of America) ในหัวข้อ “Alternative Fusing Algorithm for High Speed Gabor Domain Optical Coherence Microscopy” ณ เมืองโรสเชสเตอร์ รัฐนิวยอร์ก ประเทศสหรัฐอเมริกา ระหว่างวันที่ 17-21 ตุลาคม พ.ศ. 2559
4) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการระดับนานาชาติ Nanothailand 2016) ในหัวข้อ “Nondestructive 3D Characterization of Materials Using Optical Coherence Tomography” ณ จ. นครราชสีมา ระหว่างวันที่ 27-29 พฤสจิกายน พ.ศ. 2559

ผลงานตีพิมพ์ใน Full-Paper Conference Proceeding

1) **P. Meemon** and P. Pongchalee, "Characterization of Flow in Microfluidic Chamber using Phase Resolved Doppler Optical Coherence Tomography," in *Propagation through and Characterization of Distributed Volume Turbulence and Atmospheric Phenomena*, (Optical Society of America, 2015), JT5A. 22.
   - https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?uri=pcDVTAP-2015-JT5A.22
2) **P. Meemon**, P. Pongchalee, J. Widjaja, and J. P. Rolland, "Alternative Fusing Algorithm for High Speed Gabor Domain Optical Coherence Microscopy," in Laser Science, (Optical Society of America, 2016), JW4A. 106.
   - https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?uri=FiO-2016-JW4A.106

ผลงานตีพิมพ์ในวารสารเชิงวิชาการ

1) **P. Meemon**, J. Yao, Y. Chu, F. Zvietcovich, K. J. Parker, and J. P. Rolland, "Crawling wave optical coherence elastography," Optics Letters **41**, 847-850 (2016).
   - https://www.osapublishing.org/ol/abstract.cfm?uri=ol-41-5-847
2) J. Yao, **P. Meemon**, M. Ponting, and J. P. Rolland, "Angular scan optical coherence tomography imaging and metrology of spherical gradient refractive index preforms," Opt. Express **23**, 6428-6443 (2015).
   - https://www.osapublishing.org/oe/abstract.cfm?uri=oe-23-5-6428
3) C. Thanomsit, J. Nanuam, W. Prasatkaew, **P. Meemon**, P. Nanthanawat, " Histological Alterations in Asian seabass (Lates calcarifer) during Exposed to Non-Essential and Essential Elements.," EnvironmentAsia **9**, 72-79 (2016).

ผลงานรางวัลระดับประเทศ

- รางวัลสภาวิจัยแห่งชาติ รางวัลสิ่งประดิษฐ์คิดค้น ระดับดีมาก ประจำปี 2559 สาขาวิทยาศาสตร์กายภาพและคณิตศาสตร์ ในผลงานเรื่อง "กล้องจุลทรรศน์อินฟราเรดความเร็วสูงเพื่อการถ่ายภาพตัดขวางสามมิติแบบไม่ทำลายของตัวอย่างทางชีวภาพ"

4.4 การศึกษาวิจัยเพิ่มเติม

ทีมวิจัยมีแผนงานที่จะพัฒนาระบบต้นแบบที่ได้จากโครงการนี้ต่อไป โดยเน้นการพัฒนาระบบให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น รวมถึงการแสวงหาความร่วมมือกับกลุ่มวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง เพื่อพัฒนาเทคนิคใหม่ๆ ของการประยุกต์ใช้ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในการสนับสนุนงานวิจัยทางด้านการถ่ายภาพและวิเคราะห์ตัวอย่างชีวภาพ การถ่ายภาพทางชีวการแพทย์ งานวิจัยทางเทคโนโลยีเกษตร รวมถึงการวิเคราะห์คุณสมบัติของวัสดุด้วย ซึ่งมีแผนงานที่วางไว้โดยสังเขป ดังนี้

1) ทดลองใช้ระบบต้นแบบถ่ายภาพสามมิติที่พัฒนาขึ้นในการถ่ายภาพตัวอย่างทางชีวภาพ โดยเน้นสร้างความร่วมมือกับกลุ่มวิจัยอื่นๆ โดยเริ่มจากงานวิจัยด้านการวิเคราะห์และตรวจติดตามโครงสร้างของเนื้อเยื่อทางชีวภาพต่างๆ ซึ่งจะรวมถึงการพัฒนาเทคนิคใหม่ๆ ของการถ่ายภาพ และการประมวลผลสัญญาณภาพสามมิติที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ เป็นต้น

2) ประยุกต์ระบบต้นแบบของระบบการถ่ายภาพภูมิลักษณะความหนา (optical thickness topography) สำหรับการวิเคราะห์วัสดุชนิดฟิล์มบาง ที่มีประสิทธิภาพสูงในด้านความเร็วในการบันทึกสัญญาณและความละเอียดของการวัด เพื่อใช้ในการวิเคราะห์คุณลักษณะพื้นผิวและความหนาของชิ้นงานวัสดุชนิดฟิล์มบางโดยไม่มีการสัมผัสชิ้นงาน และยังสามารถพัฒนาไปสู่การประยุกต์ใช้ในงานตรวจสอบคุณภาพของแผ่นฟิล์มบางในงานวิจัยด้านต่างๆ อาทิ ด้านชีววิทยา ด้านชีวการแพทย์ ด้านการเกษตร และด้านอุตสาหกรรม ต่อไป
3) พัฒนาเทคนิคการประมวลสัญญาณที่วัดได้โดยระบบต้นแบบเพื่อการวิเคราะห์และสร้างแผนภาพแสดงคุณสมบัติความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อชีวภาพโดยไม่มีการสัมผัส ซึ่งคาดว่าจะสามารถประยุกต์ในทางการแพทย์เพื่อการตรวจจับและติดตามการลุกลามของเนื้อเยื่อผิวหนังที่ผิดปกติได้ เช่น แผลเป็น และมะเร็งผิวหนัง
4) พัฒนาต่อเนื่องระบบหัวถ่ายภาพของต้นแบบ OCT เพื่อพัฒนาไปสู่ระบบที่สามารถถ่ายภาพจอประสาทตาแบบสามมิติที่ความเร็วสูงได้ ซึ่งคาดว่าจะสามารถใช้ประโยชน์ในการตรวจติดตามความผิดปกติของจอประสาทตาได้ต่อไป อีกทั้ง ยังมีประโยชน์ต่องานวิจัยขั้นสูงของการวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับจอประสาทตาเสื่อมต่างๆ ได้ในอนาคต

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บรรณานุกรม

1 Huang, D. *et al.* Optical coherence tomography. *Science* **254**, 1178-1181 (1991).

2 Lee, K. S., Thompson, K. P., Meemon, P. & Rolland, J. P. Cellular resolution optical coherence microscopy with high acquisition speed for in-vivo human skin volumetric imaging. *Optics letters* **36**, 2221-2223 (2011).

3 Choma, M., Sarunic, M., Yang, C. & Izatt, J. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography. *Optics Express* **11**, 2183-2189 (2003).

4 An, L., Li, P., Shen, T. T. & Wang, R. High speed spectral domain optical coherence tomography for retinal imaging at 500,000 A-lines per second. *Biomedical optics express* **2**, 2770-2783 (2011).

5 Schmoll, T., Kolbitsch, C. & Leitgeb, R. A. Ultra-high-speed volumetric tomography of human retinal blood flow. *Optics Express* **17**, 4166-4176 (2009).

6 Davis, A. M., Rothenberg, F. G., Shepherd, N. & Izatt, J. A. In vivo spectral domain optical coherence tomography volumetric imaging and spectral Doppler velocimetry of early stage embryonic chicken heart development. *Journal of the Optical Society of America A* **25**, 3134-3143 (2008).

7 Wojtkowski, M., Kowalczyk, A., Leitgeb, R. & Fercher, A. F. Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging. *Optics Letters* **27**, 1415-1417 (2002).

8 Leitgeb, R. *et al.* Real-time assessment of retinal blood flow with ultrafast acquisition by color Doppler Fourier domain optical coherence tomography. *Optics Express* **11**, 3116-3121 (2003).

9 White, B. *et al.* In vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical coherence tomography. *Optics Express* **11**, 3490-3497 (2003).

10 Cense, B. *et al.* Ultrahigh-resolution high-speed retinal imaging using spectral-domain optical coherence tomography. *Optics Express* **12**, 2435-2447 (2004).

11 Fercher, A. F., Mengedoht, K. & Werner, W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. *Optics Letters* **13**, 186-188 (1988).

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

12 Lee, E. C., de Boer, J. F., Mujat, M., Lim, H. & Yun, S. H. In vivo optical frequency domain imaging of human retina and choroid. *Optics Express* **14**, 4403-4411 (2006).

13 Nelson, J. S., Kelly, K. M., Zhao, Y. & Chen, Z. Imaging blood flow in human port-wine stain in situ and in real time using optical Doppler tomography. *Archives of dermatology* **137**, 741 (2001).

14 Lim, H. *et al.* High-speed imaging of human retina in vivo with swept-source optical coherence tomography. *Optics Express* **14**, 12902-12908 (2006).

15 De Boer, J. F., Milner, T. E., van Gemert, M. J. C. & Nelson, J. S. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography. *Optics Letters* **22**, 934-936 (1997).

16 Schmitt, J. M., Lee, S. L. & Yung, K. M. An optical coherence microscope with enhanced resolving power in thick tissue. *Optics Communications* **142**, 203-207 (1997).

17 Mariampillai, A. *et al.* Doppler optical cardiogram gated 2D color flow imaging at 1000 fps and 4D in vivo visualization of embryonic heart at 45 fps on a swept source OCT system. *Optics Express* **15**, 1627-1638 (2007).

18 Ko, H. J., Tan, W., Stack, R. & Boppart, S. A. Optical coherence elastography of engineered and developing tissue. *Tissue Engineering* **12**, 63-73 (2006).

19 Kim, S., Na, J., Kim, M. J. & Lee, B. H. Simultaneous measurement of refractive index and thickness by combining low-coherence interferometry and confocal optics. *Optics Express* **16**, 5516-5526 (2008).

20 Lee, B., Park, S., Park, K. & Kim, Y. Simultaneous Measurements of Refractive Index and Thickness by Spectral-Domain Low Coherence Interferometry Having Dual Sample Probes. *Photonics Technology Letters, IEEE*, 1-1 (2011).

21 Bouma, B. E. & Tearney, G. J. *Handbook of optical coherence tomography*. (Marcel Dekker, Inc., 2002).

22 Born, M. & Wolf, E. *Principles of Optics, seventh expanded edition*. (Cambridge University Press, 1999).

23 Fercher, A. F., Hitzenberger, C. K., Kamp, G. & El-Zaiat, S. Y. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry. *Optics Communications* **117**, 43-48 (1995).

24 De Boer, J. F. *et al.* Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography. *Optics Letters* **28**, 2067-2069 (2003).

25 Leitgeb, R., Hitzenberger, C. & Fercher, A. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Optics Express* **11**, 889-894 (2003).

26 Palawong, K. *et al.* in *International Conference on Experimental Mechanics 2013 and the Twelfth Asian Conference on Experimental Mechanics.* 923417-923417-923416 (International Society for Optics and Photonics).

27 Meemon, P. & Pongchalee, P. in *Propagation through and Characterization of Distributed Volume Turbulence and Atmospheric Phenomena.* JT5A. 22 (Optical Society of America).

28 Lee, K. S., Meemon, P., Dallas, W., Hsu, K. & Rolland, J. P. Dual detection full range frequency domain optical coherence tomography. *Optics letters* **35**, 1058-1060 (2010).

29 Meemon, P., Lee, K. S. & Rolland, J. P. Doppler imaging with dual-detection full-range frequency domain optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express* **1**, 537-552 (2010).

30 Meemon, P. & Rolland, J. P. Swept-source based, single-shot, multi-detectable velocity range Doppler optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express* **1**, 955-966 (2010).

31 Duma, V. F., Lee, K., Meemon, P. & Rolland, J. P. Experimental investigations of the scanning functions of galvanometer-based scanners with applications in OCT. *Applied Optics* **50**, 5735-5749 (2011).

32 Lee, K. S., Akcay, A. C., Delemos, T., Clarkson, E. & Rolland, J. P. Dispersion control with a Fourier-domain optical delay line in a fiber-optic imaging interferometer. *Applied optics* **44**, 4009-4022 (2005).

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัตินักวิจัย

ศาสตราจารย์ ดร. โจโวโน วิดจายา (Joewono Widjaja) เป็นอาจารย์ประจำสาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จบการศึกษาระดับปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์) จาก Satya Wacana Christian University, Indonesia (1986) และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาโท (Master of Engineering) และปริญญาเอก (Doctor of Engineering) ในสาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ จาก Hokkaido University, Japan ในปี พ.ศ. 2534 และ 2537 ตามลำดับ สาขางานวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษคือ การประมวลผลสัญญาณเชิงแสง ดิจิตอลโฮโลแกรม และมาตรวิทยาเชิงแสง

สถานที่ติดต่อ: อาคารวิชาการ 2 ชั้น 5 ห้อง C2-542 สาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เลขที่ **111** ถนนมหาวิทยาลัย ต. สุรนารี อ. เมือง จ. นครราชสีมา 30000 โทร. 044 224 194 หรือ Email: widjaja@sut.ac.th

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พนมศักดิ์ มีมนต์ (Panomsak Meemon) เป็นอาจารย์สาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จบการศึกษาระดับปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า) จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในปี พ.ศ. 2543 จากนั้นในปี พ.ศ. 2547 ได้รับทุนรัฐบาลซึ่งจัดสรรโดยกระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ เพื่อศึกษาต่อในระดับปริญญาโท (Master of Science) และปริญญาเอก (Ph.D.) ในสาขาวิชา Optics จาก College of Optics and Photonics, University of Central Florida, USA ปีที่สำเร็จการศึกษา พ.ศ. 2553 หลังจบการศึกษาระดับปริญญาเอกแล้วได้ทำงานเป็นนักวิจัยที่ Optical Diagnostics and Applications Laboratory, Institute of Optics, University of Rochester, USA เป็นเวลา 1 ปี สาขางานวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษคือ การออกแบบระบบเชิงแสง โดยเน้นการพัฒนาระบบถ่ายภาพสามมิติด้วยแสงอินฟราเรดและการประยุกต์ในเชิงชีวการแพทย์และชีววิทยา

สถานที่ติดต่อ: อาคารวิชาการ 2 ชั้น 5 ห้อง C2-537 สาขาวิชาฟิสิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เลขที่ 111 ถนนมหาวิทยาลัย ต. สุรนารี อ. เมือง จ. นครราชสีมา 30000 โทร. 044 224 544 หรือ Email: panomsak@sut.ac.th