รหัสโครงการ SUT1-107-59-12-10

รายงานการวิจัย

การถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์
(3D Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography)

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

รหัสโครงการ SUT1-107-59-12-10

รายงานการวิจัย

การถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์
(3D Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography)

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พนมศักดิ์ มีมนต์

สาขาวิชาฟิสิกส์

สำนักวิชาวิทยาศาสตร์

ผู้ร่วมวิจัย

ศาสตราจารย์ ดร. โจโวโน วิดจายา

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ พ.ศ. 2559

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

มิถุนายน 61

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีและสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2559

ทีมวิจัย

มิถุนายน 2561

บทคัดย่อภาษาไทย

ระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ (Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography) หรือ PS-OCT เป็นระบบที่ได้มีการพัฒนาต่อยอดจากระบบ OCT เดิม เป็นเทคโนโลยีการถ่ายภาพสามมิติความเร็วสูงที่สามารถนำไปใช้ในการถ่ายภาพตัดขวางของตัวอย่าง (sample) ชนิดต่างๆ อาทิ เนื้อเยื่อชีวภาพ (biological tissues) และวัสดุโปร่งแสงอื่นๆ (optical transparent materials) ซึ่งระบบ PS-OCT สามารถให้ข้อมูลได้มากกว่าระบบ OCT แบบเดิม โดยสามารถใช้ในการวิเคราะห์โครงสร้างของตัวอย่าง และคุณสมบัติเชิงแสงของตัวอย่าง แต่เนื่องด้วยความซับซ้อนและความยากในการติดตั้งระบบ การวิเคราะห์ข้อมูลที่ซับซ้อนกว่า ตลอดจนมูลค่าต้นทุนที่สูงกว่ามาก จึงทำให้ ระบบ PS-OCT ยังไม่มีการพัฒนาออกมาในเชิงพานิชย์ ซึ่งต่างจากระบบ OCT เดิม ที่มีการพัฒนาในเชิงพานิชย์ โครงการนี้จึงมุ่งเน้นการพัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ (PS-OCT) ในระดับห้องปฏิบัติการ โดยเป้าหมายหลัก คือ ใช้ในด้านการวิจัยในระดับห้องปฏิบัติการ และพัฒนาจนสามารถใช้ในระดับทั่วไปจนถึงระดับอุตสาหกรรมได้ ซึ่งการพัฒนาระบบขึ้นมาเองทำให้สามารถปรับเปลี่ยนการใช้งานเพื่อให้เหมาะสมกับความต้องการของงานนั้นๆ ได้หลากหลาย ตลอดจนระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้นมีสมรรถนะในด้านความเร็วในการถ่ายภาพ และความละเอียดทัดเทียมกับระบบที่มีการใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศ อีกทั้งระบบได้มีการคำนึงถึงต้นทุนในการพัฒนาระบบที่ต่ำกว่าต่างประเทศหลายเท่าตัว ซึ่งจะทำให้สามารถกระจายองค์ความรู้และเทคโนโลยีนี้ให้เป็นที่รู้จักและสนับสนุนงานวิจัยต่างๆได้อย่างแพร่หลายแก่ผู้ที่สนใจ เป็นการสร้างองค์ความรู้และการพัฒนาเทคโนโลยีของประเทศอย่างยั่งยืนในระยะยาวต่อไป

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ

Polarization sensitive optical coherence tomography (PS-OCT) is an extension of optical coherence tomography (OCT), which is a technique of non-contact and non-destructive 3D imaging. PS-OCT has an advantage of not only measure the inner structure of a sample, but it can also measure and characterize birefringence, phase retardation, and fast-axis orientation that are properties of anisotropic materials. However, PS-OCT is subjected to high cost than the normal OCT and is more complicated in term of alignment. Therefore, it is not commercially available. This project has developed a laboratory prototype of PS-OCT to be used for research and to be further developed for industrial applications. A custom developed PS-OCT prototype will allow for modification to fit different needs and applications. In addition, the developed prototype has high performance at lower cost, which will be available for other researchers in related fields, such as biology, biomedicine, and material science.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ

หน้า

กิตติกรรมประกาศ ..... ก
บทคัดย่อภาษาไทย ..... ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... ค
สารบัญ ..... ง
สารบัญรูปภาพ ..... จ
บทที่ 1 บทนำ 1
ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย 1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2
ขอบเขตของการวิจัย 2
ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย 3
บทที่ 2 การทบทวนวรรณกรรม (reviewed literature) 4
การทบทวนวรรณกรรม (reviewed literature) 4
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย 8
วิธีการดำเนินการวิจัย 8
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย 13
คุณสมบัติของระบบต้นแบบ 13
หลักการทำงานของระบบต้นแบบ 14
ประสิทธิภาพของระบบ 16
ตัวอย่างการประยุกต์ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น 17
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย 18
สรุปรวมผลงานวิจัย 18
ผลผลิตของงานวิจัย 20
การเผยแพร่ผลงานวิจัยของโครงการ 20
การศึกษาวิจัยเพิ่มเติม 21
บรรณานุกรม 22
ประวัตินักวิจัย 25

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 รูปจากระบบ PS-OCT ได้รับการพัฒนาเพื่อใช้ทั้งในด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์และวัสดุ 6
รูปที่ 2.2 ระบบ PS-OCT 7
รูปที่ 3.1 แผนผังโครงสร้างโดยรวมของระบบต้นแบบ 9
รูปที่ 3.2 ระบบต้นแบบ PS-OCT ที่ได้ทำการพัฒาขึ้นมาในห้องปฏิบัติการเชิงแสง 9
รูปที่ 3.3 แสดงอุปกรณ์ในส่วนการแทรกสอดของแสงในอากาศของระบบ PS-OCT 10
รูปที่ 3.4 ชุดตรวจจับสัญญาณการแทรกอสดของแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนตั้งและแกนนอน 10
รูปที่ 3.5 แสดงในส่วนของการวางตัวอย่างในการถ่ายภาพ..... 11
รูปที่ 3.6 ลักษณะโปรแกรม Labview ที่ออกแบบและพัฒนาสำหรับระบบ PS-OCT 12
รูปที่ 4.1 แสดงภาพ 3 มิติของกระจกสไลด์ในโหมด Intensity และ Phase retardation..... 17
รูปที่ 4.2 แสดงภาพ 3 มิติของพลาสติกเทปในโหมด Intensity และ Phase retardation 17

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

Optical Coherence Tomography หรือ OCT เป็นเทคโนโลยีสำหรับการถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงเลเซอร์ มีความสามารถในการถ่ายภาพด้วยความเร็วสูง ได้ภาพถ่ายที่มีลักษณะเป็นภาพตัดขวางในสองมิติ และสามมิติ ซึ่งเหมาะในการถ่ายภาพของตัวอย่าง (sample) ชนิดต่างๆ เช่น เนื้อเยื่อชีวภาพ (biological tissue) และวัสดุโปร่งแสงอื่นๆ (optical transparent materials) ความละเอียดในการถ่ายภาพของระบบ OCT มีความละเอียดในระดับน้อยกว่า 10 ไมโครมิเตอร์ ซึ่งถือว่าอยู่ในระดับสูง และเนื่องจากระบบ OCT ใช้แสงอินฟราเรดช่วงสั้น (near infrared หรือ NIR) จึงทำให้ไม่เกิดอันตราย ความเสียหายหรือผลข้างเคียงแก่เนื้อเยื่อชีวภาพ (non-invasive) และนอกจากนี้ยังสามารถถ่ายภาพได้โดยไม่ต้องทำลายวัตถุตัวอย่าง (non-destructive)

นอกจากนี้ OCT ยังได้มีการพัฒนาเพิ่มเติมขีดความสามารถและคุณสมบัติในการถ่ายภาพของระบบขึ้นหลายอย่าง ซึ่งการขยายขีดความสามารถอันหนึ่งของ OCT ที่มีความสำคัญอย่างมากต่อการถ่ายภาพทางด้านการแพทย์และเนื้อเยื่อชีวภาพนั้นก็คือ การถ่ายภาพสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ หรือที่มีชื่อเรียกว่า Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography หรือ PS-OCT นั่นเอง คุณสมบัติและความสามารถของ PS-OCT นั้นเนื่องจากใช้แสงโพลาไรซ์ในการถ่ายภาพชิ้นงานตัวอย่างและวัดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติโพลาไรซ์ที่สะท้อนกลับ ซึ่งจะทำให้สามารถทราบถึงความเป็น birefringence ของชิ้นงานตัวอย่าง โดยที่ birefringence คือ คุณสมบัติของวัตถุที่ค่าดัชนีหักเห (Reflective index) ของวัตถุขึ้นกับทิศทางการโพลาไรเซชัน (Polarization) ของแสงที่ตกกระทบ ซึ่งจะเกิดจากการที่โครงสร้างของวัตถุ (Micro structure) ที่ไม่สมมาตร ทำให้แสงที่โพลาไรซ์ใน 2 ทิศทางเห็นค่าดัชนีหักเหที่แตกต่างกัน ซึ่งคุณสมบัตินี้นั่นเองที่เป็นผลทำให้ PS-OCT มีความสามารถในการถ่ายภาพ และสามารถจำแนกลักษณะของเนื้อเยื่อได้ดีกว่า OCT แบบเดิม เช่น การจำแนกรูปร่างเซลล์ (ไขมัน มีโครงสร้างแบบสมมาตร, ไฟเบอร์ มีโครงสร้างแบบไม่สมมาตร) และการจัดเรียงตัวของเนื้อเยื่อ แม้ว่าในปัจจุบัน OCT จะเข้ามามีบทบาทอย่างมากในด้านการแพทย์ และด้านวัสดุศาสตร์ ซึ่งในหลายๆ ประเทศ ได้มีการใช้งานเครื่องตรวจวิเคราะห์ชนิด OCT อย่างกว้างขวางทั้งในระดับงานค้นคว้าวิจัย ระดับงานตรวจรักษาในคลินิก ไปจนถึงระดับโรงพยาบาลขนาดใหญ่ แต่ในส่วนของ PS-OCT นั้น ยังไม่มีการใช้งานอย่างแพร่หลาย ส่วนมากยังมีใช้งานในระดับห้องปฏิบัติการ (laboratory) เท่านั้น ยังไม่มีการใช้งานในระดับพาณิชย์ (commercial) เนื่องจากเป็นระบบที่มีความซับซ้อนกว่าระบบ OCT ทั่วไป

โครงการนี้มุ่งหวังที่จะพัฒนาระบบถ่ายภาพสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ PS-OCT ในระดับห้องปฏิบัติการ ที่มีสมรรถนะทั้งในด้านความเร็วและความละเอียดในการถ่ายภาพสูง ซึ่งจะสามารถใช้วิเคราะห์คุณสมบัติของวัตถุในการตอบสนองต่อแสงโพลาไรซ์ได้ ซึ่งจะเป็นการพัฒนาปรับปรุงเพื่อขยายขอบเขตการทำงานของระบบต้นแบบ OCT ที่มีอยู่แล้ว ณ ห้องปฏิบัติการเชิงแสงของสาขาวิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ทั้งนี้ ทางทีมวิจัยมุ่งหวังที่จะให้ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น มีฟังชันก์การทำงานและประสิทธิภาพทัดเทียมกับระบบ PS-OCT ที่ใช้ในวงการวิจัยในต่างประเทศในต้นทุนการสร้างที่ต่ำกว่าระบบเชิงพาณิชย์ ซึ่งคาดว่าจะสามารถนำไปใช้ในการสนับสนุนงานวิจัยทางชีวการแพทย์และงานวิจัยทางด้านการศึกษาคุณสมบัติเชิงแสงของวัสดุ รวมถึงงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องต่อไป ซึ่งจะนำไปสู่การพัฒนาที่พอเพียงและยั่งยืนทางด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีของชาติต่อไปในอนาคต

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1) เพื่อพัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ หรือ PS-OCT
2) เพื่อเป็นการให้ความรู้และฝึกฝนทักษะแก่นักศึกษาในการออกแบบและสร้างระบบเชิงแสง และสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานจริงได้
3) เพื่อนำระบบต้นแบบที่ได้ไปใช้ในงานวิจัยเพื่อพัฒนาเทคนิคใหม่ๆ เพื่อการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ และการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุด้วยระบบ PS-OCT ต่อไป
4) เพื่อนำระบบที่พัฒนาขึ้นไปใช้เป็นสื่อในการฝึกอบรมและถ่ายทอดเทคโนโลยีเกี่ยวกับระบบการถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์แก่นักศึกษาและบุคคล ภายนอกที่สนใจต่อไป

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการวิจัยและพัฒนาองค์ความรู้ด้านเทคนิคและวิธีการเชิงแสงเพื่อการสร้างต้นแบบระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ชนิด PS-OCT ทั้งนี้ ระบบต้นแบบที่ได้จะเป็นต้นแบบในระดับปฏิบัติการ ซึ่งสร้างจากการนำสิ้นส่วนย่อยเชิงแสงมาประกอบเป็นระบบบนโต๊ะปฏิบัติการทดลองเชิงแสง เพื่อมีความยืดหยุ่นต่อการดัดแปลงให้เหมาะสมกับการใช้งานกับชิ้นงานตัวอย่างที่เหมาะสมต่อไป ทั้งนี้ เมื่อได้ระบบที่สมบูรณ์แล้วก็จะได้ออกแบบและดำเนินการทดลองเพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพการทำงานของระบบด้วย
และมีขอบเขตของระบบต้นแบบดังนี้

1) แหล่งกำเนิดแสงแบบ Super-Luminescent Emitting Diode ปล่อยแสงอินฟราเรดในช่วง 850-920 นาโนเมตร กำลังแสงส่งออก 10 mW
2) ออกแบบและสร้างระบบการแทรกสอดแสงขึ้นเองในห้องปฏิบัติการ

3) ออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงโดยใช้เซ็นเซอร์แสงแบบแถวเดียวชนิด CMOS เพื่อตรวจจับสัญญาณสเปคตรัมของแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนตั้งและโพลาไรซ์ในแนวแกนนอนพร้อมกัน
4) ความละเอียดของการถ่ายภาพในสามมิติอยู่ในช่วง 10-20 ไมโครเมตร
5) ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมเพื่อการควบคุมการสแกนลำแสง การบันทึกสัญญาณ การประมวลผลสัญญาณ และส่วนติดต่อกับผู้ใช้ โดยโปรแกรมแล็บวิว (Labview)

1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย

เมื่อสิ้นสุดระยะของโครงการวิจัยนี้ทำให้ได้ ต้นแบบของระบบถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์ ซึ่งมีความสามารถสูงสุดในการถ่ายภาพถึง 100 ภาพต่อวินาที มีความละเอียดของการถ่ายภาพของในระดับ 10 ไมโครเมตร อีกทั้งสามารถวิเคราะห์คุณสมบัติทางแสงของตัวอย่างที่นำมาวิเคราะห์ได้ ซึ่งต้นแบบที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นมานั้น ตั้งอยู่ ณ ห้องปฏิบัติการเชิงแสงของสาขาฟิสิกส์ สำนักวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อีกทั้งยังเปิดให้นักวิจัยที่มีความสนใจ สามารถเข้ามาเพื่อศึกษาระบบและประยุกต์ในการใช้งานด้วย

ระบบถ่ายภาพตัดขวาง (PS-OCT) เป็นเทคโนโลยีที่ใหม่สำหรับประเทศไทย อีกทั้งยังไม่มีการทำออกมาในรูปแบบเชิงพานิช เนื่องจากมีความซับซ้อนของระบบ อีกทั้งต้องใช้ต้นทุนสูง ทำให้ระบบการถ่ายภาพนี้มีการใช้งานในลักษณะงานวิจัยเป็นส่วนมากในต่างประเทศ ดังนั้นการที่พัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์ (PS-OCT) ขึ้นมาได้นั้น เป็นการช่วยเพิ่มศักยภาพทางด้านงานวิจัยต่างๆ ให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น ไม่ว่าจะเป็นด้านการแพทย์ ด้านการเกษตร ด้านชีววิทยา ด้านวัสดุศาสตร์ เป็นต้น โดยการที่พัฒนาระบบขึ้นมาเองนั้น ทำให้ได้ระบบที่มีมูลค่าต้นทุนต่ำกว่าการที่จะนำเข้าจากต่างประเทศหลายเท่าตัว อีกทั้งสามารถปรับปรุงหรือพัฒนาให้สอดคล้องกับงานวิจัยที่ต้องการใช้งานได้ง่าย มีประสิทธิภาพ และตอบสนองผู้ใช้งานตามความต้องการ ตลอดจนเป็นการเพิ่มองค์ความรู้และวิทยาการใหม่ๆ ให้กับประเทศ เป็นการพัฒนาด้านเทคโนโลยีอย่างยั่งยืน

บทที่ 2

การทบทวนวรรณกรรม (reviewed literature)

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)[2] ในปัจจุบัน OCT ได้รับการพัฒนาอย่างรวดเร็ว และได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้านต่างๆ อย่างแพร่หลาย เช่น ด้านการแพทย์[3-6] ด้านชีววิทยา[7-9] ด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ[10] และด้านการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ[12,13] เป็นต้น

OCT ถ่ายภาพตัดขวางของวัตถุตัวอย่างโดยอาศัยหลักการของ LCI หรือ Low-Coherence Interferometry[11] หลักการทำงานของ OCT สามารถอธิบายได้โดยสังเขปได้ดังนี้ แสงจาก broadband laser ที่ความยาวคลื่นในย่าน อินฟราเรดช่วงสั้น (Near Infrared หรือ NIR) จะถูกลำเลียงเข้าสู่ระบบการแทรกสอดของแสง ซึ่งโดยทั่วไปจะเป็นระบบแทรกสอดแบบไม่เคลสัน (Michelson interferometer) แสงเลเซอร์ชนิด low coherence หรือ broadband laser ถือได้ว่าเป็นหัวใจสำคัญของระบบ OCT โดยเป็นตัวกำหนดความละเอียดของการถ่ายภาพในแนวลึก (depth resolution) ของระบบ OCT ซึ่งเป็นไปตามความสัมพันธ์ [4]

$$\Delta z = \frac{2\ln 2}{\pi}\left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}\right),$$

โดย λ_0 คือ central wavelength ของแหล่งกำเนิดแสง และ Δz และ $\Delta\lambda$ คือ full width at half-maximum (FWHM) ของ depth resolution และ power spectrum bandwidth ของแหล่งกำเนิดแสง ตามลำดับ นั่นคือ ความละเอียดเชิงลึกจะแปรผกผันกับความกว้างของสเปคตรัม ยิ่งแหล่งกำเนิดแสงมีความช่วงกว้างของสเปคตรัมมากขึ้น ก็จะยิ่งให้ความละเอียดของการถ่ายภาพในแนวลึกมากขึ้น ซึ่งสัมพันธ์กับความสามารถในการแยกแยะความหนาของชั้นตัวอย่าง

หลักการทำงานของ OCT สามารถอธิบายโดยสังเขปได้ดังนี้ แสงจาก broadband laser จะถูกลำเลียงเข้าสู่ระบบการแทรกสอดของแสง ซึ่งโดยทั่วไปจะเป็นระบบแทรกสอดแบบไม-เคลสัน (Michelson interferometer) ในระบบแทรกสอดแสงไมเคลสัน แสงจากแหล่งกำเนิดจะถูกแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกเป็นแสงอ้างอิง (reference beam) ซึ่งจะถูกสะท้อนกลับด้วยกระจก (reference mirror) และลำเลียงต่อไปยังอุปกรณ์ตรวจวัดความเข้มแสง (photodetector) ที่เอาท์พุตของระบบแทรกสอด แสงส่วนที่สองจะถูกโฟกัสด้วยเลนส์ไปยังตัวอย่างที่ต้องการถ่ายภาพ ซึ่งเลนส์ตัว

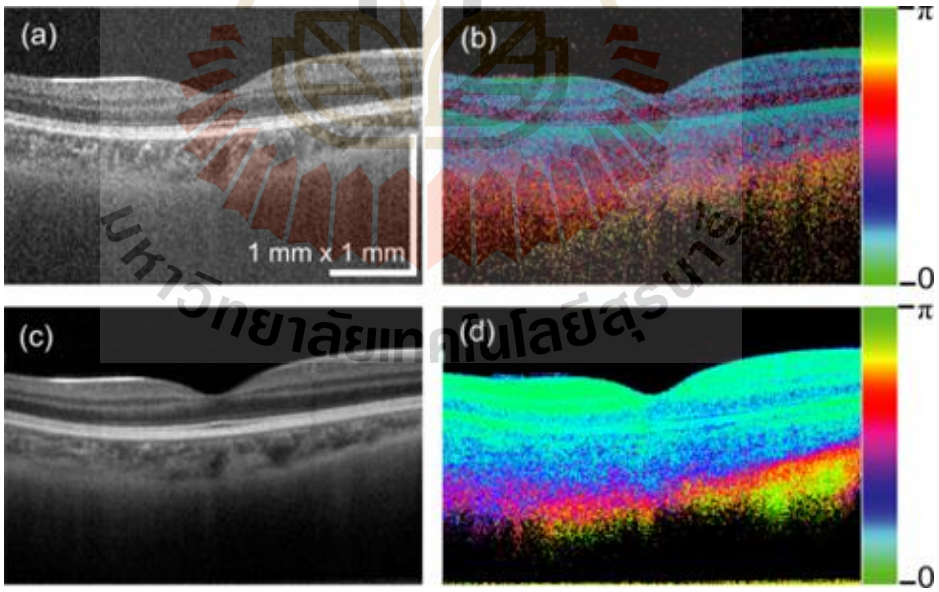
เดียวกันนี้ก็จะทำหน้าที่ในการรับสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจากตัวอย่าง (backscattering light) ซึ่งเกิดจากความไม่สม่ำเสมอของค่าดัชนีหักเหของแสงที่ตำแหน่งต่างๆ ในชิ้นตัวอย่าง (refractive index variation) แสงสะท้อนจากตัวอย่างจะถูกแทรกสอดกับแสงอ้างอิง โดยการเลื่อนตำแหน่งของกระจกใน reference arm เป็นระยะทางที่ต้องการวัด ภาพตัดขวางของตัวอย่างสร้างจากแอมปลิจูดที่แตกต่างกันของการสะท้อนที่ความลึกต่างๆ จากผิวของตัวอย่าง[15] ระบบ OCT ที่มีการสแกนของ reference beam แบบนี้ เรียกว่า Time Domain OCT (TD-OCT) ซึ่งมีข้อจำกัดในด้านของความเร็วในการถ่ายภาพ

ในเวลาต่อมา ได้มีการนำเอาความรู้เกี่ยวกับการแทรกสอดในโดเมนความถี่[15] มาประยุกต์ใช้กับ OCT เรียกว่า Frequency Domain OCT (FD-OCT) หรือ Spectral Domain OCT (SD-OCT)[16] FD-OCT บันทึกค่าสัญญาณ spectral interference ที่เอาต์พุทของ interferometer ซึ่งมีจุดเด่นก็คือความไวต่อสัญญาณ และความเร็วของการวัด เนื่องจากไม่ต้องมีการสแกนของ reference beam อีกต่อไป[17-19] FD-OCT สร้างภาพตัดขวางของตัวอย่างโดยการฉายแสงเลเซอร์ชนิด broadband ให้ไปตกกระทบลงบนผิวตัวอย่าง (sample) แล้ววัดสัญญาณ spectral interference ระหว่างสัญญาณที่สะท้อนมาจากตัวอย่างและแสงอ้างอิง ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้สเปคโตรมิเตอร์เชิงแสง (optical spectrometer) ซึ่งเมื่อนำไปผ่านการแปลงแบบฟูริเยร์แล้วจะได้สัญญาณเชิงเส้นในโดเมนพื้นที่ (spatial domain) ที่เทียบได้กับความสามารถในการสะท้อนที่ระดับความลึกต่างๆ (depth-resolved reflectivity profile) ภายใต้พื้นผิวของตัวอย่าง เมื่อประกอบกับการสแกนลำแสงในแนวขนานกับพื้นผิวตัวอย่าง (lateral scan) แล้ว ก็จะสามารถสร้างภาพตัดขวางในแบบ 2 มิติ และสามมิติได้ [14]

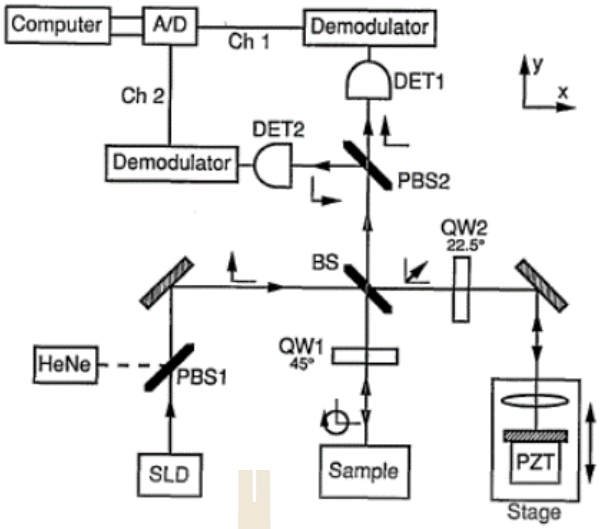
จนถึงปัจจุบัน OCT ได้รับการพิสูจน์และเป็นที่ยอมรับโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจำนวนมากจากทั่วโลกแล้วว่า เป็นเทคโนโลยีที่สามารถใช้ประโยชน์ในการถ่ายภาพเพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยทางการแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ อาทิ วงการจักษุแพทย์ แพทย์หัวใจ และแพทย์ผิวหนัง เป็นต้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในวงการจักษุแพทย์ ซึ่ง OCT ได้ถูกนำไปใช้ในการถ่ายภาพสามมิติของจอประสาทตา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

ปัจจุบัน OCT ได้มีการพัฒนาความสามารถและคุณสมบัติในการถ่ายภาพอย่างต่อเนื่อง เพราะให้เหมาะสมกับการใช้งานในการวิเคราะห์ตัวอย่างในด้านต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นในด้านการแพทย์ ด้านวัสดุศาสตร์ และด้านชีววิทยา ซึ่งหนึ่งในการพัฒนาความสามารถและคุณสมบัติการถ่ายภาพของ OCT ก็คือ การถ่ายภาพด้วยแสงโพลาไรซ์ หรือที่เรียกว่า Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography (PS-OCT) [20] โดยความสามารถและคุณสมบัติของ PS-OCT นี้ เป็นการใช้

แสงเลเซอร์ที่โพลาไรซ์ในการถ่ายภาพ จากนั้นทำการวัดและวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของโพลาไรซ์ของแสงเลเซอร์ที่สะท้อนกลับ ซึ่งการวิเคราะห์ในลักษณะนี้จะทำให้ทราบถึงคุณสมบัติความเป็น birefringence ของวัตถุตัวอย่าง ยกตัวอย่างปรากฏการณ์ birefringence วัสดุบางชนิด เช่น แคลไซท์หรือควอทซ์ มีคุณสมบัติที่เรียกว่า Birefringent คือมีค่าดัชนีหักเห 2 ค่า เนื่องจากแสงเคลื่อนที่ด้วยความเร็วไม่เท่ากันในแต่ละทิศทางของผลึก เมื่อฉายแสงที่ไม่โพลาไรส์เข้าสู่ผลึกของวัสดุเหล่านี้ แสงที่หักเหออกมาจึงเป็นลำแสงโพลาไรส์ ซึ่งต่างก็เป็นแสงโพลาไรส์ทั้งคู่ โดยมีทิศของโพลาไรเซชัน เมื่อแสงผ่านเข้าไปในแก้ว แสงจะเคลื่อนที่ด้วยอัตราเร็วเท่ากันทุกทิศทาง เพราะแก้วมีดรรชนีหักเหเพียงค่าเดียว แต่เมื่อแสงผ่านเข้าไปในผลึกแคลไซต์หรือควอตซ์ แสงจะมีอัตราเร็วไม่เท่ากันทุกทิศทาง ด้วยเหตุนี้แสงที่ผ่านแคลไซต์จึงหักเหออกเป็น 2 แนว (birefringence) รังสีหักเหทั้งสองแนวเป็นแสงโพลาไรส์โดยมีสนามไฟฟ้าของรังสีหักเหแต่ละรังสีตั้งฉากกัน ซึ่งแสดงด้วยลูกศรและจุด รังสีที่แทนด้วยจุดเรียกว่า รังสีธรรมดา (ordinary ray) มีอัตราเร็วเท่ากันทุกทิศทาง รังสีที่แทนด้วยลูกศร เรียกว่า รังสีพิเศษ (extraordinary ray) มีอัตราเร็วในผลึกต่างกันในทิศที่ต่างกัน จากคุณสมบัตินี้ทำให้ PS-OCT มีความสามารถในการที่จะจำแนกลักษณะของเนื้อเยื่อหรือตัวอย่างวัตถุได้ดีขึ้นจาก OCT ระบบเดิมนั่นเอง เช่น การจำแนกรูปร่างเซลล์ (ไขมัน มีโครงสร้างแบบสมมาตร, ไฟเบอร์ มีโครงสร้างแบบไม่สมมาตร) และการจัดเรียงตัวของเนื้อเยื่อ[21,22] ด้วยคุณสมบัติเหล่านี้ ทำให้มีบทบาทอย่างมากในด้านการแพทย์ และด้านวัสดุศาสตร์[23] ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 รูปจากระบบ PS-OCT ได้รับการพัฒนาเพื่อใช้ทั้งในด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์และวัสดุ



รูปที่ 2.2 ระบบ PS-OCT

ตลอดระยะเวลา 27 ปี ตั้งแต่ได้มีการคิดค้นและเผยแพร่ระบบการถ่ายภาพ OCT ครั้งแรกในปี ค.ศ.1991 ได้มีผลงานการศึกษาและวิจัย และจดสิทธิบัตรต่างๆที่เกี่ยวข้องเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความตื่นตัวและความสนใจในการพัฒนาระบบเพื่อใช้ในงานด้านต่างๆกันออกไป และระบบ PS-OCT ได้มีการพัฒนาต่อยอดจากระบบ OCT เดิม แต่เนื่องด้วยความซับซ้อนและความยากในการติดตั้งระบบ การวิเคราะห์ข้อมูลที่ซับซ้อนกว่า ตลอดจนมูลค่าต้นทุนที่สูงกว่ามาก จึงทำให้ ระบบ PS-OCT ยังไม่มีการพัฒนาออกมาในเชิงพานิชย์ ซึ่งต่างจากระบบ OCT เดิม ที่มีการพัฒนาในเชิงพานิชย์ เพื่อประยุกต์ทั้งในด้านการแพทย์และด้านการวิจัยต่างๆแล้วนั้น และที่สำคัญในประเทศเราเทคโนโลยี OCT และ PS-OCT นั้น ถือว่าเป็นเทคโนโลยีที่ใหม่ ต้องนำเข้าจากต่างประเทศในมูลค่าที่สูงมาก และมีการใช้งานในวงจำกัดที่แคบ ตลอดจนการนำเข้าจากต่างประเทศทำให้ไม่สามารถปรับปรุงเครื่องมือหรือพัฒนาเครื่องมือให้สอดคล้องกับความต้องการในการใช้งานนั้นๆได้เหมาะสม ซึ่งต้องใช้ผู้ที่มีความเชี่ยวชาญในเครื่องมือนั้น

งานวิจัยนี้มุ่งหวังที่จะพัฒนาระบบถ่ายภาพสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ PS-OCT ในระดับห้องปฏิบัติการ ที่มีสมรรถนะทั้งในด้านความเร็ว ความละเอียดในการถ่ายภาพและสามารถวิเคราะห์คุณสมบัติของวัตถุทางแสงของภาพที่ได้ และเป็นการขยายขอบเขตของระบบ OCT ที่สูงกว่าระบบ OCT เชิงพาณิชย์ หรือ commercial OCT ที่มีการผลิตออกมาขายโดยทั่วไป และทำการประยุกต์เพื่อในงานในด้านการวิเคราะห์ตัวอย่างด้านวัสดุชนิดเส้นใย เพื่อศึกษาลักษณะโครงสร้าง การจัดเรียงตัวของเส้นใย ความเป็น birefringence ของวัสดุเส้นใยตัวอย่าง สำหรับเพื่อการวิเคราะห์ต่อยอดของวัสดุเส้นใยที่นำไปศึกษาในระดับต่อไปอีก นอกจากนี้ผู้วิจัยได้มุ่งหวังที่จะให้ระบบ PS-OCT นี้ สามารถใช้ในการสนับสนุนงานวิจัยทางชีวการแพทย์ และงานวิจัยทางด้านการศึกษาคุณสมบัติเชิงแสงของวัสดุ รวมถึงงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องต่อไปในอนาคต

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

3.1 วิธีการดำเนินการวิจัย

เป็นในรูปแบบของการศึกษาและค้นคว้าทางทฤษฎี ซึ่งรวมถึงการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องและนำองค์ความรู้ที่ได้มาปรับปรุงและพัฒนาเพื่อนำไปสู่การออกแบบและสร้างเป็นต้นแบบระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการทดลอง การพัฒนาเชิงฮาร์ดแวร์เพื่อพัฒนาประสิทธิภาพของระบบต้นแบบ เช่น ความสามารถในการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity), เสถียรภาพของระบบ (stability), ความละเอียดของการถ่ายภาพ (resolution), และความเร็วในการถ่ายภาพ (speed) รวมถึงการพัฒนาระบบประมวลสัญญาณ เพื่อเพิ่มขีดความสามารถของต้นแบบ ซึ่งระบบที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นมานั้นนำไปใช้งานในงานวิจัยด้านวัสดุศาสตร์ ด้านการแพทย์และด้านชีววิทยา เพื่อทำการวิเคราะห์โครงสร้างและวัสดุทางแสงของตัวอย่าง

ระบบ PS-OCT ที่พัฒนาขึ้นมาในโครงการนี้ เป็นระบบที่มีหลักการทำงานแบบ FD-OCT ซึ่งเป็นระบบที่สร้างภาพตัดขวางของตัวอย่างโดยการฉายแสง broadband laser ที่ความยาวคลื่นในช่วง near infrared (NIR) โดยใช้ระบบแทรกสอดแสงในใยแก้วแบบไมเคลสัน (fiber-based Michelson interferometer) ในอากาศ และการตรวจจับสัญญาณ spectral interference ที่โพลาไรซ์ในแนวแกนตั้งและโพลาไรซ์ในแนวแกนนอน ด้วย grating based optical spectrometer โดยมุ่งออกแบบให้มีทั้งความเร็วความละเอียดในการถ่ายภาพที่สูง และสามารถตรวจจับสัญญาณที่โพลาไรซ์ในแนวแกนตั้งและโพลาไรซ์ในแนวแกนนอนพร้อมๆกันได้ ในต้นทุนการสร้างที่ต่ำ โดยสามารถแยกอธิบายเป็นขั้นตอนดังนี้

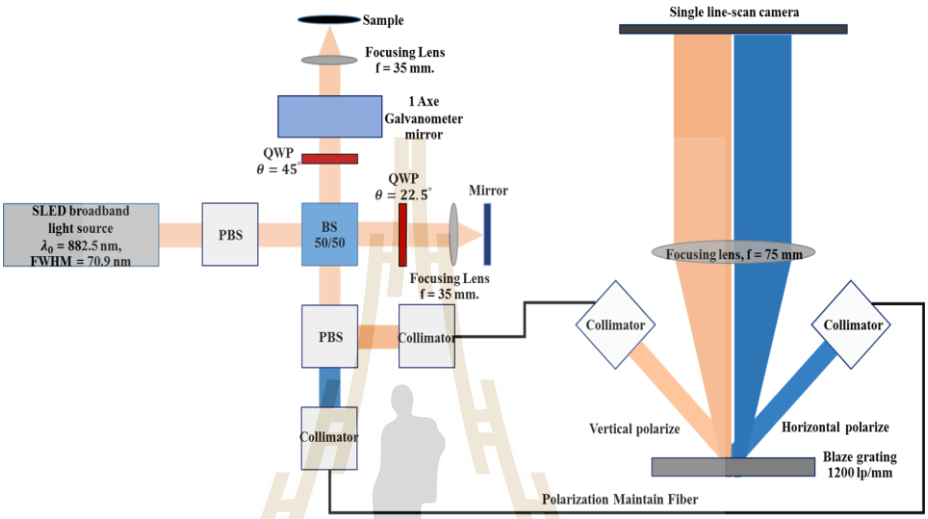
3.1.1 ออกแบบและวางแผนการสร้างระบบ

- ดำเนินการศึกษาค้นคว้าทางทฤษฎี ซึ่งรวมถึงการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยเน้นศึกษาด้านการออกแบบระบบ PS-OCT และการออกแบบชุดตรวจจับสัญญาณแสง เพื่อพัฒนาระบบสำหรับใช้ในการถ่ายภาพตัวอย่างทั้งทางด้านวัสดุศาสตร์ ด้านการแพทย์และด้านชีววิทยา เพื่อทำการวิเคราะห์โครงสร้างและวัสดุทางแสงของตัวอย่าง
- นำองค์ความรู้ที่ได้มาปรับปรุงและพัฒนาเพื่อนำไปสู่การออกแบบระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการทดลอง รวมถึงการวางแผนและดำเนินการสั่งซื้อวัสดุ อุปกรณ์และชิ้นส่วนที่จำเป็นในการสร้างระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการทดลอง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

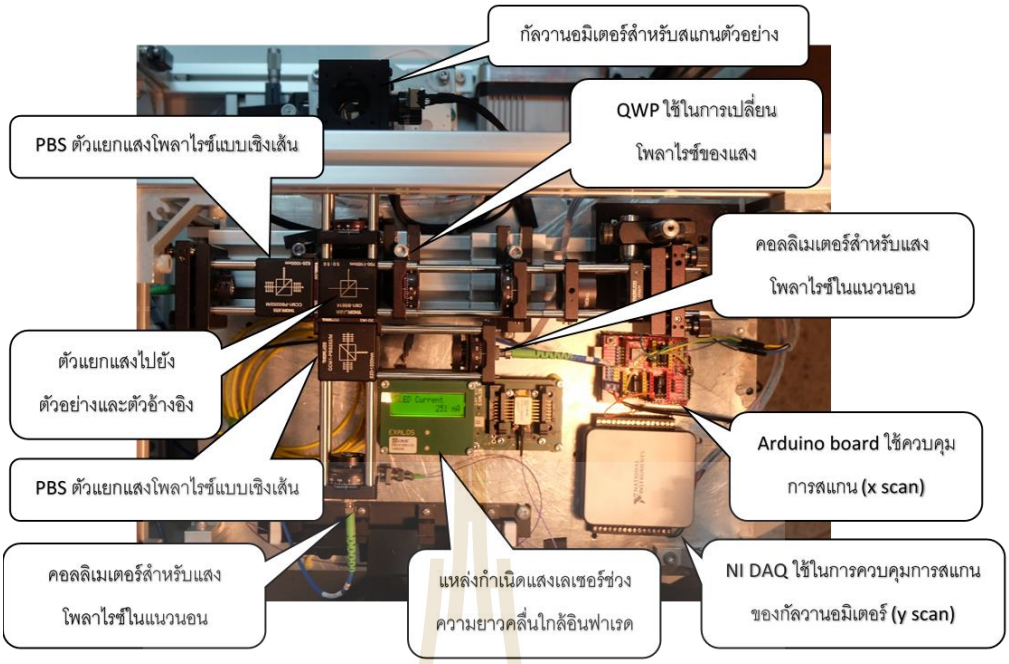
3.1.2 ดำเนินการสร้างระบบในห้องปฏิบัติการเชิงแสง

- ดำเนินการประกอบชิ้นส่วนของระบบบนโต๊ะปฏิบัติการเชิงแสง โดยหัวใจสำคัญของขั้นตอนนี้อยู่ที่การทำ optical alignment ซึ่งต้องอาศัยทั้งความเชี่ยวชาญและระยะเวลาในการปฏิบัติงาน

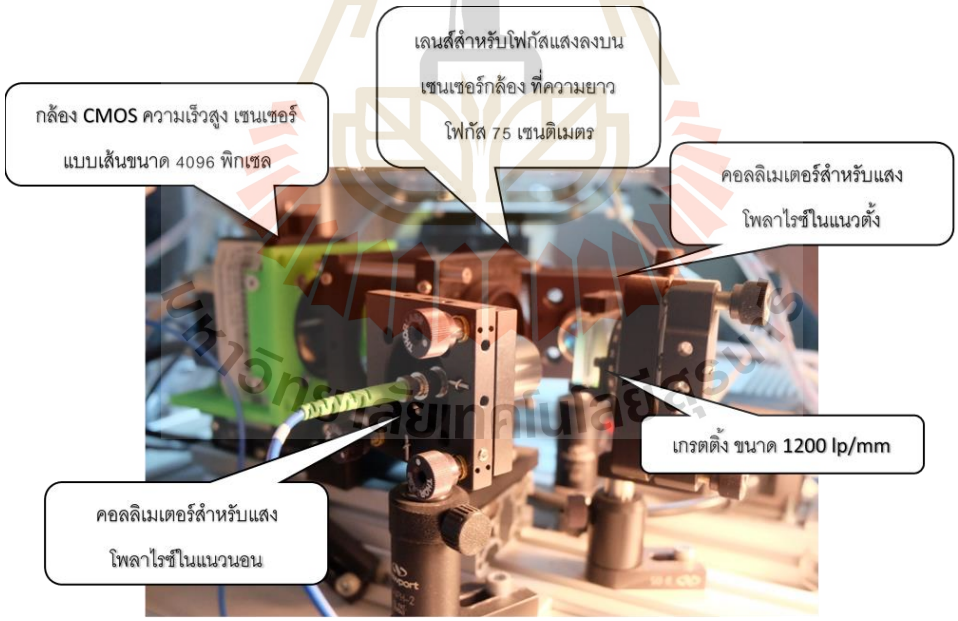


รูปที่ 3.1 แผนผังโครงสร้างโดยรวมของระบบต้นแบบ

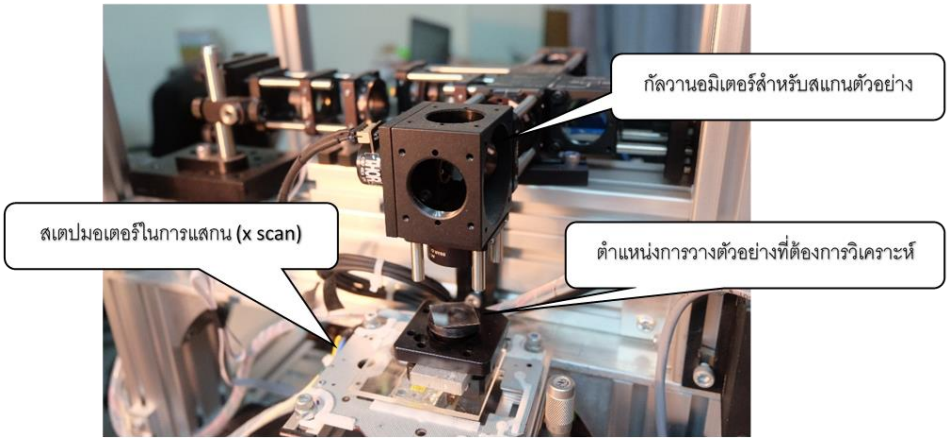
รูปที่ 3.2 ระบบต้นแบบ PS-OCT ที่ได้ทำการพัฒาขึ้นมาในห้องปฏิบัติการเชิงแสง



รูปที่ 3.3 แสดงอุปกรณ์ในส่วนการแทรกสอดของแสงในอากาศของระบบ PS-OCT



รูปที่ 3.4 ชุดตรวจจับสัญญาณการแทรกอสดของแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนตั้งและแกนนอน

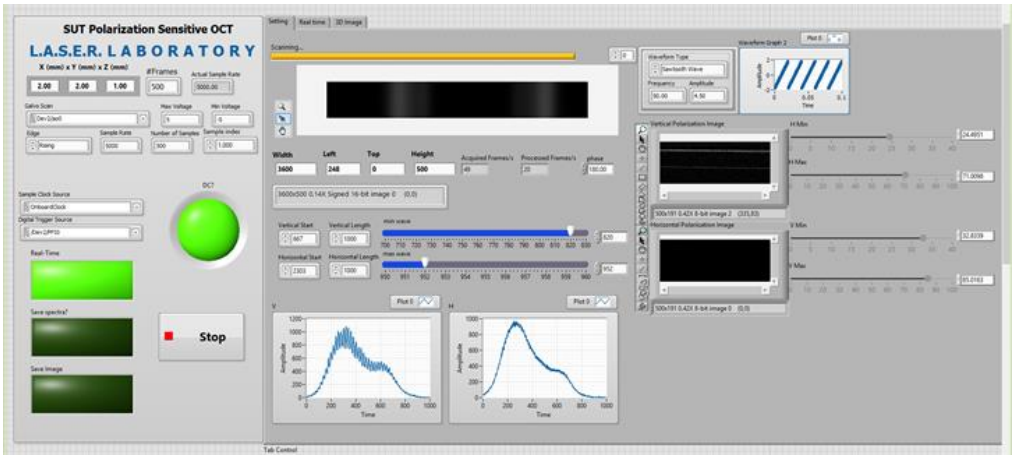


รูปที่ 3.5 แสดงในส่วนของการวางตัวอย่างในการถ่ายภาพ

- เมื่อทำการประกอบชิ้นส่วนของระบบปฏิบัติการเรียบร้อย จึงได้เริ่มดำเนินการพัฒนาระบบการเชื่อมต่อและส่งถ่ายข้อมูลจากระบบเซ็นเซอร์วัดแสงแบบสเปคโตรมิเตอร์ไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล ซึ่งหัวใจสำคัญอยู่ที่การควบคุมระบบการวัดและการอ่านข้อมูลให้สัมพันธ์กันโดยต้องพัฒนาควบคู่กันไปทั้งในส่วนของฮาร์ดแวร์และโปรแกรมควบคุมเพื่อให้ได้อัตราเร็วของการถ่ายข้อมูลสูงสุด ซึ่งมีผลต่อทั้งความเร็วและความสามารถในการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity) ของระบบถ่ายภาพ

3.1.3 พัฒนาโปรแกรมเพื่อการควบคุมการเก็บข้อมูลและการประมวลผลข้อมูล

- พัฒนาโปรแกรมควบคุมการถ่ายภาพแบบสองมิติและสามมิติโดยใช้ระบบโปรแกรมของ Labview ซึ่งสะดวกต่อการควบคุมอุปกรณ์หลายๆ ตัวให้ทำงานร่วมกัน ซึ่งประกอบด้วย การบันทึกข้อมูลที่เซ็นเซอร์ การอ่านข้อมูลจากเซ็นเซอร์ และการจัดเก็บข้อมูลในหน่วยความจำ
- พัฒนาโปรแกรมในการประมวลผลข้อมูล ซึ่งในเบื้องต้นจะเป็นส่วนของโปรแกรม Labview เพื่อการประมวลผล



รูปที่ 3.6 ลักษณะโปรแกรม Labview ที่ออกแบบและพัฒนาสำหรับระบบ PS-OCT

3.1.4 การตรวจสอบประสิทธิภาพการทำงานของระบบและวิธีการต้นแบบ

- ตรวจสอบความไวของการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity) ที่ระดับความลึกต่างๆ กัน โดยใช้เทคนิคเดียวกับที่นำเสนอในเอกสารอ้างอิง
- ตรวจสอบเสถียรภาพของระบบ (sensitivity) โดยใช้เทคนิคเดียวกับที่นำเสนอในเอกสารอ้างอิง
- ตรวจสอบประสิทธิภาพโดยรวมของระบบเมื่อทำงานที่ความเร็วสูงสุดของการถ่ายภาพ
- นำระบบ PS-OCT ใช้งานจริงในการการถ่ายตัวอย่าง

3.1.5 วิเคราะห์และสรุปผลการปฏิบัติงานตลอดโครงการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 4

ผลการดำเนินงานวิจัย

4.1 คุณสมบัติของระบบต้นแบบ

การพัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์ (PS-OCT) เป็นการพัฒนาขึ้นมาในระดับห้องปฏิบัติการ โดยเป้าหมายหลัก คือ ใช้ในด้านการวิจัยในระดับห้องปฏิบัติการ และพัฒนาจนสามารถใช้ในระดับทั่วไปจนถึงระดับอุตสาหกรรมได้ ซึ่งการพัฒนาระบบขึ้นมาเองทำให้สามารถปรับเปลี่ยนการใช้งานเพื่อให้เหมาะสมกับความต้องการของงานนั้นๆได้หลากหลาย ตลอดจนระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้นมีสมรรถนะในด้านความเร็วในการถ่ายภาพ และความละเอียดทัดเทียมกับระบบที่มีการใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศ อีกทั้งระบบได้มีการคำนึงถึงต้นทุนในการพัฒนาระบบที่ต่ำกว่าต่างประเทศหลายเท่าตัว ซึ่งจะทำให้สามารถกระจายองค์ความรู้และเทคโนโลยีนี้ให้เป็นที่รู้จักและสนับสนุนงานวิจัยต่างๆได้อย่างแพร่หลายแก่ผู้ที่สนใจ เป็นการสร้างองค์ความรู้และการพัฒนาเทคโนโลยีของประเทศอย่างยั่งยืนในระยะยาวต่อไป

ทีมผู้ประดิษฐ์ได้ทำการออกแบบระบบเองทั้งในส่วนของตัวเครื่องมือ และระบบที่ใช้ในการควบคุมและวิเคราะห์ข้อมูล ทำให้สามารถปรับปรุงและพัฒนาเพิ่มเติมได้ตลอดเวลาเพื่อในสอดคล้องและเหมาะสมกับตัวอย่างที่ต้องการวิเคราะห์ อีกทั้งในส่วนของสเปคโตรมิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจวัดสัญญาณของระบบ PS-OCT ที่ได้ทำการออกแบบนั้น ได้ออกแบบโดยการใช้กล้องความเร็วสูงในการตรวจวัดสองสัญญาณพร้อมๆกัน ทำให้เป็นการลดต้นทุนเป็นอย่างมากกว่าระบบ PS-OCT ทั่วไปที่ต้องใช้กล้องความเร็วสูงถึงสองตัวในการตรวจวัดสัญญาณ ซึ่งระบบ PS-OCT สามารถถ่ายภาพตัดขวางสองมิติและสามมิติได้ ด้วยการควบคุมด้วยโปรแกรม LabVIEW 2014 ซึ่งการควบคุมโปรแกรมในการถ่ายภาพได้มีการออกแบบให้สามารถถ่ายภาพในสองโหมดการทำงาน คือ

1. *โหมดถ่ายภาพตัดขวางสองมิติและแสดงผลตามจริง (Real time)* ซึ่งการถ่ายภาพในโหมดนี้จะแสดงลักษณะของภาพตัดขวางสองมิติทันทีที่ทำการถ่ายภาพ ด้วยความเร็วที่สูงสุดถึง 50 ภาพต่อวินาที โดยที่จะแสดงลักษณะของภาพที่ได้ 2 โหมด คือ

   - **Intensity mode** เป็นการแสดงภาพแบบขาวดำ จากการวัดสัญญาณของแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนตั้ง และแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนนอน

   - **Phase retardation mode** เป็นภาพที่ได้จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนตั้ง และแสงโพลาไรซ์ในแนวแกนนอน ซึ่งจะเป็นการแสดงลักษณะการเปลี่ยนแปลงเฟสของสัญญาณ เนื่องจากโครงสร้างของตัวอย่างที่วิเคราะห์

-**Fast axis orientation mode** เป็นภาพที่ได้จากการเปลี่ยนแปลง Fast axis ของสัญญาณแสงโพลาไรซ์ เมื่อแสงสะท้อนจากตัวอย่าง ซึ่งจะเป็นการวิเคราะห์คุณสมบัติเชิงแสงของตัวอย่าง

2. *โหมดถ่ายภาพสามมิติ* เป็นการถ่ายภาพโดยที่จะทำการบันทึกสัญญาณข้อมูลก่อน และจะทำการบันทึกภาพในลักษณะภาพตัดขวางสองมิติจำนวนทั้งหมด 500 ภาพ เพื่อนำข้อมูลภาพมาทำการวิเคราะห์เป็นภารสามมิติ ซึ่งการบันทึกภาพจะบันทึกทั้งภาพใน Intensity mode และ Phase retardation mode

ทั้งนี้ ระบบต้นแบบโดยรวมได้ถูกออกแบบภายใต้หลักการของระบบแทรกสอดแบบไมเคลสันในอากาศและใช้ระบบใยแก้วนำแสงเป็นระบบลำเลียงแสงไปยังชุดตรวจจับสัญญาณสเปคโตรมิเตอร์ โดยเน้นออกแบบระบบให้มีความคล่องตัว มีเสถียรภาพต่อแรงสั่นสะเทือนสูง และพยายามให้มีต้นทุนที่ต่ำที่สุด โดยต้องการให้ได้ระบบที่มีประสิทธิภาพสูงกว่า ในต้นทุนที่ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับเครื่องเชิงพาณิชย์ ทั้งนี้ แหล่งกำเนิดแสงที่เลือกใช้เป็นแบบ Super-Luminescent Emitting Diode หรือ SLED ซึ่งให้แสงช่วงความยาวคลื่นแสงระหว่าง 850-920 นาโนเมตร โดยมีความยาวคลื่นเฉลี่ย 880 นาโนเมตร ซึ่งเป็นความยาวคลื่นที่จะถูกดูดกลืนได้น้อยในเนื้อเยื่อชีวภาพ จึงไม่เกิดอันตรายจากความร้อนสะสมในระหว่างการถ่ายภาพทำให้มีความปลอดภัยสูง

ระบบสแกนลำแสงเพื่อการถ่ายภาพสามมิติถูกออกแบบโดยใช้ระบบ Single-mirror galvanormeter beam steering หรือเรียกสั้นๆ ว่า Galvo-mirror ในการสแกนในทิศทางแกน x ซึ่งมีข้อดีในด้านของการกวาดลำแสงที่ความเร็วสูงในระดับมากกว่า 100 รอบต่อวินาที และใช้สเตปมอเตอร์ในการสแกนในทิศทางแกน y ในส่วนของระบบตรวจจับสัญญาณนั้น ได้ประยุกต์ใช้สเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงซึ่งทีมวิจัยได้พัฒนาขึ้นเองเช่นกัน ซึ่งถูกออกแบบและสร้างให้สามารถตรวจจับสัญญาณแสงในช่วงอินฟราเรดที่ความเร็วสูงกว่า 100,000 สเปคตรัมต่อวินาที ทั้งแสงที่โพลาไรซ์ในแนวแกนตั้งและแสงที่โพลาไรซ์ในแนวแกนนอนพร้อมๆกันได้ ทำให้สามารถถ่ายภาพสามมิติของตัวอย่างได้ภายในเวลา 10 วินาทีเท่านั้น (ขึ้นอยู่กับขนาดของภาพสามมิติ)

4.2 หลักการทำงานของระบบต้นแบบ

งานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบและสร้างระบบถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงด้วยแสงโพลาไรซ์ (Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography, PS-OCT) ในห้องปฏิบัติการแสงอาคารเครื่องมือ 10 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี โดยในส่วนแรกจะกล่าวถึงระบบ PS-OCT ที่ประกอบไปด้วยส่วนประกอบหลักทั้งหมด ๕ ส่วน ได้แก่

1. แหล่งกำเนิดแสง

ในงานวิจัยนี้ ระบบ PS-OCT ได้ใช้แหล่งกำเนิดแสงในช่วงใกล้อินฟราเรด (NIR) และหลายความยาวคลื่น เนื่องจากคลื่นของแสงในช่วงความยาวคลื่นนี้ถูกดูดกลืนได้น้อยมาก จึงไม่เกิดความร้อนสะสม และไม่ทำความเสียหายหรือเป็นอันตรายต่อตัวอย่างที่เป็นเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต ความสามารถในการถ่ายภาพของระบบ PS-OCT สามารถพิจารณาได้จากความสามารถละเอียดและความลึกในการถ่ายภาพ โดยที่ความละเอียดทางลึก (depth resolution) ของภาพถูกกำหนดโดยค่ากึ่งกลางของความยาวคลื่นที่ใช้ และความกว้างของความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้แสงจากแหล่งกำเนิดแสงชนิด Super-Luminescent Emitting Diode (SLED, EXS0880-070-10-0204131) ให้พลังงานที่ 20.6 มิลลิวัตต์ ค่ากึ่งกลางของความยาวคลื่นที่ 882.5 นาโนเมตร ซึ่งสามารถคำนวณค่าความละเอียดของภาพจากทฤษฎีได้ประมาณ 8 ไมโครเมตร

2. ชุดการแทรกสอดของแสง

ระบบ PS-OCT ที่พัฒนาขึ้นนี้ ใช้ระบบการแทรกสอดแสงแบบไมเคลสัน (Michelson Interferometry) โดยแสงจากแหล่งกำเนิดแสงถูกลำเลียงโดยใยแก้วนำแสงไปยังคอลลิเมเตอร์ (collimator) ซึ่งจะทำให้แสงที่ออกมาเป็นแสงขนาน (collimated beam) และจะถูกควบคุมโพลาไรซ์ของแสงด้วยโพลาไรซ์เซอร์ (polarizer) แสงที่ผ่านออกมาจะเป็นแสงที่โพลาไรซ์ในแนวระนาบ (horizontal polarization) และถูกแยกออกเป็นแสง 2 ชุด ความเข้ม 50/50 ด้วยตัวแยกแสง (beam splitter) ไปยังฝั่งอ้างอิงและฝั่งตัวอย่าง โดยที่แสงที่เดินทางไปทั้งฝั่งอ้างอิงและตัวอย่างจะถูกเปลี่ยนโพลาไรซ์ด้วย quarter waveplate ทั้ง 2 ด้าน ในฝั่งอ้างอิงแสงจะเดินทางผ่าน quarter waveplate ที่มุม 22.5 องศา และสะท้อนกลับที่กระจก ผ่าน quarter waveplate อีกครั้ง ก่อนถึงตัวแยกแสง ส่วนฝั่งตัวอย่างแสงจะเดินทางผ่าน quarter waveplate ที่มุม 45 องศา และผ่านเลนส์เพื่อโฟกัสแสงลงยังตัวอย่าง จากนั้นแสงที่สะท้อนกลับจากตัวอย่างจะเดินทางกลับทางเดินในตอนต้น ไปยังตัวแยกแสง แสงที่เกิดการสะท้อนกลับมาจากทั้งฝั่งอ้างอิงและตัวอย่างจะเกิดการแทรกสอดกัน และจะถูกแยกโพลาไรซ์ของแสงเป็นสองแนวด้วย polarization beam splitter คือ โพลาไรซ์แนวตั้ง และแนวราบ เพื่อในการตรวจสอบและวิเคราะห์ผลการแทรกสอดของแสงโพลาไรซ์สองชุดที่แตกต่างกัน

3. ระบบในการเลื่อนตำแหน่งวัสดุตัวอย่าง สำหรับการถ่ายภาพ

ในการทำระบบในการถ่ายภาพเพื่อในการถ่ายภาพตัดขวาง 2 มิติ และ 3 มิติ นั้น ได้ใช้ single axis galvanometer mirrors ในการที่จะทำการสแกนภาพในแนวแกน X ซึ่งจะทำให้ได้ภาพตัดขวาง 2 มิติ และทำการเลื่อนตำแหน่งของตัวอย่างในแนวแกน Y สำหรับการถ่ายภาพ 3 มิติ โดยการใช้สเต็ปมอเตอร์ควบคุมด้วย Arduino ซึ่งทำการควบคุมการเลื่อนตำแหน่งโดยคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรม Labview 2014 ระบบในการเลื่อนตำแหน่งนี้จะทำหน้าที่ในการเลื่อนตำแหน่งของตัวอย่างเพื่อในการถ่ายภาพ 2 มิติ แบบตัดขวาง และ 3 มิติ

4. ชุดตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดของแสง

ชุดตรวจจับสัญญาณของแสงในงานวิจัยนี้จะใช้สเปคโตรมิเตอร์จะทำหน้าที่ในการตรวจจับการแทรกสอดของแสงทั้งสองแนว คือแสงโพลาไรซ์แนวตั้ง และโพลาไรซ์แนวนอน โดยทำการตรวจจับสัญญาณสองแนวพร้อมๆ กัน ซึ่งสัญญาณของแสงที่แทรกสอดกันจะถูกแบ่งออกเป็น 2 แนว จาก polarization beam splitter และส่งสัญญาณการแทรกสอดผ่านทาง polarization maintain fiber จากนั้นแสงทั้งสองแนวจะตกกระทบเกรตติ้งชนิดสะท้อนแสง (reflected grating, 1200 lp/mm) และทำให้แสงทั้งสองเกิดการเลี้ยวเบน และแทรกสอดของสเปคตรัม ผ่านเลนส์ที่ตำแหน่งโฟกัส และตกลงบนเซนเซอร์ของตัวตรวจจับสัญญาณ

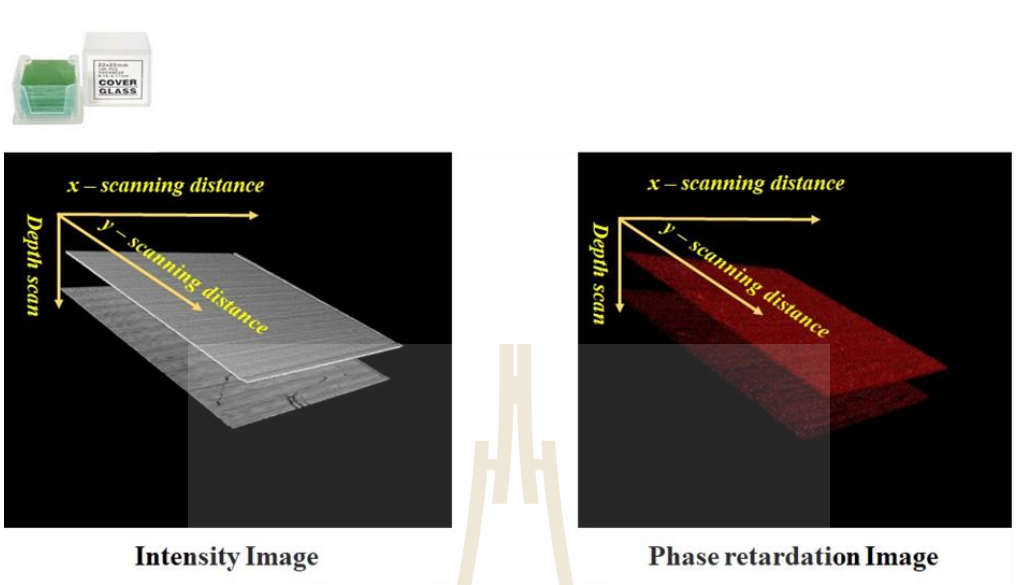
5. ระบบคอมพิวเตอร์และซอฟแวร์เพื่อการประมวลผลข้อมูล

ด้วยระบบการถ่ายภาพ 3 มิติ ที่ความเร็วสูง จำเป็นต้องมีการบันทึกและส่งถ่ายข้อมูลจำนวนมากจากสเปคโตรมิเตอร์ไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อการประมวลผล คอมพิวเตอร์ที่ใช้จึงต้องมีหน่วยความจำที่เพียงพอในการประมวลผลข้อมูล

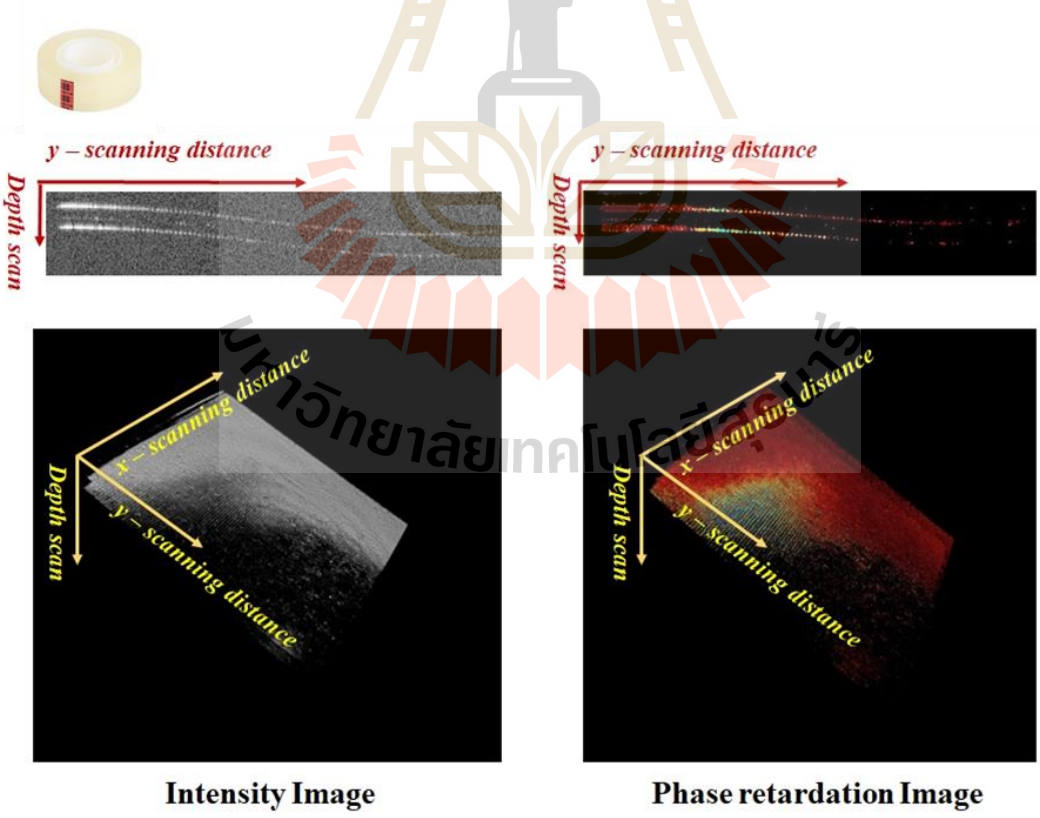
4.3 ประสิทธิภาพของระบบ

1) ใช้แสงอินฟราเรดในช่วง 850-920 นาโนเมตรในการถ่ายภาพ
2) กำลังแสงเฉลี่ยที่ตกกระทบบนผิวตัวอย่างไม่เกิน 5 mW
3) ความละเอียดเชิงลึกของการถ่ายภาพประมาณ 8-10 ไมโครเมตร
4) ขนาดของภาพที่สามารถถ่ายได้สูงสุด 10 mm x 10 mm
5) ความลึกสูงสุดของการถ่ายภาพ 1.2 mm จากพื้นผิวของตัวอย่าง
6) ความเร็วในการถ่ายภาพสูงสุด 100 ภาพต่อวินาที
7) สามารถถ่ายภาพที่สามารถนำมาวิเคราะห์คุณสมบัติเชิงแสงของตัวอย่างได้ เช่น Birefringence, phase retardation และ fast axis orientation
8) ไม่มีขั้นตอนยุ่งยากในการเตรียมตัวอย่าง
9) ไม่มีการสัมผัสผิวตัวอย่างในระหว่างการถ่ายภาพ
10) ไม่มีผลข้างเคียงและสารตกค้างที่อาจเป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

4.4 ตัวอย่างการประยุกต์ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น



รูปที่ 4.1 แสดงภาพ 3 มิติของกระจกสไลด์ในโหมด Intensity และ Phase retardation



รูปที่ 4.2 แสดงภาพ 3 มิติของพลาสติกเทปในโหมด Intensity และ Phase retardation

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปรวมผลงานวิจัย

การพัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์ (PS-OCT) เป็นการพัฒนาขึ้นมาในระดับห้องปฏิบัติการ โดยเป้าหมายหลัก คือ ใช้ในด้านการวิจัยในระดับห้องปฏิบัติการ และพัฒนาจนสามารถใช้ในระดับทั่วไปจนถึงระดับอุตสาหกรรมได้ ซึ่งการพัฒนาระบบขึ้นมาเองทำให้สามารถปรับเปลี่ยนการใช้งานเพื่อให้เหมาะสมกับความต้องการของงานนั้นๆได้หลากหลาย ตลอดจนระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้นมีสมรรถนะในด้านความเร็วในการถ่ายภาพ และความละเอียดทัดเทียมกับระบบที่มีการใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศ อีกทั้งระบบได้มีการคำนึงถึงต้นทุนในการพัฒนาระบบที่ต่ำกว่าต่างประเทศหลายเท่าตัว ซึ่งจะทำให้สามารถกระจายองค์ความรู้และเทคโนโลยีนี้ให้เป็นที่รู้จักและสนับสนุนงานวิจัยต่างๆได้อย่างแพร่หลายแก่ผู้ที่สนใจ เป็นการสร้างองค์ความรู้และการพัฒนาเทคโนโลยีของประเทศอย่างยั่งยืนในระยะยาวต่อไป ทั้งนี้นั้นระบบถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์ (PS-OCT) เป็นเทคโนโลยีที่ใหม่สำหรับประเทศไทย อีกทั้งยังไม่มีการทำออกมาในรูปแบบเชิงพานิช เนื่องจากมีความซับซ้อนของระบบ อีกทั้งต้องใช้ต้นทุนสูง ทำให้ระบบการถ่ายภาพนี้มีการใช้งานในลักษณะงานวิจัยเป็นส่วนมากในต่างประเทศ

ดังนั้นการที่พัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงโพลาไรซ์ (PS-OCT) ขึ้นมาได้นั้น เป็นการช่วยเพิ่มศักยภาพทางด้านงานวิจัยต่างๆ ให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น ไม่ว่าจะเป็นด้านการแพทย์ ด้านการเกษตร ด้านชีววิทยา ด้านวัสดุศาสตร์ เป็นต้น โดยการที่พัฒนาระบบขึ้นมาเองนั้น ทำให้ได้ระบบที่มีมูลค่าต้นทุนต่ำกว่าการที่จะนำเข้าจากต่างประเทศหลายเท่าตัว อีกทั้งสามารถปรับปรุงหรือพัฒนาให้สอดคล้องกับงานวิจัยที่ต้องการใช้งานได้ง่าย มีประสิทธิภาพ และตอบสนองผู้ใช้งานตามความต้องการตลอดจนเป็นการเพิ่มองค์ความรู้และวิทยาการใหม่ๆ ให้กับประเทศ เป็นการพัฒนาด้านเทคโนโลยีอย่างยั่งยืน

คุณสมบัติของระบบต้นแบบ

1) ใช้แสงอินฟราเรดในช่วง 850-920 นาโนเมตรในการถ่ายภาพ
2) กำลังแสงเฉลี่ยที่ตกกระทบบนผิวตัวอย่างไม่เกิน 5 mW
3) ความละเอียดเชิงลึกของการถ่ายภาพประมาณ 8-10 ไมโครเมตร
4) ขนาดของภาพที่สามารถถ่ายได้สูงสุด 10 mm x 10 mm
5) ความลึกสูงสุดของการถ่ายภาพ 1.2 mm จากพื้นผิวของตัวอย่าง
6) ความเร็วในการถ่ายภาพสูงสุด 100 ภาพต่อวินาที

7) สามารถถ่ายภาพที่สามารถนำมาวิเคราะห์คุณสมบัติเชิงแสงของตัวอย่างได้ เช่น Birefringence, phase retardation และ fast axis orientation
8) ไม่มีขั้นตอนยุ่งยากในการเตรียมตัวอย่าง
9) ไม่มีการสัมผัสผิวตัวอย่างในระหว่างการถ่ายภาพ
10) ไม่มีผลข้างเคียงและสารตกค้างที่อาจเป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

ทั้งนี้ ระบบต้นแบบที่ได้ ยังสามารถพัฒนาต่อไปได้อีกในด้านของความละเอียด ความเร็ว และฟังก์ชันการใช้งานในอนาคต ซึ่งคาดว่าจะสามารถนำต้นแบบที่ได้ไปประยุกต์ในการศึกษาวิจัยทางชีวภาพที่เกี่ยวข้องได้ อาทิ ทางชีววิทยา ทางเทคโนโลยีเกษตรทั้งพืชและสัตว์ และทางการแพทย์ เป็นต้น ซึ่งปัจจุบันได้เริ่มเปิดโอกาสให้นักวิจัยจากสาขาอื่นๆ ทั้งในและนอกมหาวิทยาลัยได้เข้าชมและนำตัวอย่างมาทดลองถ่ายบ้างแล้ว อย่างไรก็ตาม OCT ยังถือว่าเป็นเทคโนโลยีใหม่ในประเทศไทย การตีความสัญญาณภาพและการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้ยังต้องอาศัยการฝึกฝนและเรียนรู้ร่วมกันระหว่างทีมวิจัยผู้พัฒนาระบบและทีมนักวิจัยจากภายนอกในสาขาวิชาอื่นๆ ที่ต้องการใช้งานระบบต่อไป ทั้งนี้ OCT มีข้อได้เปรียบเทคนิคการถ่ายภาพอื่นๆ ในแง่ของความสะดวก รวดเร็วของการถ่ายภาพ มีขั้นตอนในการเตรียมตัวอย่างที่ไม่ซับซ้อน และสามารถถ่ายภาพสามมิติของตัวอย่างที่มีชีวิตได้โดยไม่เกิดอันตรายหรือผลข้างเคียง (Non-destructive and non-invasive) จึงเหมาะที่ใช้ในงานที่ต้องการตรวจติดตามการเจริญเติบโตของสิ่งมีชีวิตขนาดเล็ก หรือการติดตามและเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อชีวภาพในสภาวะต่างๆ กันได้

5.2 การวิเคราะห์เชิงพาณิชย์ การประมาณราคาเครื่องต้นแบบเมื่อเทียบกับเครื่องนำเข้าต่างประเทศ

PS-OCT นั้น ถือว่าเป็นเทคโนโลยีที่ใหม่ ต้องนำเข้าจากต่างประเทศในมูลค่าที่สูงมาก และมีการใช้งานในวงจำกัดที่แคบ ตลอดจนการนำเข้าจากต่างประเทศทำให้ไม่สามารถปรับปรุงเครื่องมือหรือพัฒนาเครื่องมือให้สอดคล้องกับความต้องการในการใช้งานนั้นๆได้เหมาะสม ซึ่งต้องใช้ผู้ที่มีความเชี่ยวชาญในเครื่องมือนั้น

งานวิจัยนี้มุ่งหวังที่จะพัฒนาระบบถ่ายภาพสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ PS-OCT ในระดับห้องปฏิบัติการ ที่มีสมรรถนะทั้งในด้านความเร็ว ความละเอียดในการถ่ายภาพและสามารถวิเคราะห์คุณสมบัติของวัตถุทางแสงของภาพที่ได้ และทำการประยุกต์เพื่อในงานในด้านการวิเคราะห์ตัวอย่างด้านวัสดุชนิดเส้นใย เพื่อศึกษาลักษณะโครงสร้าง การจัดเรียงตัวของเส้นใย ความเป็น birefringence ของวัสดุเส้นใยตัวอย่าง สำหรับเพื่อการวิเคราะห์ต่อยอดของวัสดุเส้นใยที่นำไปศึกษาในระดับต่อไปอีก โดยราคาเครื่องต้นแบบอยู่ที่ประมาณ 6 แสนบาท โดย end users ที่สามารถนำระบบ PS-OCT ไป

ใช้ได้ก็จะเป็นผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับงานวิจัยทางชีวการแพทย์ และงานวิจัยทางด้านการศึกษาคุณสมบัติเชิงแสงของวัสดุศาตร์ เป็นต้น

5.3 ผลผลิตของงานวิจัย

1) ต้นแบบระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงโพลาไรซ์ จำนวน 1 ระบบ ที่มีความสามารถในการถ่ายภาพได้ละเอียดระดับ 10 ไมครอน ด้วยความเร็วในการถ่ายภาพที่เร็วกว่า 100 ภาพ ต่อวินาที
2) นักศึกษาผู้มีส่วนร่วมในงานวิจัยและได้รับการพัฒนาองค์ความรู้และทักษะในการออกแบบและสร้างระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการ จำนวน 1 คน คือ นายคุณากร พละวงศ์ รหัส D5510146 นักศึกษาระดับปริญญาเอก สาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟตอนนิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
3) นำเสนอระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในการประชุมเชิงวิชาการทั้งระดับชาติและระดับนานาชาติ รวมทั้งสิ้นจำนวน 2 ครั้ง ซึ่งเป็นการเปิดช่องทางให้นักวิจัยในสาขาอื่นที่สนใจ ได้เข้ามามีส่วนร่วมในการใช้งานและพัฒนาระบบต่อไป
4) ผลงานการตีพิมพ์แบบบทความเต็ม (Full paper) ใน conference proceeding ระดับนานาชาติที่ปรากฏในฐานข้อมูลสากลของ Scopus จำนวน 1 บทความ

5.4 การเผยแพร่ผลงานวิจัยของโครงการ

<u>การนำเสนอผลงานในการประชุมเชิงวิชาการต่างๆ</u>

1. นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการระดับนานาชาติ The First Materials Research Society of Thailand International Conference (1st MRS Thailand International Conference) ในหัวข้อ “The Technique for Characterization of Materials by Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography” เมื่อวันที่ 31 ตุลาคม พ.ศ.2560 ถึง วันที่ 3 พฤศจิกายน พ.ศ. 2560
2. นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการระดับนานาชาติ The 3rd International Conference on Photonics Solution (ICPS) ในหัวข้อ “A Design of a High Speed Dual Spectrometer by Single Line Scan Camera” เมื่อวันที่ วันที่ 8-10 พฤศจิกายน พ.ศ. 2560

ผลงานตีพิมพ์ใน Full-Paper Conference Proceeding

1) K. Palawong and P. Meemon, “A design of a high speed dual spectrometer by single line scan camera”, Proc. SPIE 10714, Third International Conference on Photonics Solutions (ICPS2017), 107140R (5 March 2018). https://doi.org/10.1117/12.2300958

5.5 การศึกษาวิจัยเพิ่มเติม

ทีมวิจัยมีแผนงานที่จะพัฒนาระบบต้นแบบที่ได้จากโครงการนี้ต่อไป โดยเน้นการพัฒนาระบบให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น รวมถึงการแสวงหาความร่วมมือกับกลุ่มวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง เพื่อพัฒนาเทคนิคใหม่ๆ ของการประยุกต์ใช้ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในการสนับสนุนงานวิจัยทางด้านการถ่ายภาพและวิเคราะห์ตัวอย่างด้านวัสดุศาสตร์ ชีวภาพ การถ่ายภาพทางชีวการแพทย์ งานวิจัยทางเทคโนโลยีเกษตร รวมถึงการวิเคราะห์คุณสมบัติของวัสดุด้วย ซึ่งมีแผนงานที่วางไว้โดยสังเขป ดังนี้

1) พัฒนาระบบให้สามารถถ่ายภาพที่ความลึกเพิ่มมากขึ้น โดยจะมีการศึกษาและพัมนาระบบในส่วนตรวจวัดสัญญาณสเปคโตรมิเตอร์
2) พัฒนาและประยุกต์ระบบต้นแบบให้สามารถใช้งานในการถ่ายภาพและวิเคราะห์ตัวอย่างหลากหลายด้านเพิ่มมากขึ้น

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บรรณานุกรม

1 Abramowitz, M., K. R. Spring, B. O. Flynn, J. C. Long, M. Parry-Hill, K. I. Tchourioukanov, and M. W. Davidson, "Basic Concepts in Optical Microscopy", (2009).

2 Bashkansky, M, MD Duncan, M Kahn, D Lewis III and J Reintjes, "Subsurface Defect Detection in Ceramics by High-Speed High-Resolution Optical Coherent Tomography", Optics Letters 22, no. 1 (1997): 61-63.

3 Baumann, Bernhard, Erich Götzinger, Michael Pircher and Christoph K Hitzenberger, "Single Camera Based Spectral Domain Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography", Optics express 15, no. 3 (2007): 1054-1063.

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

5 Cense, Barry, Weihua Gao, Jeffrey M Brown, Steven M Jones, Ravi S Jonnal, Mircea Mujat, B Hyle Park, Johannes F de Boer and Donald T Miller, "Retinal Imaging with Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography and Adaptive Optics", Optics express 17, no. 24 (2009): 21634-21651.

6 Cense, Barry, Mircea Mujat, Teresa C Chen, B Hyle Park and Johannes F de Boer, "Polarization-Sensitive Spectral-Domain Optical Coherence Tomography Using a Single Line Scan Camera", Optics Express 15, no. 5 (2007): 2421-2431.

7 De Boer, Johannes F, Thomas E Milner, Martin JC van Gemert and J Stuart Nelson, "Two-Dimensional Birefringence Imaging in Biological Tissue by Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography", Optics letters 22, no. 12 (1997): 934-936.

8 Duan, Lian, Masahiro Yamanari and Yoshiaki Yasuno, "Automated Phase Retardation Oriented Segmentation of Chorio-Scleral Interface by Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography", Optics express 20, no. 3 (2012): 3353-3366.

9 Fan, Chuanmao, Yi Wang and Ruikang K Wang, "Spectral Domain Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography Achieved by Single Camera Detection", Optics express 15, no. 13 (2007): 7950-7961.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

10 Fan, Chuanmao and Gang Yao, "Single Camera Spectral Domain Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography Using Offset B-Scan Modulation", Optics express 18, no. 7 (2010): 7281-7287.

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

12 Götzinger, Erich, Bernhard Baumann, Michael Pircher and Christoph K Hitzenberger, "Polarization Maintaining Fiber Based Ultra-High Resolution Spectral Domain Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography", Optics express 17, no. 25 (2009): 22704-22717.

13 Götzinger, Erich, Michael Pircher and Christoph K Hitzenberger, "High Speed Spectral Domain Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography of the Human Retina", Optics express 13, no. 25 (2005): 10217-10229.

14 Hee, Michael R, Eric A Swanson, James G Fujimoto and David Huang, "Polarization-Sensitive Low-Coherence Reflectometer for Birefringence Characterization and Ranging", JOSA B 9, no. 6 (1992): 903-908.

15 Huang, David, Eric A Swanson, Charles P Lin, Joel S Schuman, William G Stinson, Warren Chang, Michael R Hee, Thomas Flotte, Kenton Gregory and Carmen A Puliafito, "Optical Coherence Tomography", Science 254, no. 5035 (1991): 1178-1181.

16 Izatt, JA and MA Choma, "Theory of Optical Coherence Tomography", In Optical Coherence Tomography, 47-72: Springer, 2008.

17 Kemp, Nate, Haitham Zaatari, Jesung Park, H Grady Rylander III and Thomas Milner, "Depth-Resolved Optic Axis Orientation in Multiple Layered Anisotropic Tissues Measured with Enhanced Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography (Eps-Oct)", Optics express 13, no. 12 (2005): 4507-4518.

18 Kemp, Nate, Haitham Zaatari, Jesung Park, H Grady Rylander III and Thomas Milner, "Form-Biattenuance in Fibrous Tissues Measured with Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography (Ps-Oct)", Optics express 13, no. 12 (2005): 4611-4628.

19 Lim, Yiheng, Masahiro Yamanari, Shinichi Fukuda, Yuichi Kaji, Takahiro Kiuchi, Masahiro Miura, Tetsuro Oshika and Yoshiaki Yasuno, "Birefringence Measurement of Cornea and Anterior Segment by Office-Based Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography", Biomedical optics express 2, no. 8 (2011): 2392-2402.

20 Miyazawa, Arata, Masahiro Yamanari, Shuichi Makita, Masahiro Miura, Keisuke Kawana, Keiichi Iwaya, Hiroshi Goto and Yoshiaki Yasuno, "Tissue Discrimination in Anterior Eye Using Three Optical Parameters Obtained by Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography", Optics express 17, no. 20 (2009): 17426-17440.

21 Panomsak Meemon, J. Yao, K.-S. Lee, K. P. Thompson, M. Ponting, E. Baer, and J. P. Rolland, "Optical Coherence Tomography Enabling Non Destructive Metrology of Layered Polymeric GRIN Material," Scientific reports 3, 1709 (1701-1710) (2013).

22 Považay, Boris, Bernd Hofer, Cristiano Torti, Boris Hermann, Alexandre R Tumlinson, Marieh Esmaeelpour, Catherine A Egan, Alan C Bird and Wolfgang Drexler, "Impact of Enhanced Resolution, Speed and Penetration on Three-Dimensional Retinal Optical Coherence Tomography", Optics express 17, no. 5 (2009): 4134-4150.

23 Saxer, Christopher E, Johannes F de Boer, B Hyle Park, Yonghua Zhao, Zhongping Chen and J Stuart Nelson, "High-Speed Fiber Based Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography of in Vivo Human Skin", Optics Letters 25, no. 18 (2000): 1355-1357.

24 Strakowski, Marcin R, Jerzy Plucinski, Małgorzata Jedrzejewska-Szczerska, Ryszard Hypszer, Maciej Maciejewski and Bogdan B Kosmowski, "Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography for Technical Materials Investigation", Sensors and Actuators A: Physical 142, no. 1 (2008): 104-110.

25 Wang, Lihong V and Hsin-i Wu, “Biomedical Optics: Principles and Imaging”: John Wiley & Sons, 2012.

26 Yamanari, Masahiro, Shuichi Makita, Violeta D Madjarova, Toyohiko Yatagai and Yoshiaki Yasuno, "Fiber-Based Polarization-Sensitive Fourier Domain Optical Coherence Tomography Using B-Scan-Oriented Polarization Modulation Method", Optics Express 14, no. 14 (2006): 6502-6515.

27 Yaqoob, Zahid, Jigang Wu, Emily J McDowell, Xin Heng and Changhuei Yang, "Methods and Application Areas of Endoscopic Optical Coherence Tomography", Journal of biomedical optics 11, no. 6 (2006): 063001-063001-19.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัตินักวิจัย

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

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 การประมวลผลสัญญาณเชิงแสงดิจิตอลโฮโลแกรม 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