



รายงานการวิจัย

การพัฒนาสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงสำหรับการถ่ายภาพสามมิติ (Development of High Speed Spectrometer for 3D Imaging)

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว



รายงานการวิจัย

การพัฒนาสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงสำหรับการถ่ายภาพสามมิติ (Development of High Speed Spectrometer for 3D Imaging)

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

อ.ดร. สุกัญญา เตชะไตรภพ

สาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และฟิสิกส์

สำนักวิชาวิทยาศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผู้ร่วมวิจัย

1. ศาสตราจารย์ ดร. ยูวโน วิดจาया
2. อ.ดร. พนมศักดิ์ มีมนต์

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ พ.ศ. 2555

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ประจำปี
งบประมาณ พ.ศ. 2555

ทีมวิจัย

พฤศจิกายน 2557

บทคัดย่อภาษาไทย

ระบบ OCT ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน เป็นระบบที่เรียกว่า frequency domain OCT หรือ FD-OCT ซึ่งอาศัยการตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดของแสงในโดเมนความถี่ (spectral interference) ซึ่งเกิดที่ทางออกของระบบแทรกสอดแสงแบบไมเคลสัน โดยอาศัยการแปลงแบบฟูริเยร์ (Fourier transformation) ซึ่งหนึ่งสัญญาณ spectral interference จะสัมพันธ์กับหนึ่งแถวข้อมูลในภาพตัดขวาง ดังนั้น ในทุกๆ หนึ่งภาพตัดขวางที่วัดโดยระบบ FD-OCT จะต้องมีการตรวจจับ บันทึกลง และประมวลสัญญาณของ spectral interference จำนวนมากกว่า 1,000 สเปกตรัม ซึ่งหากต้องการความเร็วในการถ่ายภาพที่สูงเพื่อการแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) หรือหากต้องการภาพถ่ายสามมิติ (3D) จะต้องใช้ระบบสเปกโตรมิเตอร์ที่มีความเร็วในการตรวจจับและบันทึกสัญญาณที่อัตราเร็วมากกว่า 100,000 สเปกตรัมต่อวินาที

อย่างไรก็ตาม ระบบสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับ 100,000 สเปกตรัมต่อวินาทียังไม่เป็นที่แพร่หลายในเชิงพาณิชย์ ทำให้มีราคาจำหน่ายที่ค่อนข้างสูง อีกทั้งยังต้องอาศัยการนำเข้าเทคโนโลยีจากต่างประเทศเท่านั้น โครงการนี้จึงมุ่งหวังที่จะพัฒนาระบบสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับห้องปฏิบัติการของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี โดยเป็นการพัฒนาตั้งแต่การออกแบบระบบเชิงแสง การออกแบบระบบเชิงกลและโครงสร้าง การประกอบระบบขึ้นจากชิ้นส่วนย่อย การจัดวางลำแสงให้สมบูรณ์ ตลอดจนการออกแบบระบบการเชื่อมต่อผ่านคอมพิวเตอร์และส่วนติดต่อกับผู้ใช้ เพื่อส่งเสริมให้เกิดการพัฒนาต้นแบบระบบของอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงที่สามารถปรับเปลี่ยนและดัดแปลงไปใช้ในงานวิจัยด้านต่างๆ ที่เกี่ยวข้องต่อไป ทั้งนี้ ได้ทดลองนำระบบต้นแบบสเปกโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อการตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ในระบบถ่ายภาพสามมิติ FD-OCT ซึ่งได้ถูกพัฒนาขึ้นควบคู่กันไปภายใต้ชุดโครงการเดียวกันนี้ โดยสเปกโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจจับสัญญาณสเปกตรัมที่มีความเร็วมากกว่า 130,000 สเปกตรัมต่อวินาที และทำให้สามารถถ่ายภาพตัดขวางได้ที่ความเร็วมากกว่า 100 ภาพต่อวินาที สามารถตรวจจับสเปกตรัมได้ที่มีความละเอียดดีกว่า 0.2 นาโนเมตร ซึ่งระบบสเปกโตรมิเตอร์ที่มีความเร็วและความละเอียดในระดับนี้ ถือได้ว่าหาได้ยากมากในเชิงพาณิชย์ และถึงแม้จะนำเข้าจากต่างประเทศ ก็ต้องสั่งทำเป็นพิเศษและมักจะมีราคาที่สูงกว่าต้นแบบที่พัฒนาขึ้นเองนี้กว่า 4-5 เท่าตัว

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ

A high speed and high resolution spectrometer plays a crucial role in the frequency domain optical coherence tomography (FD-OCT), i.e. enabling real time and three-dimensional (3D) snap-shot. In this project, optical design and system implementation of a high-speed high-resolution near-infrared spectrometer was investigated. The spectrometer was design and optimized, aiming for high speed detection of spectral interference patterns, to be used in the 3D FD-OCT applications. The research covers the optical design, mechanical design, system assembly, optical alignment, and optimization for maximum performance of high speed and high resolution spectral detection. The data acquisition and processing, including the graphics user interface system was also developed. In addition, the performance of the developed prototype has been measured and analyzed. The results show that the developed spectrometer is currently capable of capturing interference spectra at speed of more than 100,000 spectra per second. The effective spectral resolution of less than 0.2 nanometer was achieved. The use of the implemented spectrometer in the high speed 3D FD-OCT imaging system has been investigated. The current spectrometer prototype was verified for detection of spectral interference fringe in our developing 3D FD-OCT system and hence was capable for high speed capturing of the spectral interference signals at up to 100,000 spectra per second, enabling for cross-sectional microscopic imaging of biological sample of about 100 frames per second.

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.....	2
1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย.....	3
บทที่ 2. วิธีการดำเนินการวิจัย	4
2.1 การทบทวนวรรณกรรม (reviewed literature).....	4
2.2 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย	5
2.3 การออกแบบระบบเชิงแสง	6
2.4 การสร้างต้นแบบระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับปฏิบัติการ	7
บทที่ 3. ผลการดำเนินงานวิจัย.....	9
3.1 ตัวอย่างสัญญาณที่ตรวจวัดได้โดยระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น.....	9
3.2 การใช้งานต้นแบบในระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติความเร็วสูง	11
3.3 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบต้นแบบ.....	12
บทที่ 4. สรุปผลการวิจัย.....	15
4.1 สรุปรวมผลงานวิจัย	15
4.2 ผลผลิตของงานวิจัย	16
4.3 การเผยแพร่ผลงานวิจัย.....	16
4.4 การศึกษาวิจัยเพิ่มเติม.....	17
บรรณานุกรม	18
ประวัตินักวิจัย.....	20
ภาคผนวก ก เอกสารการเผยแพร่ผลงาน	22

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1 การออกแบบระบบสเปคโตรมิเตอร์.....	6
รูปที่ 2.2 สเปคโตรมิเตอร์ต้นแบบในระดับห้องปฏิบัติการโดยใช้คอลลิเมเตอร์ ขนาด 7 mm.....	7
รูปที่ 2.3 สเปคโตรมิเตอร์ต้นแบบโดยใช้ลำแสงคอลลิเมทขนาด 20 mm ที่สร้างขึ้นเอง.....	8
รูปที่ 3.1 โปรแกรม Labview ที่พัฒนาขึ้นเพื่อการบันทึกสัญญาณการแทรกสอดสเปคตรัม.....	9
รูปที่ 3.2 (a) สัญญาณสเปคตรัมที่วัดโดยสเปคโตรมิเตอร์เชิงพาณิชย์ดังแสดงใน (b) เพื่อการเปรียบเทียบ....	10
รูปที่ 3.3 แสดงการใช้งานระบบต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ในระบบถ่ายภาพ FD-OCT.....	11
รูปที่ 3.4 แสดงบางส่วนของตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของเนื้อเยื่อชีวภาพ (ครีปลา ตับปลา และไตปลาตามลำดับ) ที่ถ่ายโดยระบบถ่ายภาพ FD-OCT ซึ่งใช้ต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นในการตรวจจับสัญญาณสเปคตรัม	12
รูปที่ 3.5 (a-c) แสดงสัญญาณสเปคตรัมที่วัดจากตำแหน่งของกระจกที่ความลึกต่างๆ กัน (d-f) แสดงสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์ของสัญญาณสเปคตรัมจาก (a-c) ตามลำดับ (g) แสดงพล็อตระหว่างแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์ข้างต้นสัมพันธ์กับตำแหน่งความลึก (h) แสดงกราฟของสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์กลับของฟังก์ชันในกราฟ (g) เทียบกับความยาวคลื่น.....	13

บทที่ 1. บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

ระบบการถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงเลเซอร์ที่เรียกว่า Optical Coherence Tomography หรือ OCT [1] เป็นเทคโนโลยีการถ่ายภาพสามมิติความเร็วสูง ที่สามารถนำไปใช้ในการถ่ายภาพตัดขวางของตัวอย่าง (sample) ชนิดต่างๆ เช่น เนื้อเยื่อชีวภาพ (biological tissues) และวัสดุโปร่งแสงอื่นๆ (optical transparent materials) ระบบ OCT สามารถให้ความละเอียดในการถ่ายภาพสูงในระดับประมาณ 5-20 ไมโครเมตร (ขึ้นอยู่กับแหล่งกำเนิดแสงที่ใช้) และที่สำคัญคือ เป็นระบบที่ถ่ายภาพโดยใช้แสงอินฟราเรดช่วงสั้น (near infrared หรือ NIR) ซึ่งนอกจากจะสามารถถ่ายภาพตัดขวางโดยไม่ต้องทำลายวัตถุตัวอย่าง (non-destructive) แล้ว ยังไม่ก่อให้เกิดอันตรายหรือผลข้างเคียงใดๆ ต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิต (non-invasive) อีกด้วย [2, 3]

จนถึงปัจจุบัน OCT ได้รับการพิสูจน์และเป็นที่ยอมรับโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจากทั่วโลกแล้วว่า เป็นเทคโนโลยีที่สามารถใช้ประโยชน์ในการถ่ายภาพเพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยทางการแพทย์ได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในวงการจักษุแพทย์ ซึ่ง OCT ได้ถูกนำไปใช้ในการถ่ายภาพสามมิติของจอประสาทตา เพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคเกี่ยวกับตาหลายๆ ชนิด ได้อย่างมีประสิทธิภาพแม้ในระยะเริ่มต้น (early detection) เช่น โรคต้อหิน และโรคตาเสื่อมในผู้ป่วยเบาหวานและในผู้สูงอายุ เป็นต้น [3-6] ซึ่งโรคเหล่านี้มักจะไม่มีแสดงอาการที่ชัดเจนและยากต่อการตรวจพบได้ในระยะเริ่มต้น ซึ่งเป็นระยะที่สามารถรักษาให้หายได้หากมีการตรวจพบอย่างทันท่วงที ในทางกลับกันหากปล่อยให้อุบัติการณ์ ก็จะนำไปสู่ภาวะตาบอดอย่างถาวรได้

ในประเทศที่พัฒนาแล้ว อย่าง อเมริกา ยุโรป และญี่ปุ่น มีการใช้งานเครื่อง OCT กันอย่างกว้างขวาง ทั้งในระดับโรงพยาบาล และในระดับคลินิก เพื่อการวินิจฉัย ตรวจติดตาม และป้องกันการลุกลามของความผิดปกติที่เกิดกับตาโดยเฉพาะในผู้สูงอายุ ในประเทศไทยเรานั้น ได้มีจักษุคลินิกหลายๆ แห่ง ที่เล็งเห็นความสำคัญและได้นำเอาเทคโนโลยี OCT เข้ามาใช้ในการประกอบการตรวจติดตามความผิดปกติของจอประสาทตา หากแต่ยังจำกัดอยู่ในวงแคบ เนื่องจากเป็นเทคโนโลยีใหม่ ซึ่งต้องอาศัยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการใช้งานตลอดถึงการตีความผลจากภาพที่ได้ อีกทั้ง OCT ยังเป็นเทคโนโลยีที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ทำให้มีต้นทุนที่สูง ทั้งในแง่ของต้นทุนในระยะสั้น เช่น ราคาต่อเครื่อง โดยมีราคาเริ่มต้นโดยประมาณอยู่ที่ 4-5 ล้านบาทขึ้นไป และต้นทุนในระยะยาว เช่น การบำรุงรักษา และการปรับปรุงหรือปรับเปลี่ยนให้ทันสมัย ซึ่งต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีการศึกษาและพัฒนาองค์ความรู้ในการออกแบบและสร้างระบบ OCT ที่มีประสิทธิภาพ และมีการถ่ายทอดองค์ความรู้ที่ได้ไปสู่วงกว้าง เพื่อส่งเสริมให้มีการพัฒนาที่ต่อเนื่องและสอดคล้องกับเทคโนโลยีที่เปลี่ยนไปอย่างรวดเร็วอยู่ตลอดเวลา การพัฒนาระบบ OCT ขึ้นใช้เอง

นอกจากจะทำให้สามารถเห็นเอาสมรรถภาพสูงสุดของเครื่องออกมาได้แล้ว ยังให้ความยืดหยุ่นในการดัดแปลง และต่อเติมในภายหลัง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและฟังก์ชันในการทำงานของเครื่องให้ดียิ่งๆ ขึ้นไป

ทั้งนี้ ระบบ OCT ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน เป็นระบบที่เรียกว่า Frequency domain OCT หรือ FD-OCT ซึ่งอาศัยการตรวจจับสัญญาณแทรกสอด spectral interference ที่ทางออกของระบบแทรกสอดแสง ซึ่งหนึ่งสัญญาณ spectral interference จะเท่ากับหนึ่งแถวพิกเซลในภาพตัดขวาง ดังนั้นในทุกๆ หนึ่งภาพตัดขวางที่วัดโดย OCT จะต้องมีการตรวจจับ บันทึก และประมวลสัญญาณของ spectral interference จำนวนมากกว่า 1,000 สเปกตรัม ซึ่งหากต้องการความเร็วในการถ่ายภาพที่สูง หรือหากต้องการภาพถ่ายสามมิติ จะต้องการระบบสเปคโตรมิเตอร์ที่มีความเร็วในการตรวจจับและบันทึกสัญญาณที่อัตราเร็วมากกว่า 100,000 สเปกตรัมต่อ วินาที

โครงการนี้มุ่งหวังที่จะพัฒนาระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงเพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ โดยสเปคโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นสามารถตรวจจับสัญญาณสเปกตรัมที่ความเร็วมากกว่า 100,000 สเปกตรัมต่อวินาที ซึ่งในเบื้องต้น ได้มุ่งเน้นการประยุกต์ใช้ระบบสเปคโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อการตรวจจับสัญญาณ spectral interference ในระบบถ่ายภาพตัดขวาง FD-OCT ซึ่งคาดว่าจะทำให้สามารถช่วยให้ถ่ายภาพตัดขวางได้ด้วยความเร็วมากกว่า 100 ภาพต่อวินาที ซึ่งระบบสเปคโตรมิเตอร์ที่มีความเร็วในระดับนี้ ถือได้ว่าหาได้ยากมากในระบบเชิงพาณิชย์ และถึงแม้จะมีขายก็มักจะมีราคาที่สูงมาก

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1) เพื่อออกแบบและสร้างระบบอินฟราเรดสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับห้องปฏิบัติการ
- 2) เพื่อเป็นการให้ความรู้และฝึกฝนทักษะแก่นักศึกษาในการออกแบบและสร้างระบบเชิงแสง และสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานจริงได้
- 3) เพื่อนำระบบต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ที่ได้ไปใช้ในการพัฒนาระบบถ่ายภาพตัดขวาง OCT ความเร็วสูง
- 4) เพื่อนำระบบที่พัฒนาขึ้นไปใช้เป็นสื่อในการฝึกอบรมและให้ความรู้เกี่ยวกับระบบการถ่ายภาพตัดขวางด้วยแสงเลเซอร์แก่นักศึกษาและบุคคลภายนอกที่สนใจ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

โครงการนี้เน้นที่การออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ที่ตอบสนองต่อแสงอินฟราเรดช่วงสั้น (Near Infrared, NIR) และสามารถตรวจจับสัญญาณสเปกตรัมที่ความเร็วสูง รวมถึงการพัฒนาส่วนติดต่อกับผู้ใช้งานเพื่อให้ง่ายต่อการเก็บข้อมูลในงานที่เกี่ยวข้อง ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นระบบสเปคโตรมิเตอร์ในระดับห้องปฏิบัติการที่มีประสิทธิภาพสูงกว่าระบบเชิงพาณิชย์ในต้นทุนที่เหมาะสม

1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย

ผลสำเร็จที่ได้หลังจากเสร็จสิ้นโครงการงานวิจัยนี้คือ ต้นแบบระบบอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ ความเร็วสูงในระดับห้องปฏิบัติการ ซึ่งสามารถตรวจจับและบันทึกสัญญาณสเปกตรัมของแสงในย่านอินฟราเรดได้ด้วยความเร็วสูงกว่า 100 สเปกตรัมต่อวินาที และมีความละเอียดในการตรวจจับสัญญาณสเปกตรัม (Spectral resolution) อยู่ในระดับประมาณ 0.16 นาโนเมตร และด้วยความละเอียดที่สูงนี้ ทำให้สามารถนำเอาระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นไปใช้เป็นระบบตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ของระบบถ่ายภาพตัดขวางแบบสามมิติชนิด FD-OCT ที่ถูกพัฒนาควบคู่กันมาภายใต้ชุดโครงการเดียวกันนี้ ซึ่งปัจจุบันระบบต้นแบบดังกล่าวตั้งอยู่ ณ ห้องปฏิบัติการเชิงแสงของสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และฟotonิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

นอกจากนี้ ผลของงานวิจัยครั้งนี้ได้ถูกนำไปเผยแพร่ในงานประชุมเชิงวิชาการระดับนานาชาติแล้ว 3 ครั้ง รวมถึงมีการตีพิมพ์เผยแพร่ผลงานวิจัยในรูปแบบบทความเต็มแล้ว 1 บทความ (รายละเอียดดังภาคผนวก ก) อีกทั้ง ผลของงานวิจัยครั้งนี้จะได้นำไปศึกษาต่อเพื่อเพิ่มองค์ความรู้ในแง่มุมอื่นๆ รวมถึงการปรับปรุงระบบต้นแบบให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้นไปในอนาคต

บทที่ 2. วิธีการดำเนินการวิจัย

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) [4] ในปัจจุบัน OCT ได้รับการพัฒนาอย่างรวดเร็ว และได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้านต่างๆ อย่างแพร่หลาย เช่น ด้านการแพทย์[5-7] ด้านชีววิทยา[8-10] ด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ [11] และด้านการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุ [12, 13] เป็นต้น

ในปัจจุบัน ได้มีการนำเอาความรู้เกี่ยวกับการแทรกสอดของแสงในโดเมนความถี่ [14] มาประยุกต์ใช้กับ OCT เรียกว่า Frequency Domain OCT (FD-OCT) หรือ Spectral Domain OCT (SD-OCT) [15] FD-OCT บันทึกค่าสัญญาณ spectral interference ที่เอาท์พุทของ interferometer ซึ่งมีจุดเด่นก็คือ ความไวต่อสัญญาณ และความเร็วของการวัด เนื่องจากไม่ต้องมีการเคลื่อนที่ของกระจกสะท้อนแสงอ้างอิง (reference mirror) อีกต่อไป เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ OCT ในยุคแรกๆ ซึ่งต้องอาศัยการเลื่อนกระจกอ้างอิงในการสแกนความลึกในตัวอย่างที่ต้องการทดสอบ [16-18] ทั้งนี้ ปัจจัยสำคัญที่มีส่วนกำหนดประสิทธิภาพการทำงานของ FD-OCT โดยเฉพาะอย่างยิ่งความเร็วในการถ่ายภาพของระบบ ก็คือความสามารถในการวัด และบันทึกค่า spectral interference ที่ความเร็วสูง FD-OCT สร้างภาพตัดขวางของตัวอย่างโดยการฉายแสงเลเซอร์ชนิด broadband ให้ไปตกกระทบลงบนผิวตัวอย่าง (sample) แล้ววัดสัญญาณ spectral interference ระหว่างสัญญาณที่สะท้อนมาจากตัวอย่างและแสงอ้างอิง ซึ่งสามารถวัดได้โดยใช้สเปกโตรมิเตอร์เชิงแสง (optical spectrometer) ซึ่งเมื่อนำไปผ่านการแปลงแบบฟูริเยร์แล้ว จะได้สัญญาณเชิงเส้นในโดเมนพื้นที่ (spatial domain) ที่เทียบได้กับความสามารถในการสะท้อนที่ระดับความลึกต่างๆ (depth-resolved reflectivity profile) ภายใต้พื้นผิวของตัวอย่าง เมื่อประกอบกับการสแกนลำแสงในแนวนอนกับพื้นผิวตัวอย่าง (lateral scan) แล้ว ก็จะสามารถสร้างภาพตัดขวางในแบบสองมิติ และสามารถได้ ด้วยเหตุนี้ หนึ่งในหัวใจสำคัญของระบบถ่ายภาพตัดขวางแบบ OCT จึงเป็นระบบสเปกโตรมิเตอร์ที่สามารถตรวจจับสัญญาณแสงในย่านอินฟราเรดช่วงสั้น (Near Infrared, NIR) ได้ โดยต้องมีความละเอียดและความเร็วในการตรวจจับสัญญาณที่สูงกว่าสเปกโตรมิเตอร์โดยทั่วไป

ในช่วงหลายปีที่ผ่านมา ทีมนักวิจัยจากทั่วโลก ได้มีการพัฒนานำเสนอผลงานการออกแบบและสร้างระบบสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงสำหรับ FD-OCT กันอย่างจริงจังมากขึ้นเรื่อยๆ ซึ่งก็เป็นผลสืบเนื่องมาจากความต้องการความเร็วในการถ่ายภาพของระบบที่เพิ่มสูงขึ้น ซึ่งความก้าวหน้าไปอย่างรวดเร็วในการพัฒนาความเร็วของระบบสเปกโตรมิเตอร์ในปัจจุบัน ก็เป็นผลมาจากการวิวัฒนาการด้านประสิทธิภาพและความไว

ต่อสัญญาณของเซ็นเซอร์แสง โดยเฉพาะอย่างยิ่งเซ็นเซอร์แสงชนิด CCD และ CMOS รวมถึงการพัฒนาในส่วนของการเชื่อมต่อและถ่ายโอนข้อมูลจากเซ็นเซอร์ไปสู่ระบบคอมพิวเตอร์เพื่อการประมวลผล [19-21]

ด้วยความมุ่งหวังของทีมวิจัย ที่จะสร้างระบบถ่ายภาพสามมิติแบบ OCT ในระดับห้องปฏิบัติการขึ้นที่มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี การพัฒนาระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงที่มีการตอบสนองในย่านอินฟราเรด จึงเป็นส่วนสำคัญและจำเป็นอย่างยิ่ง เนื่องจากระบบสเปคโตรมิเตอร์ที่มีความเร็วสูงส่วนใหญ่มักจะมีใช้งานในระดับห้องปฏิบัติการเท่านั้น ซึ่งระบบในเชิงพาณิชย์ยังไม่มีปรากฏมากนัก โดยจะเลือกใช้เซ็นเซอร์แสงชนิด CMOS ในการออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ ซึ่งในปัจจุบัน ประสิทธิภาพการทำงานของระบบ CMOS ในด้านการตอบสนองต่อแสงและการลดสัญญาณรบกวน ถือได้ว่าอยู่ในระดับที่ใกล้เคียงกับระบบ CCD แต่ให้ความเร็วในการถ่ายเทข้อมูลที่สูงกว่ามาก

2.2 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

ในโครงการนี้ เป็นการวิจัยที่เน้นการศึกษา ค้นคว้า เพื่อการออกแบบและสร้างระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับห้องปฏิบัติการ ที่ตอบสนองต่อแสงในย่านอินฟราเรดช่วงสั้น ที่มีความยาวคลื่นแสงอยู่ในช่วง 800 – 900 นาโนเมตร ซึ่งถูกกำหนดโดยแหล่งกำเนิดแสงที่เลือกใช้ในระบบถ่ายภาพแบบ FD-OCT โดยระบบที่สร้างขึ้น เป็นการดำเนินงานวิจัยในลักษณะของการนำชิ้นส่วนย่อยทางแสงและทางกลต่างๆ มาประกอบขึ้นเป็นระบบบนโต๊ะปฏิบัติการเชิงแสง โดยมีส่วนประกอบหลักที่สำคัญคือ คอลลิเมเตอร์ เกรตติงเลนส์ และเซ็นเซอร์แสงแบบ Line-scan ที่มีจำนวนพิกเซล 4096 พิกเซล และสามารถตรวจวัดสัญญาณและแปลงสัญญาณแสงไปเป็นข้อมูลดิจิทัล ซึ่งรวมถึงการพัฒนาโปรแกรมแล็บวิว (LABView) เพื่อการถ่ายโอนข้อมูลสัญญาณแบบดิจิทัลไปยังคอมพิวเตอร์ได้ในความเร็วสูง โดยมีขั้นตอนดังนี้

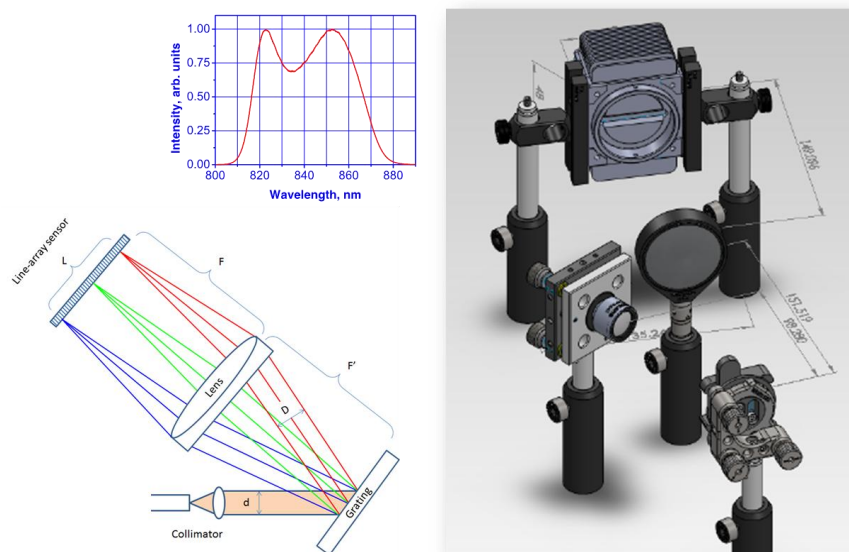
- 1) การศึกษาค้นคว้าในเชิงทฤษฎีเพื่อการออกแบบระบบสเปคโตรมิเตอร์ ซึ่งได้ถูกออกแบบ และกำหนดคุณสมบัติที่ต้องการของส่วนประกอบต่างๆ ของระบบต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ โดยเน้นให้ได้ระบบที่มีประสิทธิภาพเทียบเท่ากับระบบที่ใช้ในงานวิจัยในต่างประเทศในราคาต้นทุนที่ต่ำกว่า
- 2) เมื่อได้แบบของระบบที่มีประสิทธิภาพตามต้องการแล้ว จึงดำเนินการเลือกวัสดุส่วนประกอบและวางแผนจัดซื้อชิ้นส่วนและอุปกรณ์ ตามคุณสมบัติที่วางไว้
- 3) นำชิ้นส่วนทั้งหมดมาประกอบขึ้นเป็นระบบจริงบนโต๊ะปฏิบัติการทดลองเชิงแสงตามแบบที่วางไว้ รวมถึงการจัดระเบียบลำแสง (Alignment) และการจัดวางตำแหน่งสเปคตรัมให้ได้ความกว้างของสเปคตรัมสูงสุดของแหล่งกำเนิดแสง และให้ได้ความละเอียดของสัญญาณตามที่ต้องการ รวมถึงการออกแบบระบบควบคุมการบันทึกสัญญาณแบบโดยเน้นให้มีความเร็วของการตรวจจับมากที่สุด
- 4) พัฒนาระบบเชื่อมต่อกับฮาร์ดแวร์ (Hardware Interface) และระบบติดต่อกับผู้ใช้งาน (User Interface) โดยใช้โปรแกรมแล็บวิว โดยเน้นให้มีความเหมาะสมทั้งในแง่ของความสะดวกในการเชื่อมต่อ

ระบบ และการควบคุมระบบด้วยคอมพิวเตอร์ รวมถึงความเร็วในการส่งผ่านข้อมูลสเปกตรัมที่วัดได้ไปยังคอมพิวเตอร์

- 5) ดำเนินการทดสอบและยืนยันประสิทธิภาพระบบสเปกโตรมิเตอร์ที่สร้างเสร็จสมบูรณ์ ว่าเป็นไปตามที่ออกแบบไว้หรือไม่
- 6) ประยุกต์ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น เพื่อให้สอดคล้องกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้องต่อไป

2.3 การออกแบบระบบเชิงแสง

ระบบสเปกโตรมิเตอร์ได้ถูกออกแบบให้เหมาะสมกับการใช้งานร่วมกับแหล่งกำเนิดแสง ของระบบ ถ่าย ภาพในโครงการย่อยที่ 1 ภายใต้ชุดโครงการเดียวกันนี้ ซึ่งมีความยาวคลื่นแสงในย่านอินฟราเรด ครอบคลุม 800-900 นาโนเมตร ทั้งนี้ ระบบที่พัฒนาขึ้นยังมีคุณลักษณะที่พิเศษกว่าสเปกโตรมิเตอร์ที่มีขายทั่วไปคือ การออกแบบให้มีความละเอียดและมีความเร็วในการตรวจจับสัญญาณและถ่ายโอนข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ที่สูงมากๆ ซึ่งในโครงการนี้ ทีมวิจัยได้เลือกใช้เซ็นเซอร์แบบแถวเดี่ยว (Line-scan) ชนิด complementary metal-oxide-semiconductor (CMOS) โมเดล spL4096-70km ของบริษัท Basler Vision Technologies, Germany ที่มีขนาดพิกเซลเล็ก 10×10 ไมโครเมตร จำนวนทั้งสิ้น 4096 พิกเซล เพื่อให้ได้สเปกตรัมที่มีความละเอียดสูง ทั้งนี้ การเลือกใช้เซ็นเซอร์ชนิด CMOS มีข้อดีในด้านความเร็วของการตรวจจับสัญญาณ ซึ่งเหมาะกับการพัฒนาเป็นสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูง จากนั้น ระบบเชิงแสงประกอบด้วย คอลลิเมเตอร์ เกรตติง และเลนส์ ได้ถูกออกแบบให้สอดคล้องกับแหล่งกำเนิดแสงและ CMOS sensor ซึ่งได้เลือกใช้เกรตติงแบบสะท้อนที่มีความหนาแน่นถึง 1200 เส้นต่อมิลลิเมตร และเลือกใช้เลนส์ที่มีความยาวโฟกัส 150 mm ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 การออกแบบระบบสเปกโตรมิเตอร์

2.4 การสร้างต้นแบบระบบสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับปฏิบัติการ

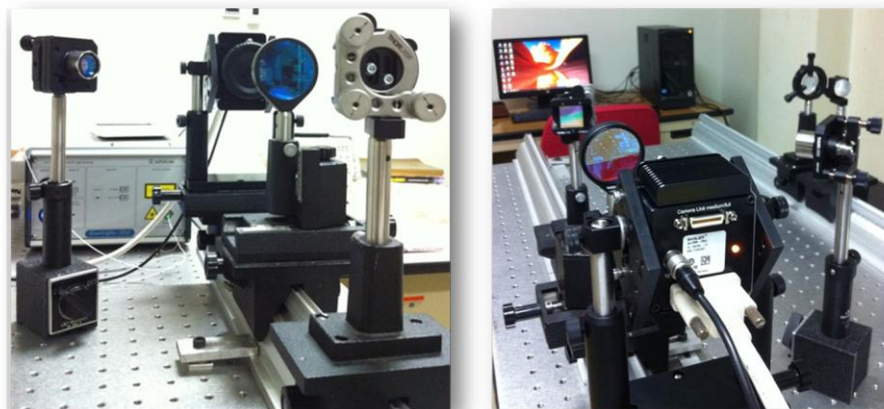
การออกแบบสเปกโตรมิเตอร์ให้ได้ความละเอียดสูงจำเป็นต้องใช้ ลำแสงคอลลิเมเตอร์ขนาดใหญ่เพื่อให้ได้จุดโฟกัสที่เล็กที่สุดบนแต่ละพิกเซลของเซ็นเซอร์ อย่างไรก็ตาม คอลลิเมเตอร์ที่ให้ลำแสงขนาดใหญ่และใช้งานได้ดีกับแสงอินฟราเรดที่ครอบคลุมช่วงกว้างในระดับ 100 nm เป็นสิ่งที่หาซื้อได้ยากและมีราคาที่สูงมาก ดังนั้น ระบบต้นแบบในระดับปฏิบัติการ จึงถูกสร้างขึ้น 2 แบบ โดยมีความแตกต่างที่ขนาดของลำแสงตกกระทบ (Collimated beam)

แบบที่ 1 ใช้คอลลิเมเตอร์สำเร็จรูปที่มีขนาดลำแสง 7 mm

คอลลิเมเตอร์ที่มีลำแสงขาออกขนาด 7 mm เป็นลำแสงขนาดใหญ่ที่สุดที่มีขายในแบบสำเร็จรูป ซึ่งในที่นี้ เราเลือกใช้โมเดล F810APC-842 ของ Thorlabs, USA โดยมีการจัดวางระบบลำเลียงแสงดังแสดงในรูปที่ 2.2 ทั้งนี้ คอลลิเมเตอร์แบบสำเร็จรูปมีข้อดีคือ ความง่ายในการจัดวางลำแสง (optical alignment) เนื่องจากคุณภาพและขนาดของลำแสงได้มีการปรับและตรวจสอบจากโรงงานแล้วเป็นอย่างดี อย่างไรก็ตาม คอลลิเมเตอร์แบบสำเร็จรูปก็มีความสามารถทางด้านกำลังแยกทางสเปกตรัม (spectral resolution) ที่จำกัด ซึ่งมีผลทำให้ความลึกของการถ่ายภาพถูกจำกัดไปด้วย นั่นคือ เมื่อพิจารณาจากรูปที่ 2.1 ลำแสงคอลลิเมทของแต่ละความยาวคลื่น (ซึ่งแทนด้วยสีที่ต่างกันเป็น แดง เขียว น้ำเงิน) จะถูกโฟกัสโดยเลนส์ที่มีความยาวโฟกัส 150 mm ไปตกบนเซ็นเซอร์ ซึ่งจะได้กำลังแยก (resolution) ซึ่งประมาณโดยข้อจำกัดของการเลี้ยวเบนแสง (Diffraction limit) ได้เป็น

$$\Delta x = 0.61 \frac{\lambda}{NA} = 1.22 \lambda \frac{F}{D} \quad (1)$$

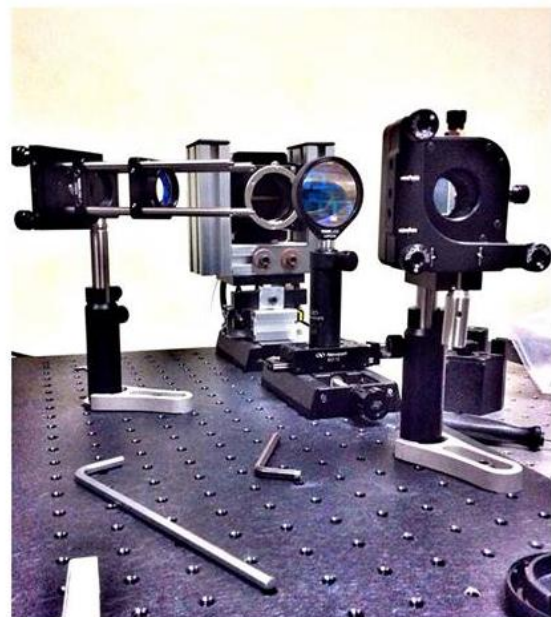
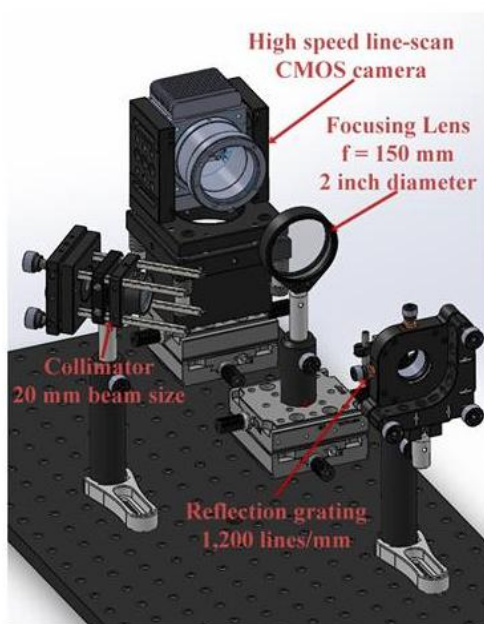
โดย F คือความยาวโฟกัสของเลนส์ และ D คือขนาดของลำแสงคอลลิเมท ซึ่งจะได้ค่ากำลังแยกโดยประมาณของระบบเป็น 22 μm ซึ่งจะมีขนาดเท่ากับ 2 พิกเซลของเซ็นเซอร์



รูปที่ 2.2 สเปกโตรมิเตอร์ต้นแบบในระดับห้องปฏิบัติการ โดยใช้คอลลิเมเตอร์ ขนาด 7 mm

แบบที่ 2 ใช้ Collimator ที่ประกอบเอง ขนาดลำแสง 20 mm

เพื่อเพิ่มขีดความสามารถในการถ่ายภาพให้ได้ลึกขึ้น ทีมวิจัยได้ออกแบบและสร้างระบบคอลลิเมเตอร์ที่มีลำแสงขนาดใหญ่ (Large beam collimator) ขึ้นมาเองดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดยใช้เลนส์ชนิด Achromatic doublet ขนาดความยาวโฟกัส 35 mm มารับแสงจากปลายของเส้นใยแก้วนำแสง แล้วปรับให้ได้ลำแสงขนานไปตกกระทบบนเกรตติง ซึ่งจะได้ลำแสงคอลลิเมทขนาดประมาณ 20 mm ซึ่งเป็นขนาดลำแสงคอลลิเมทที่เพิ่มขึ้นจากกรณีแรกเกือบสามเท่า อย่างไรก็ตาม ด้วยข้อจำกัดของเลนส์ที่ใช้และการ Alignment ทำให้ไม่สามารถทำให้สร้างแสงคอลลิเมทสมบูรณ์ได้เท่ากับแบบที่ 1 แต่ด้วยขนาดลำแสงที่เพิ่มขึ้นเกือบสามเท่า ซึ่งในทางทฤษฎีแล้ว น่าจะทำให้สามารถตรวจจับสเปกตรัมได้ที่มีความละเอียดสูงขึ้นกว่ากรณีแรก แต่ในการทดลองพบว่าความละเอียดที่ได้เพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ดังจะได้นำเสนอในบทต่อไป

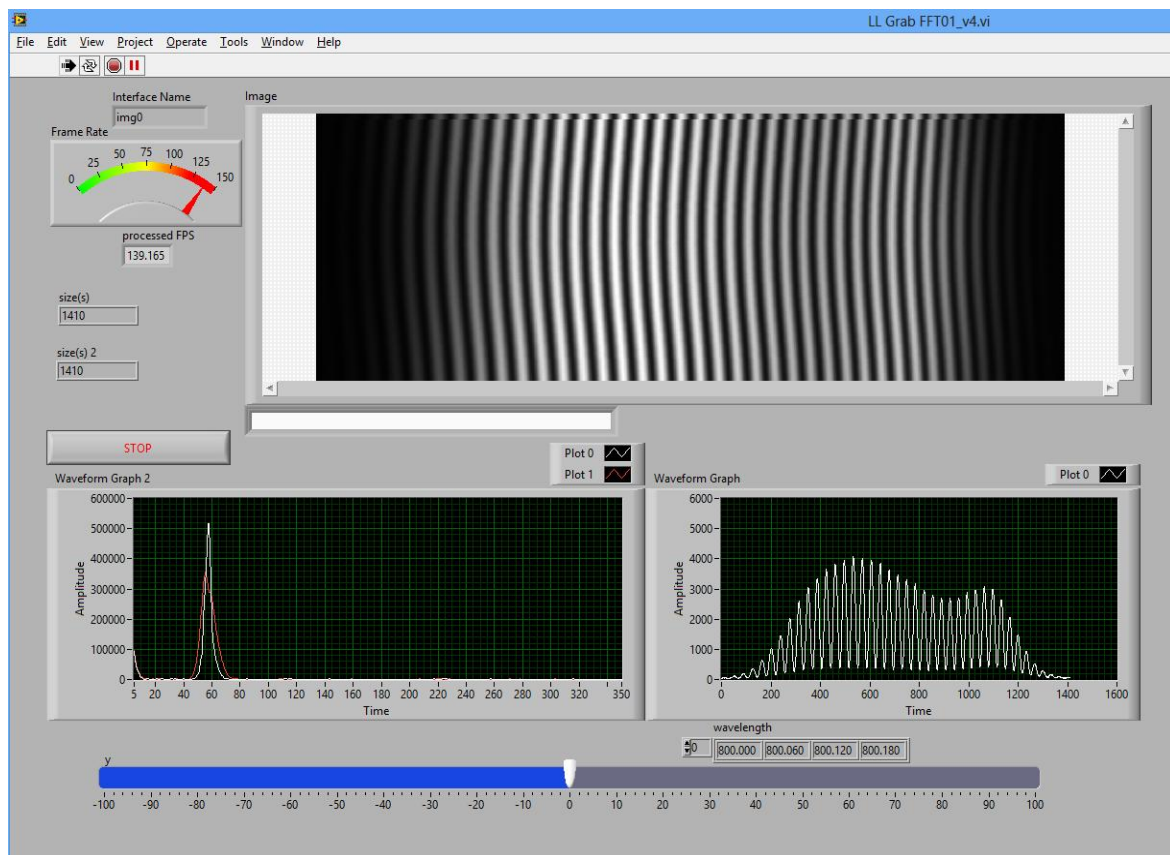


รูปที่ 2.3 สเปกโตรมิเตอร์ต้นแบบโดยใช้ลำแสงคอลลิเมทขนาด 20 mm ที่สร้างขึ้นเอง

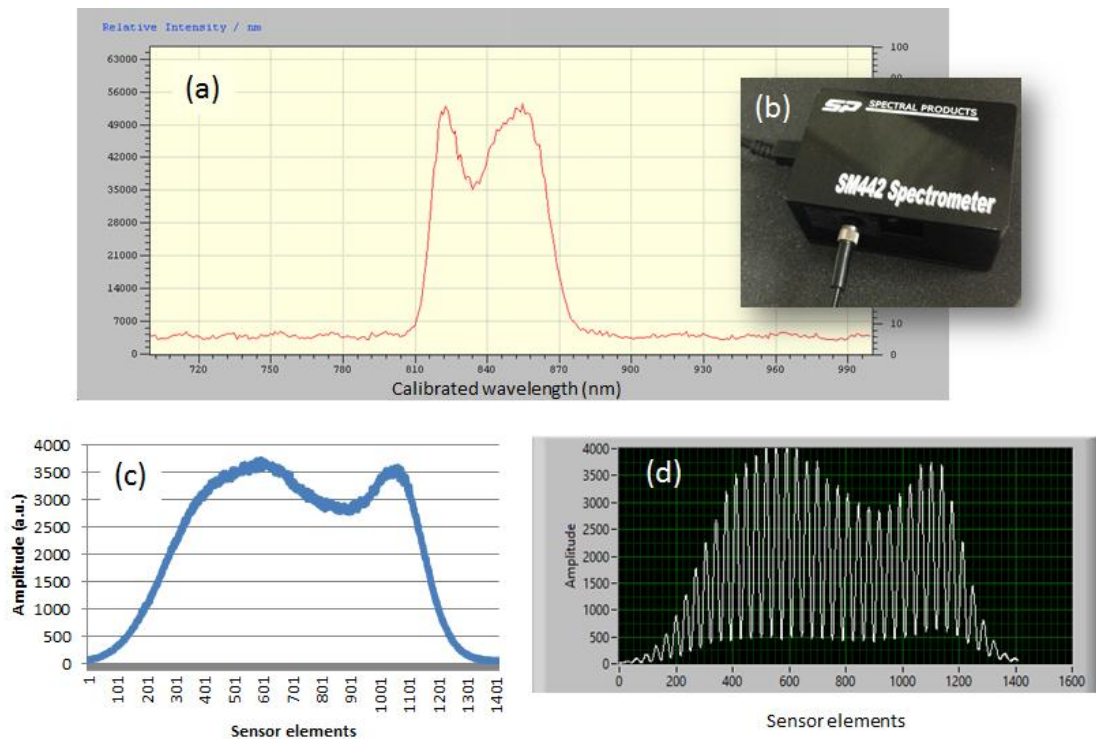
บทที่ 3. ผลการดำเนินงานวิจัย

3.1 ตัวอย่างสัญญาณที่ตรวจวัดได้โดยระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น

ระบบควบคุมการตรวจจับสัญญาณแสงและการบันทึกข้อมูลสเปกตรัมลงในคอมพิวเตอร์ถูกสร้างขึ้นในโปรแกรมแล็บวิว โดยมีรูปแบบการแสดงผลดังในรูปที่ 3.1 ซึ่งในการใช้งานที่ความเร็วสูงนั้น สเปกตรัมจะถูกส่งถ่ายไปยังคอมพิวเตอร์ทุกๆ 1 เฟรมดังแสดงในภาพย่อยด้านบนของรูปที่ 3.1 ซึ่งประกอบด้วยจำนวนสเปกตรัมมากที่สุด 1000 สเปกตรัมต่อเฟรม สัญญาณการแทรกสอดของแต่ละสเปกตรัมถูกแสดงผลดังในกราฟด้านล่างซ้ายของรูป แสดงความสามารถในการตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดซึ่งมีความถี่สูง จึงต้องอาศัยสเปกโตรมิเตอร์ที่มีความละเอียดเชิงสเปกตรัมที่สูงด้วย ความสามารถในการตรวจจับสัญญาณสเปกตรัมที่มีความละเอียดสูงสามารถตรวจสอบได้จากการตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดเชิงสเปกตรัมดังแสงในรูปที่ 3.2 (a-d)



รูปที่ 3.1 โปรแกรม Labview ที่พัฒนาขึ้นเพื่อการบันทึกสัญญาณการแทรกสอดสเปกตรัม



รูปที่ 3.2 (a) สัญญาณสเปกตรัมที่วัดโดยสเปกโตรมิเตอร์เชิงพาณิชย์ดังแสดงใน (b) เพื่อการเปรียบเทียบ (c) สัญญาณสเปกตรัมที่วัดได้โดยระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้น (d) สัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ที่ตรวจจับโดยระบบ

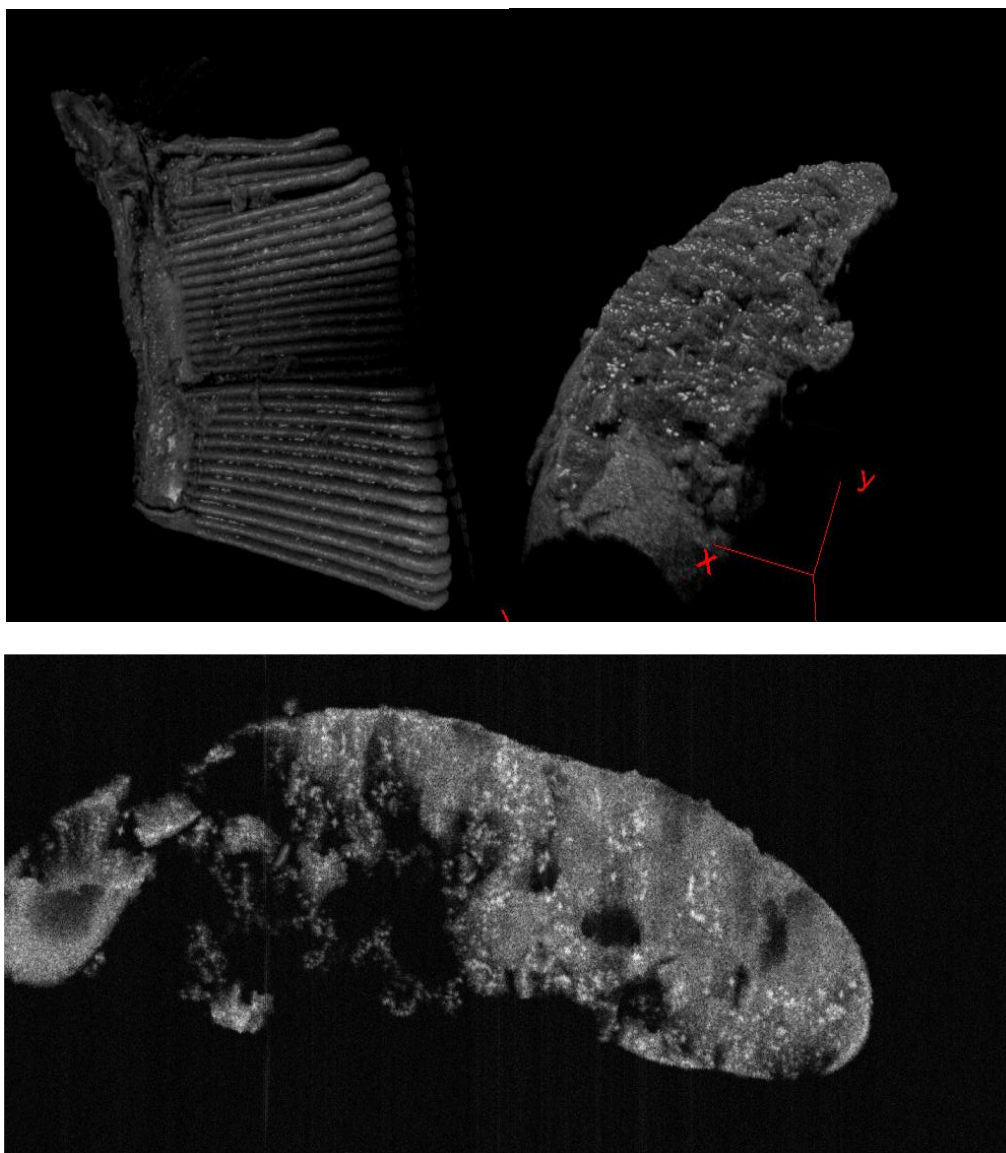
จากรูปที่ 3.2(a) แสดงการตรวจสอบความถูกต้องของสัญญาณสเปกตรัมจากแหล่งกำเนิดแสง เพื่อยืนยันรูปร่างและความกว้างของสัญญาณสเปกตรัม และเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบกับสัญญาณต้นแบบที่ตรวจจับได้โดยระบบต้นแบบต่อไป ซึ่งสเปกตรัมใน รูปที่ 3.2(a) ถูกวัดโดยระบบสเปกโตรมิเตอร์เชิงพาณิชย์ที่สอบเทียบแล้วดังแสดงในรูปที่ 3.2(b) หลังจากที่ประกอบชิ้นส่วนของระบบต้นแบบ รวมถึงการจัดวางระบบลำแสงได้สมบูรณ์แล้ว สัญญาณสเปกตรัมที่วัดได้โดยระบบต้นแบบได้ถูกตรวจสอบดังแสดงในรูปที่ 3.2(c) โดยสัญญาณสเปกตรัมที่ระบบสามารถวัดได้มีความละเอียดของข้อมูล (Digital resolution) ขนาด 1400 จุดต่อหนึ่งสเปกตรัม และให้รูปร่างและความกว้างของสัญญาณที่ใกล้เคียงกับพิกัดจากโรงงานของแหล่งกำเนิดแสง และใกล้เคียงกับสัญญาณที่สอบเทียบโดยสเปกโตรมิเตอร์ระดับพาณิชย์ รูปที่ 3.2(d) แสดงสัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ที่ตรวจจับโดยระบบต้นแบบ ซึ่งแสดงถึงความสามารถของระบบในการตรวจจับสเปกตรัมแสงที่มีความละเอียดของสเปกตรัมสูง สามารถตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ได้ ซึ่งความสามารถดังกล่าวได้ถูกตรวจสอบอีกครั้ง เมื่อประยุกต์ใช้ระบบสเปกโตรมิเตอร์สำหรับระบบการถ่ายภาพตัดขวางแบบ FD-OCT

3.2 การใช้งานต้นแบบในระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติความเร็วสูง

ต้นแบบระบบสเปคโตรมิเตอร์ที่สมบูรณ์แล้ว ได้ถูกนำไปใช้ในการตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ของระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติแบบ FD-OCT ดังแสดงในรูปที่ 3.3 ซึ่งเมื่อออกแบบการควบคุมการบันทึกสัญญาณสเปคตรัมให้สัมพันธ์กับระบบการสแกนลำแสงที่หัวถ่ายภาพแล้ว สามารถถ่ายภาพสามมิติได้ด้วยความละเอียดระดับไมโครมิเตอร์ ด้วยความเร็วกว่า 100 ภาพต่อวินาที ทั้งนี้ ความเร็วดังกล่าว ยังไม่ถึงความเร็วสูงสุดที่ต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์สามารถทำได้ หากแต่ถูกจำกัดโดยความเร็วในการสแกนลำแสงของระบบหัวถ่ายภาพ ซึ่งคาดว่าจะสามารถพัฒนาให้เร็วยิ่งขึ้นไปได้ในอนาคต รูปที่ 3.4 แสดงตัวอย่างบางส่วนของภาพตัดขวางสองมิติ และสามมิติที่ถ่ายได้โดยระบบ FD-OCT ซึ่งใช้ต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นภายใต้โครงการนี้ ในการตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดในสเปคตรัม แล้วแปลงออกมาเป็นภาพสามมิติ ซึ่งความลึกของการถ่ายภาพที่ได้จาก FD-OCT สัมพันธ์โดยตรงกับความละเอียดของการตรวจจับสัญญาณโดยสเปคโตรมิเตอร์ และความเร็วสูงสุดของการถ่ายภาพสัมพันธ์กับความเร็วของสเปคโตรมิเตอร์ที่ใช้



รูปที่ 3.3 แสดงการใช้งานระบบต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ในระบบถ่ายภาพ FD-OCT

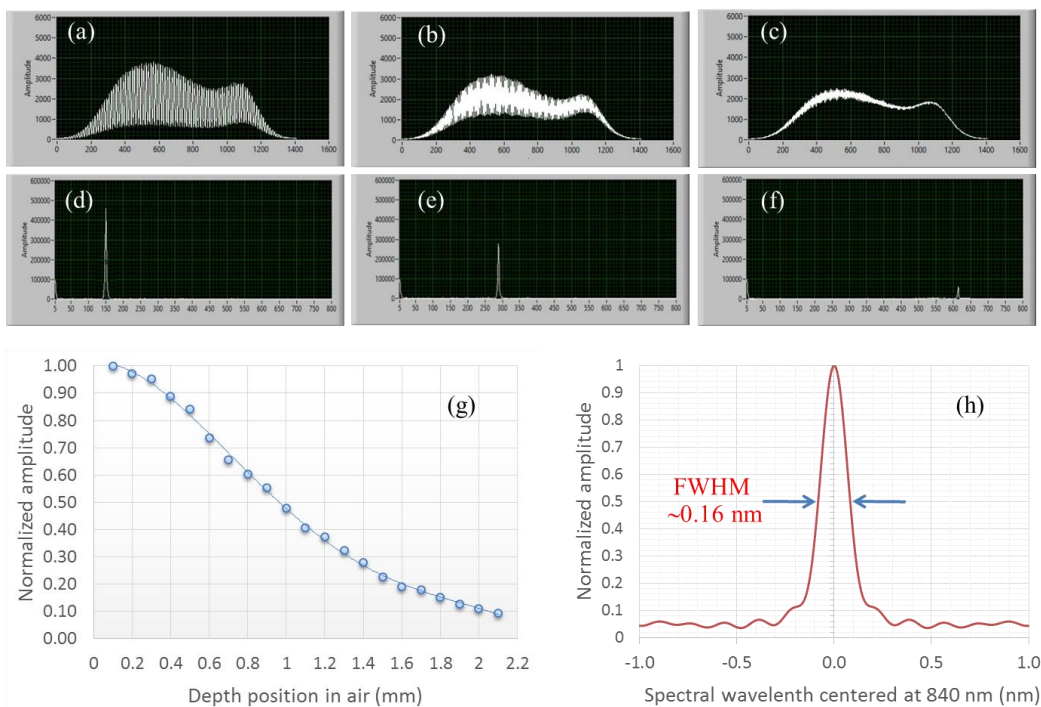


รูปที่ 3.4 แสดงบางส่วนของตัวอย่างภาพสองมิติและสามมิติของเนื้อเยื่อชีวภาพ (ครีปลา ตับ ปลา และไตปลา ตามลำดับ) ที่ถ่ายโดยระบบถ่ายภาพ FD-OCT ซึ่งใช้ต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ที่พัฒนาขึ้นในการตรวจจับสัญญาณสเปคตรัม

3.3 การทดสอบประสิทธิภาพของระบบต้นแบบ

เมื่อได้ระบบสเปคโตรมิเตอร์ต้นแบบที่พร้อมใช้งานได้แล้วนั้น ทีมวิจัยได้ออกแบบและดำเนินการทดลองเก็บข้อมูล เพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพด้านความละเอียดของสัญญาณสเปคตรัม ซึ่งเป็นหัวใจสำคัญในการกำหนดความลึกของภาพที่ได้เมื่อใช้งานระบบในการถ่ายภาพตัดขวาง FD-OCT ซึ่งการทดสอบเป็นดังนี้

1. ใช้ต้นแบบสเปกโตรมิเตอร์เป็นตัวตรวจจับสัญญาณในระบบ FD-OCT ดังแสดงในรูปที่ 3.3
2. ใช้กระจกแบบปรับตำแหน่งความสูงได้ใน Sample arm ของ FD-OCT
3. บันทึกสัญญาณสเปกตรัมการแทรกสอดที่ตำแหน่งต่างๆ กันของกระจกอ้างอิง ดังตัวอย่างบางส่วนในรูปที่ 3.5(a-c)
4. ทำการแปลงฟูริเยร์แต่ละสัญญาณสเปกตรัมที่บันทึกไว้ในขั้นตอนที่ 3 ซึ่งจะได้สัญญาณดังแสดงในรูปที่ 3.5(d-f) โดยสัญญาณรูปเข้มที่ได้ในแต่ละรูปจะสัมพันธ์กับการสะท้อนจากกระจกตัวอย่างที่มีความลึกต่างๆ กัน
5. พล็อตขนาดสูงสุดของสัญญาณในข้อ 4 เทียบกับตำแหน่งของกระจกอ้างอิงที่ระยะต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.5 (g)
6. ทำการแปลงสัญญาณฟูริเยร์กราฟที่ได้ในข้อ 5 ซึ่งจะได้ผลลัพธ์เป็นสัญญาณสเปกตรัมดังแสดงใน รูปที่ 3.5 (h) ซึ่งถือเป็นความละเอียดในโดเมนสเปกตรัมที่ได้จากระบบจริงๆ
7. วัดความละเอียดของสเปกตรัมได้จากขนาดของ Full-Width-at-Half-Maximum (HWHM) ซึ่งพบว่ามีความละเอียดโดยประมาณ 0.16 นาโนเมตร ซึ่งมีขนาดใหญ่มากกว่าที่คำนวณได้จากทฤษฎีประมาณสองเท่า



รูปที่ 3.5 (a-c) แสดงสัญญาณสเปกตรัมที่วัดจากตำแหน่งของกระจกที่ความลึกต่างๆ กัน (d-f) แสดงสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์ของสัญญาณสเปกตรัมจาก (a-c) ตามลำดับ (g) แสดงพล็อตระหว่างแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์ข้างต้นสัมพันธ์กับตำแหน่งความลึก (h) แสดงกราฟของสัญญาณที่ได้จากการแปลงฟูริเยร์กลับของฟังก์ชันในกราฟ (g) เทียบกับความยาวคลื่น

ทั้งนี้ จากผลการวัดกำลังแยกทางสเปกตรัมของระบบต้นแบบ ทั้งแบบที่ใช้คอลลิเมเตอร์สำเร็จรูป ขนาด 7 mm และแบบใช้คอลลิเมเตอร์ที่ประกอบขึ้นเองที่มีขนาดลำแสง 20 mm พบว่า ได้กำลังแยกที่ไม่ต่างกันมากนัก โดยคอลลิเมเตอร์ที่ประกอบขึ้นเองสามารถแยกสเปกตรัมได้ละเอียดเพิ่มขึ้นอีกเพียงเล็กน้อยเท่านั้น เมื่อเทียบกับการใช้คอลลิเมเตอร์แบบสำเร็จ นั่นคือ ได้ความลึกของการถ่ายภาพเพิ่มขึ้นเพียง 0.4 mm จากเดิมที่ถ่ายได้ลึก 2.0 mm โดยใช้คอลลิเมเตอร์แบบสำเร็จ ทั้งนี้ คาดว่า น่าจะเป็นผลมาจากคอลลิเมเตอร์ที่ประกอบขึ้นเองนั้นยังไม่สามารถจัดวางให้ได้ลำแสงที่สมบูรณ์ได้เท่ากับคอลลิเมเตอร์ที่ซื้อมาแล้วจากโรงงาน อีกทั้ง เลนส์ที่ใช้ทำคอลลิเมเตอร์แบบประกอบเอง ยังอาจไม่ได้ออกแบบมาให้ครอบคลุมช่วงความยาวคลื่นที่ใช้งาน จึงอาจทำให้จุดโฟกัสของแสงบนเซ็นเซอร์ไม่ได้เล็กลงตามขนาดของลำแสงตกกระทบบที่ใหญ่มากขึ้นดังที่ได้คาดการณ์ไว้ตั้งแต่ต้น ซึ่งการวิเคราะห์หาสาเหตุที่แท้จริงนั้น ทางห้องปฏิบัติการยังขาดเครื่องมือวัด เช่น Beam Profiler ที่มีประสิทธิภาพเพียงพอในการวิเคราะห์รูปร่างของลำแสงคอลลิเมทที่แท้จริงได้

ดังนั้น ในต้นแบบระบบถ่ายภาพตัดขวาง OCT ที่ใช้งานอยู่ในปัจจุบัน ทีมวิจัยได้เลือกใช้คอลลิเมเตอร์สำเร็จที่มีขนาดของลำแสง 7 mm สำหรับต้นแบบสเปคโตรมิเตอร์ ซึ่งทำให้ความลึกของการถ่ายภาพของระบบจำกัดอยู่ที่ประมาณ 2.0 mm ซึ่งยังเพียงพอต่อการถ่ายภาพตัวอย่างหลายๆ ชนิด อย่างไรก็ตาม ทางทีมวิจัยได้วางแผนที่จะปรับปรุงคุณภาพของคอลลิเมเตอร์แบบประกอบเองให้ได้ประสิทธิภาพที่ดียิ่งขึ้นไปในอนาคต เพื่อให้ระบบสามารถถ่ายภาพได้ในระยะความลึกที่มากขึ้น

บทที่ 4. สรุปผลการวิจัย

4.1 สรุปรวมผลงานวิจัย

ภายใต้โครงการวิจัยนี้ ทีมวิจัยได้พัฒนาต้นแบบระบบสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงที่ตอบสนองต่อความถี่ของแสงอินฟราเรด และได้นำไปทดลองใช้เป็นระบบตรวจจับสัญญาณการแทรกสอดในโดเมนความถี่ของระบบถ่ายภาพสามมิติเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการ ซึ่งถูกออกแบบให้มีประสิทธิภาพที่สูงเทียบเท่าในระดับสากล แต่มีต้นทุนการผลิตที่ต่ำกว่าเครื่องที่มีขายในท้องตลาดกว่าเท่าตัว ทั้งนี้ การวิจัยเป็นไปในลักษณะของการพัฒนาองค์ความรู้ตั้งแต่การออกแบบระบบ ไปจนถึงการลงมือสร้างระบบต้นแบบในระดับห้องปฏิบัติการ ณ ห้องปฏิบัติการเชิงแสงของสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟตอนิกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี และรวมถึงการตรวจสอบประสิทธิภาพของระบบโดยรวม และการทดลองใช้งานเบื้องต้นในการถ่ายภาพตัดขวางสามมิติของตัวอย่างทางชีวภาพต่างๆ

ระบบต้นแบบสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงที่พัฒนาขึ้น ถูกออกแบบให้สามารถตรวจจับสัญญาณสเปกตรัมของแสงอินฟราเรดย่านกว้าง โดยออกแบบให้ครอบคลุมย่านความยาวคลื่นแบบเฉพาะเจาะจง ตั้งแต่ 800 - 900 นาโนเมตร เพื่อให้ได้ความละเอียดของสัญญาณที่เหมาะสมกับการใช้งานในระบบถ่ายภาพ FD-OCT ที่พัฒนาควบคู่กันไปภายใต้ชุดโครงการเดียวกันนี้ โดยมีความละเอียดของสัญญาณอยู่ที่ 1400 พิกเซลต่อสเปกตรัม (sampling resolution) หรือคิดเป็นกำลังแยกเชิงสเปกตรัม (spectral resolution) ที่เล็กกว่า 0.2 นาโนเมตร มีความเร็วในการตรวจจับสัญญาณ 1 สเปกตรัมใช้เวลาสั้นที่สุดเพียง 15 ไมโครวินาที ($15/1,000,000$ วินาที) นั่นคือ ระบบสามารถตรวจจับสัญญาณสเปกตรัมของการแทรกสอดด้วยความเร็วสูงสุดถึง 140,000 สเปกตรัมต่อวินาที ซึ่งสูงกว่าระบบที่มีขายในเชิงพาณิชย์เกือบสิบเท่า

ปัจจุบัน ต้นแบบอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ความเร็วสูงที่พัฒนาขึ้น ได้ถูกนำไปใช้เป็นส่วนหนึ่งของการพัฒนาต้นแบบระบบถ่ายภาพตัดขวางสามมิติด้วยแสงเลเซอร์ ซึ่งเป็นระบบถ่ายภาพเชิงแสงสามมิติชนิด OCT มีรูปแบบการถ่ายภาพคล้ายระบบถ่ายภาพของโดยอัลตราซาวด์ แต่ให้ความละเอียดสูงกว่ามากในระดับไมโครมิเตอร์ ซึ่งต้นแบบที่ได้สามารถถ่ายภาพสามมิติได้ที่มีความละเอียดเชิงความลึก (depth resolution) ประมาณ 10 ไมโครมิเตอร์ และความละเอียดในแนวระนาบ (lateral resolution) เท่ากับ 15 ไมโครมิเตอร์ ซึ่งถือเป็นความละเอียดที่ทัดเทียมกับระบบ OCT ในระดับเชิงพาณิชย์ อย่างไรก็ตาม ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมีความเร็วในการถ่ายภาพสามมิติที่เหนือกว่าระบบเชิงพาณิชย์กว่าเท่าตัว นั่นคือสามารถถ่ายภาพสามมิติที่มีความเร็วสูงสุดถึง 50 ภาพต่อวินาที ซึ่งสามารถถ่ายภาพสามมิติของตัวอย่างชีวภาพขนาด $30\text{ mm} \times 30\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ ได้ภายในเวลาประมาณ 10 วินาทีเท่านั้น

4.2 ผลผลิตของงานวิจัย

- 1) ต้นแบบระบบสเปคโตรมิเตอร์ความเร็วสูงในระดับห้องปฏิบัติการทดลองเพื่อใช้งานในย่านแสงอินฟราเรด จำนวน 1 ระบบ ที่มีความสามารถในการวัดสัญญาณสเปคตรัมได้ละเอียดในระดับ 0.2 นาโนเมตร ด้วยความเร็วในการบันทึกสัญญาณกว่า 100,000 สเปคตรัมต่อวินาที
- 2) นักศึกษาผู้มีส่วนร่วมได้มีการพัฒนาองค์ความรู้และทักษะในการออกแบบและสร้างระบบเชิงแสงในระดับห้องปฏิบัติการ จำนวน 2 คน ได้แก่
 - นายคุณากร พลวงษ์ รหัส D5510146 นักศึกษาระดับปริญญาเอกสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และฟotonิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
 - นายพรเทพ ป้องขาลี รหัส B5422012 นักศึกษาระดับปริญญาตรีสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
- 3) นำเสนอระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในการประชุมเชิงวิชาการทั้งระดับชาติและระดับนานาชาติ รวมทั้งสิ้นจำนวน 3 ครั้ง
- 4) ผลงานการตีพิมพ์แบบบทความเต็ม (Full paper) ใน conference proceeding ระดับนานาชาติที่ปรากฏในฐานข้อมูลสากลของ Scopus จำนวน 1 บทความ

4.3 การเผยแพร่ผลงานวิจัย

การนำเสนอผลงานในการประชุมเชิงวิชาการต่างๆ

- 1) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการ International Conference on Experimental Mechanics 2013 (ICEM2013) ในหัวข้อ “Design, Implementation and Characterization of Spectrometer-Based Spectral Domain Optical Coherence Tomography” ณ กรุงเทพมหานคร ระหว่างวันที่ 25-27 พฤศจิกายน พ.ศ. 2556
- 2) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมประจำปีของสมาคมจุฬารศน์แห่งประเทศไทยครั้งที่ 30 (MST-30) ในหัวข้อ “Three Dimensional Optical Coherence Tomography: A Noninvasive Look-Through Approach” ณ จ.จันทบุรี ระหว่างวันที่ 23-25 มกราคม พ.ศ. 2556
- 3) นำเสนอผลงานวิจัยในการประชุมเชิงวิชาการ The 3rd Asian Near Infrared Symposium (ANS 2012) ในหัวข้อ “Development of Optical Coherence Tomography for Nondestructive 3D Visualization of Biological Samples” ณ กรุงเทพมหานคร ระหว่างวันที่ 14-18 พฤษภาคม พ.ศ. 2555

- 1) Kunakorn Palawong, Pornthep Pongchalee, Porntip Chumchaitrakool, Sukanya Tachatraiphop, Joewono Widjaja, and Panomsak Meemon " Design, Implementation and Characterization of Spectrometer-Based Spectral Domain Optical Coherence Tomography", Proc. SPIE 9234, pp 923417-(1-6) (2013).

4.4 การศึกษาวิจัยเพิ่มเติม

ทีมวิจัยมีแผนงานที่จะพัฒนาระบบต้นแบบที่ได้จากโครงการนี้ต่อไป โดยเน้นการพัฒนาระบบให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น ทั้งในด้านความละเอียดและความเร็ว รวมถึงการแสวงหาความร่วมมือกับกลุ่มวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง เพื่อพัฒนาเทคนิคใหม่ๆ ของการประยุกต์ใช้ระบบต้นแบบที่พัฒนาขึ้นในการสนับสนุนงานวิจัยทางด้านการถ่ายภาพและวิเคราะห์ตัวอย่างชีวภาพ การถ่ายภาพทางชีวการแพทย์ งานวิจัยทางเทคโนโลยีเกษตร รวมถึงการวิเคราะห์คุณสมบัติของวัสดุด้วย ซึ่งมีแผนงานที่วางไว้โดยสังเขป ดังนี้

- 1) ทดลองใช้ระบบต้นแบบถ่ายภาพสามมิติที่พัฒนาขึ้นในการถ่ายภาพตัวอย่างทางชีวภาพ โดยเน้นสร้างความร่วมมือกับกลุ่มวิจัยอื่นๆ โดยเริ่มจากงานวิจัยด้านการวิเคราะห์และตรวจติดตามโครงสร้างของเนื้อเยื่อทางชีวภาพต่างๆ ซึ่งจะรวมถึงการพัฒนาเทคนิคใหม่ๆ ของการถ่ายภาพ และการประมวลผลสัญญาณภาพสามมิติที่ถ่ายโดยระบบต้นแบบ เป็นต้น
- 2) พัฒนาต่อเนื่องระบบสเปกโตรมิเตอร์ เพื่อให้สามารถบันทึกได้สองสเปกตรัมไปพร้อมๆ กันในการบันทึกสัญญาณแต่ละครั้ง โดยสเปกตรัมทั้งสองสัญญาณที่บันทึกได้จะสัมพันธ์กับโพลาไรซ์ของแสงแบบแนวตั้งและแนวนอนแยกกัน ซึ่งคาดว่าจะสามารถพัฒนาต่อยอดไปใช้ในระบบถ่ายภาพตัดขวางของการตอบสนองของชิ้นตัวอย่างต่อแสงโพลาไรซ์ได้ในโอกาสต่อไป

บรรณานุกรม

1. Huang, D., et al., *Optical coherence tomography*. Science, 1991. **254**(5035): p. 1178-1181.
2. Aguirre, A.D., et al., *High-resolution optical coherence microscopy for high-speed, in vivo cellular imaging*. Optics letters, 2003. **28**(21): p. 2064-2066.
3. White, B., et al., *In vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical coherence tomography*. Optics Express, 2003. **11**(25): p. 3490-3497.
4. Wojtkowski, M., et al., *Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging*. Optics Letters, 2002. **27**(16): p. 1415-1417.
5. Leitgeb, R., et al., *Real-time assessment of retinal blood flow with ultrafast acquisition by color Doppler Fourier domain optical coherence tomography*. Optics Express, 2003. **11**(23): p. 3116-3121.
6. Cense, B., et al., *Ultrahigh-resolution high-speed retinal imaging using spectral-domain optical coherence tomography*. Optics Express, 2004. **12**(11): p. 2435-2447.
7. Fercher, A.F., K. Mengedocht, and W. Werner, *Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light*. Optics Letters, 1988. **13**(3): p. 186-188.
8. Lee, E.C., et al., *In vivo optical frequency domain imaging of human retina and choroid*. Optics Express, 2006. **14**(10): p. 4403-4411.
9. Nelson, J.S., et al., *Imaging blood flow in human port-wine stain in situ and in real time using optical Doppler tomography*. Archives of dermatology, 2001. **137**(6): p. 741.
10. Lim, H., et al., *High-speed imaging of human retina in vivo with swept-source optical coherence tomography*. Optics Express, 2006. **14**(26): p. 12902-12908.
11. De Boer, J.F., et al., *Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography*. Optics Letters, 1997. **22**(12): p. 934-936.
12. Schmitt, J.M., S.L. Lee, and K.M. Yung, *An optical coherence microscope with enhanced resolving power in thick tissue*. Optics Communications, 1997. **142**(4-6): p. 203-207.

13. 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, 2007. **15**(4): p. 1627-1638.
14. Ko, H.J., et al., *Optical coherence elastography of engineered and developing tissue*. Tissue Engineering, 2006. **12**(1): p. 63-73.
15. Kim, S., et al., *Simultaneous measurement of refractive index and thickness by combining low-coherence interferometry and confocal optics*. Optics Express, 2008. **16**(8): p. 5516-5526.
16. Lee, B., et al., *Simultaneous Measurements of Refractive Index and Thickness by Spectral-Domain Low Coherence Interferometry Having Dual Sample Probes*. Photonics Technology Letters, IEEE, 2011(99): p. 1-1.
17. Bouma, B.E. and G.J. Tearney, *Handbook of optical coherence tomography*. 2002: Marcel Dekker, Inc.
18. Born, M. and E. Wolf, *Principles of Optics, seventh expanded edition*. Cambridge, England. 1999: Cambridge University Press.
19. Fercher, A.F., et al., *Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry*. Optics Communications, 1995. **117**(1-2): p. 43-48.
20. Choma, M., et al., *Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography*. Optics Express, 2003. **11**(18): p. 2183-2189.
21. De Boer, J.F., et al., *Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography*. Optics Letters, 2003. **28**(21): p. 2067-2069.
22. Leitgeb, R., C. Hitzenberger, and A. Fercher, *Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography*. Optics Express, 2003. **11**(8): p. 889-894.
23. Lee, K.S., K.P. Thompson, and J.P. Rolland, *Broadband astigmatism-corrected Czerny–Turner spectrometer*. Optics Express, 2010. **18**(22): p. 23378-23384.
24. Schmoll, T., C. Kolbitsch, and R.A. Leitgeb, *Ultra-high-speed volumetric tomography of human retinal blood flow*. Optics Express, 2009. **17**(5): p. 4166-4176.
25. Potsaid, B., et al., *Ultrahigh speed Spectral/Fourier domain OCT ophthalmic imaging at 70,000 to 312,500 axial scans per second*. Optics Express, 2008. **16**(19): p. 15149-15169.

ประวัตินักวิจัย

ดร.สุกัญญา เตชะไตรภพ (Sukanya Tachatriphop) เป็นอาจารย์ประจำสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟโตนิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จบการศึกษาระดับปริญญาตรีวิทยาศาสตร์บัณฑิต และปริญญาโท (สาขาวิชาฟิสิกส์) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ใน พ.ศ. 2535 และ 2538 ตามลำดับ จากนั้น ได้ไปศึกษาต่อในระดับปริญญาโท (Master of Science) และปริญญาเอก (Ph.D.) ในสาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า (ElectroPhysics: Laser Technology and Photonics) ณ University of Maryland at College Park, USA และสำเร็จการศึกษา พ.ศ. 2540 และ 2545 ตามลำดับ สาขางานวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษคือ การประยุกต์ใช้เลเซอร์ในงานอุตสาหกรรม

สถานที่ติดต่อ: อาคารวิชาการ 2 ชั้น 5 ห้อง C2-541 สาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟโตนิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เลขที่ 111 ถนนมหาวิทยาลัย ต. สุรนารี อ. เมือง จ. นครราชสีมา 30000 โทร. 044 224 543 หรือ Email: tsukanya@sut.ac.th

ศาสตราจารย์ ดร. โจโวโน วิดจาจา (Joewono Widjaja) เป็นอาจารย์ประจำสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟโตนิกส์ 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 สาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟโตนิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เลขที่ 111 ถนนมหาวิทยาลัย ต. สุรนารี อ. เมือง จ. นครราชสีมา 30000 โทร. 044 224 194 หรือ Email: widjaja@sut.ac.th

ดร.พนมศักดิ์ มีมนต์ (Panomsak Meemon) เป็นอาจารย์ประจำสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟโตนิกส์ 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 หลังจบการศึกษา

ระดับปริญญาเอกแล้วได้ทำงานเป็นนักวิจัยที่ Optical Diagnostics and Applications Laboratory, Institute of Optics, University of Rochester, USA เป็นเวลา 1 ปี ก่อนมารับตำแหน่งเป็นอาจารย์ ในสาขาวิชาเทคโนโลยีเลเซอร์และโฟโตนิกส์ สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ ในปี พ.ศ. 2554 จนถึงปัจจุบัน สาขา งานวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษคือ การออกแบบระบบเชิงแสง โดยเน้นการพัฒนาระบบถ่ายภาพสามมิติด้วยแสงอินฟราเรดและการประยุกต์ในเชิงชีวการแพทย์และชีววิทยา

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

ภาคผนวก ก เอกสารการเผยแพร่ผลงาน

Design, Implementation, and Characterization of Spectrometer-Based Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Kunakorn Palawong, Pornthep Pongchalee, Porntip Chuamchaitrakool, Sukanya Tachatraiphop,
Joewono Widjaja, and Panomsak Meemon*

School of Laser Technology and Photonics, Institute of Science,
Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, Thailand 30000
Corresponding author: panomsak@sut.ac.th

Abstract

We report the implementation of a high speed and high resolution spectrometer-based spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) system. A high speed near-infrared spectrometer was designed and built, utilizing a high speed line-array CMOS detector and all off-the-shelf optical components. The acquisition speed of more than 100,000 spectra per second was achieved, enabling a high speed 3D imaging of the implemented SD-OCT system. Here, we report the performance characterization, i.e. resolution, imaging depth, and sensitivity of the implemented system. The penetration depth and depth resolution of the system are currently 2 mm and 14.1 μm , respectively. The lateral resolution of the system was quantified by the Modulation transfer function (MTF) measurement to be about 15.5 μm . over the lateral field-of-view (x-y axes) of 30 mm $\times$ 30 mm. The acquisition speed of the system was 20 frames per second.

Keyword - near-infrared spectrometer, optical spectrometer design, spectral resolution, 3D imaging, noninvasive imaging, frequency domain optical coherence tomography

Introduction

To date, optical imaging technology is proven to be an effective and reliable tool for non-invasive characterization, monitoring, and diagnostics of biological tissues at high sensitivity and high resolution, which is particularly useful for biomedical applications. As an emerging optical technology for biomedical imaging in three dimension (3D), Optical coherence tomography (OCT)[1] is capable of non-invasive cross-sectional imaging of biological tissues at high-speed high-resolution, and high sensitivity [2]. To date, OCT has been proven and recognized by physicians as a potential tool for medical diagnostics and research. Particularly in the field of ophthalmology, OCT has been established for early detection of many retinal pathologies such as glaucoma, diabetes, and age related macular degeneration [3-5].

The imaging principle of OCT is analogous to ultrasound imaging except that OCT utilizes light to carry information in oppose with ultrasonic wave in ultrasonography. Specifically, OCT illuminates biological sample with broadband near infrared light beam and measured the amplitude and depth location of the backscattered light and uses it to construct a cross-sectional image that reveals structure beneath the sample surface [6]. In order to penetrate deep inside most tissues, OCT is usually operated at the wavelength region of about 800-1300 nm. This wavelength region is known as the optical window of biological samples since water absorption and blood absorption is minimum caused it becomes transparent [6, 7]. Without contacting the sample, OCT focuses the near-infrared light beam deep below the biological sample's surface and gates the back-reflection light through the low-temporal coherence [8, 9] of the incident light in order to section depth information of the sample at microns resolution. The low coherence gating can be achieved by the use of Michelson interferometer [10] or Mach-Zehnder interferometer [11, 12]. The interference signal acquired by OCT is equivalent to an optical sampling of the sample reflectivity along the depth by using the low coherence of a

broadband light source as a sampling gate [7]. Hence, the envelope of the temporal coherence serves as an axial point spread function (PSF). For a Gaussian spectral distribution assumption, the axial resolution is given as

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \right) \quad (1)$$

where λ_0 is the source center wavelength, and Δz and $\Delta \lambda$ are the full width at half-maximum (FWHM) of the autocorrelation function and the power spectrum bandwidth of the light source, respectively [6, 8].

There are various implementations of OCT techniques. One technique in particular that push forward the advancement of OCT is the Fourier-domain optical coherence tomography (FD-OCT) [13]. The fundamental principle of FD-OCT is based on coherence theory in the frequency domain [8]. FD-OCT captures spectral interference at the output of an interferometer, e.g. Michelson interferometer, and then Fourier transform to obtain depth-resolved reflectivity profile along the incident beam path beneath the surface of the sample. Typical setup of a spectrometer based FD-OCT is illustrated in Fig. 1. Sequentially, performing 2D scanning of the laser beam across the sample's surface allows nondestructive 3D reconstruction of sample microstructure. The use of multi-element array detector, i.e. charge-couple device (CCD) camera, leads to the significant reduction of shot noise. Therefore, the imaging speed and the signal to noise ratio (SNR) is dramatically improved as compared with conventional OCT [14, 15].

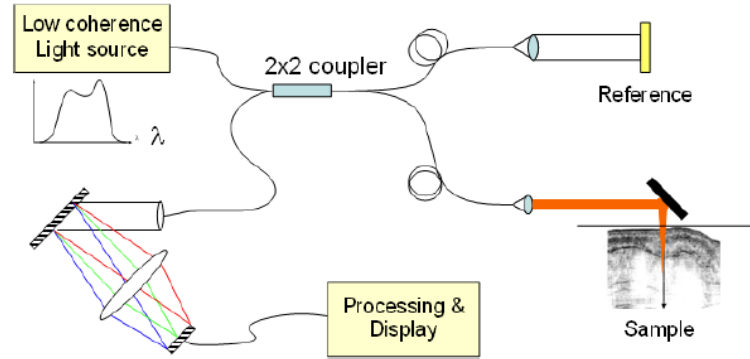


Figure 1. The typical configuration of the spectrometer-based FD-OCT.

Nevertheless, there are several challenges in FD-OCT. First, FD-OCT possesses an auto correlation noise and complex conjugate image (or mirror image). As a result, only half of the number of pixels of the detected spectral interference signal carries unique information because of the existence of the mirror image. Second, the motion of the sample causes the blur effect so called the ‘fringe washout’ or ‘fringe averaging’. The fringe washout may limit the imaging depth of the FD-OCT system. To avoid the fringe washout, a short exposure time is demanded, which may limit the system sensitivity and image contrast. Third, for a given source bandwidth, the axial depth range is determined by the spectral resolution of the system, i.e. the number of pixels of the CCD camera in FD-OCT. The finite spectral resolution leads to the sensitivity fall-off across the axial measurement range (or depth range). This is because the larger the axial delays, the higher the loss in fringe visibility will be. The last two issues play an important role in the optical design of a spectrometer for FD-OCT. In general, FD-OCT demands a spectrometer that has high spectral resolution and fast data capturing (short exposure time). The short exposure time can be achieved by using the emerging high speed line scan camera that utilizes the recent advance in the complementary metal–oxide–semiconductor (CMOS) technology. The high spectral resolution is achievable via optimization of an optical design of the spectrometer.

In this work, we present the investigation of a high speed and high resolution spectrometer-based spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) system. We then detail the implementation of such system in our

laboratory at the Laser Technology and Photonics laboratory at Suranaree University of Technology (Thailand). Finally, we will discuss the characterization of the implemented FD-OCT system.

Experimental method

The FD-OCT system was illustrated in Figure 2, where a superluminescent diode was used as the light source with a central wavelength of 840 nm and a FWHM spectral bandwidth of 60 nm. The output light from the light source was coupled into a fiber-based Michelson interferometer that utilized a 50/50 fiber coupler, where 50% of light power go to the reference arm and another 50% to the sample arm. For controlling of polarization and hence maximizing the fringe visibility of the detected spectral interfere, in-line fiber optic polarization controller were used in both reference arm and sample arm. In reference arm, a silver mirror was used for reflect the collimated light from the light source. The sample arm consisted a collimator, a dual axes galvanometer mirrors for control area scanning, and a focusing lens for focus on the sample. The light backscattered from the reference mirror and sample were combined and delivered to the high speed spectrometer. The spectrometer consisted of a collimator ($f = 36.18$ mm, 8 mm beam size), a reflection grating (Blaze grating with 1200 line-pairs/mm), a focusing lens ($f=150$ mm), and a high speed line scan CMOS camera (Basler, Sprint spL4096-70km).

From the laboratory implementation of the FD-OCT system, we performed characterization, i.e. resolution, imaging depth, and sensitivity of the implemented system. We use the silver mirror in sample arm for characterize depth scale, axial resolution, and penetration depth. In the FD-OCT system, the spectrometer measured the interference spectrum of light back scattering from reference arm and sample arm. After that, the detected spectral interference was Fourier transform to obtain both the amplitude and depth position of the sample reflection. To experimentally quantify the depth scale, i.e. an axial distance per depth pixel, we placed the reference mirror on the translation stage equipped with a micrometer scale and precisely move the reference mirror by amount of 50 μ m per step and performed measurement of the amplitude and position in pixel numbers of the reflection peak at each distance of reference arm.

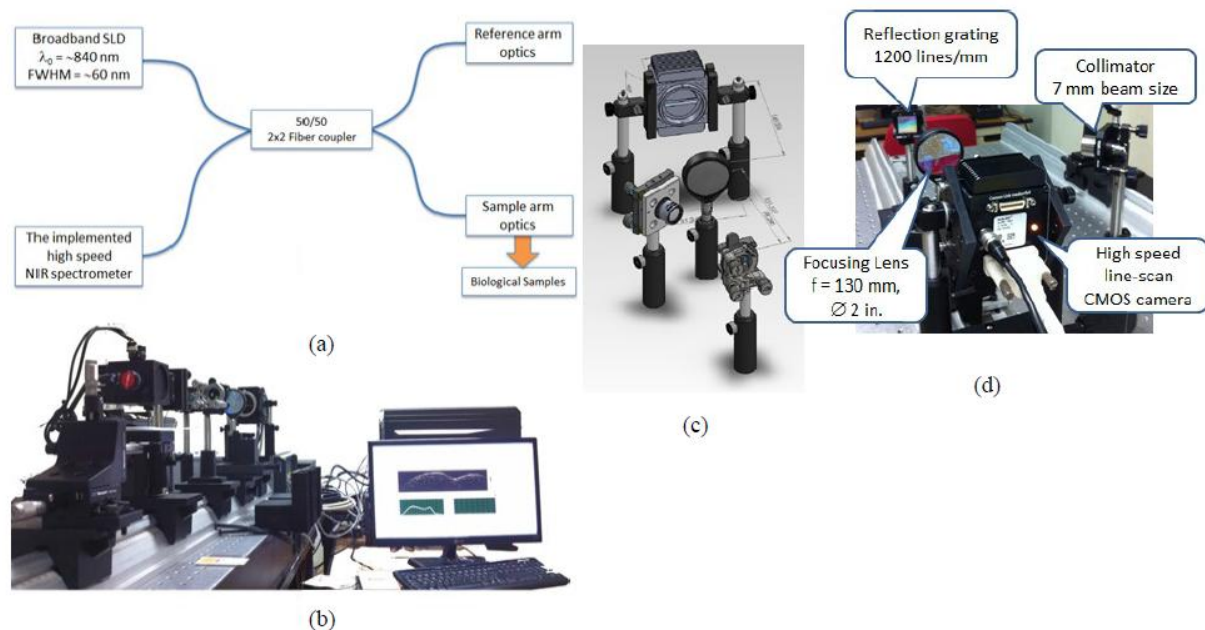


Figure 2. (a) FD-OCT system layout (b) The laboratory implementation of the FD-OCT system. (c) The mechanical design and (d) the laboratory implementation of the designed spectrometer.

In addition, the decrease of reflection amplitude as a function of depth position caused by the finite spectral resolution of the spectrometer was measured. The 10 dB fall-off distance of the reflection amplitude determined the penetration depth of the system. The shape of the amplitude fall-off also provided information about the effective spectral resolution of the spectrometer, which could be limited by either the detector pixel size or the diffraction limit of the focusing lens of the spectrometer.

Result and Discussion

In figure 3(a) show the linear relation between the positions of the reflection peaks measured by the spectrometer and the positions of the reference mirror set by the precision translation stage. From the data shown in the figure 3(a), we computed the depth scale of our system to be 1 pixel equals 3 μm . Consequently, knowing the exact depth scale per pixel, the axial resolution of the system was measured from the FWHM of the reflection shape, which serves as an axial point spread function (PSF) of the system. The FWHM was measured to be 4.7 pixels, then the axial resolution of the system was about 14.1 μm .

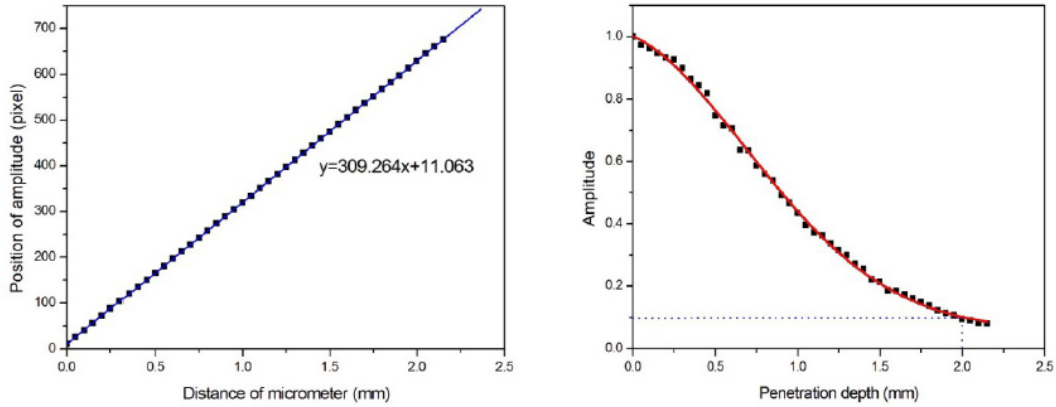


Figure 3. (a) The relation between the position of amplitude and distance of micrometer.
(b) The relation between amplitude and penetration depth

Figure 3(b) show the relation between the normalize amplitude of the sample reflection and the distance of the reference arm. Based on the result in figure 3(b), the distance of the reference arm affected the amplitude of the point spread function so that when the distance of the reference arm was increased the amplitude of the point spread function was decreased. The penetration depth of the system was quantified by a 10dB fall-off of the maximum amplitude (i.e. the amplitude was decreased 10 time of the maximum amplitude). From figure 3(b), the penetration depth of our FD-OCT is currently limited to about 2 mm in air, which is about 1.5 mm in most biological samples (i.e. average refractive indices of about 1.3 to 1.4).

For the quantification of the lateral resolution of the FD-OCT system, we use the test target (1951 USAF Square Resolution Test Targets). Different elements and groups on the test target were captured using the developed FD-OCT system. We then measured the gray value of the intensity profile across three line-pairs of each element and each group of the FD-OCT image of the resolution target. Next, we calculated the imaging contrast from the extracted intensity profile of each element and each group of image from by using $\%contrast = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \times 100$. After that we generated the modulation transfer function (MTF) graph that is the plot between the computed $\%contrast$ and its corresponding spatial frequency (line-pairs per millimeter). The lateral resolution of FD-OCT system was considered at the spatial frequency where the contrast dropped to about 20% on the MTF curve. From figure 4, 20% contrast of our system was at 32 line-

pairs per millimeter. Which the lateral resolution of FD-OCT calculate from frequency of the target, in 1 millimeter have 32 line pairs or 64 line. Then the lateral resolution is 15.6 μm .

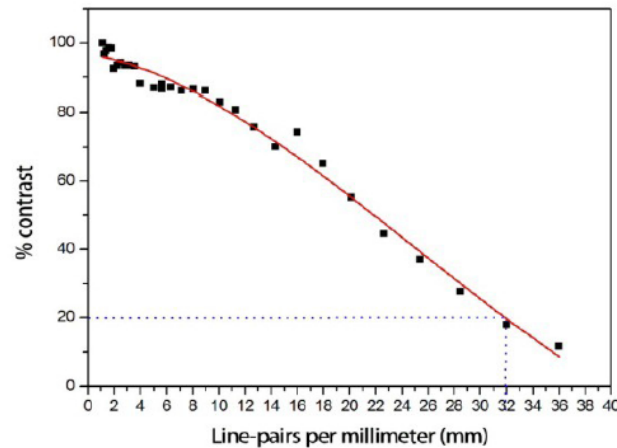


Figure 4 MTF measurement data

Conclusion

In summary, we designed and implemented a spectrometer-based spectral domain optical coherence tomography. The spectrometer was design and optimized for high speed detection of spectral interference signal in 3D FD-OCT application. Several performance characterizations of FD-OCT were performed. The axial resolution was measured to be 14.1 μm . The penetration depth was quantified to be 2 mm. Furthermore, from the MTF measurement, the lateral resolution of the system was about 15.5 μm over the lateral field-of-view (x-y axes) of 30 mm $\times$ 30 mm. The 3D acquisition speed is currently 20 frames per second that is about 30 seconds for a volume that consists of 500 depth-scans per frame and 500 frames per volume. Our ultimate goal is to develop a prototype of a research-grade FD-OCT system at Suranaree University of Technology that was be designed to have imaging speed and resolution beyond commercial OCT system at relatively lower cost. The developed prototype will be available for other researchers, aiming for but not limited to biomedical research fields, to conduct experiments and/or collect data for their research in the form of collaborative research.

ACKNOWLEDGMENT

This research was supported by Suranaree University of Technology and the Higher Education Research Promotion and National Research University Project of Thailand, Office of the Higher Education Commission (grant no. SUT1-107-55-12-43 and SUT1-107-55-12-44)

REFERENCES

1. D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography," *Science* **254**, 1178-1181 (1991).
2. K. S. Lee, K. P. Thompson, P. Meemon, and J. P. Rolland, "Cellular resolution optical coherence microscopy with high acquisition speed for in-vivo human skin volumetric imaging," *Optics letters* **36**, 2221-2223 (2011).
3. W. Drexler and J. G. Fujimoto, "State-of-the-art retinal optical coherence tomography," *Progress in retinal and eye research* **27**, 45-88 (2008).
4. V. J. Srinivasan, M. Wojtkowski, A. J. Witkin, J. S. Duker, T. H. Ko, M. Carvalho, J. S. Schuman, A. Kowalczyk, and J. G. Fujimoto, "High-definition and 3-dimensional imaging of macular pathologies with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography," *Ophthalmology* **113**, 2054-2065. e2053 (2006).

5. Y. Wang, A. Fawzi, O. Tan, J. Gil-Flamer, and D. Huang, "Retinal blood flow detection in diabetic patients by Doppler Fourier domain optical coherence tomography," *Optics Express* **17**, 4061-4073 (2009).
6. B. E. Bouma and G. J. Tearney, *Handbook of optical coherence tomography* (Marcel Dekker, Inc., 2002).
7. A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger, and T. Lasser, "Optical coherence tomography-principles and applications," *Reports on progress in physics* **66**, 239-303 (2003).
8. M. Born and E. Wolf, *Principles of Optics, seventh expanded edition*, Cambridge, England (Cambridge University Press, 1999).
9. P. Meemon, M. Salem, K. S. Lee, M. Chopra, and J. P. Rolland, "Determination of the coherency matrix of a broadband stochastic electromagnetic light beam," *Journal of Modern Optics* **55**, 2765-2776 (2008).
10. J. P. Rolland, P. Meemon, S. Murali, K. P. Thompson, and K. S. Lee, "Gabor-based fusion technique for Optical Coherence Microscopy," *Optics Express* **18**, 3632-3642 (2010).
11. P. Meemon and J. P. Rolland, "Swept-source based, single-shot, multi-detectable velocity range Doppler optical coherence tomography," *Biomedical Optics Express* **1**, 955-966 (2010).
12. P. Meemon, K. S. Lee, and J. P. Rolland, "Doppler imaging with dual-detection full-range frequency domain optical coherence tomography," *Biomedical Optics Express* **1**, 537-552 (2010).
13. A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp, and S. Y. El-Zaiat, "Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry," *Optics Communications* **117**, 43-48 (1995).
14. R. Leitgeb, C. Hitzenberger, and A. Fercher, "Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography," *Optics Express* **11**, 889-894 (2003).
15. J. F. De Boer, B. Cense, B. H. Park, M. C. Pierce, G. J. Tearney, and B. E. Bouma, "Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography," *Optics Letters* **28**, 2067-2069 (2003).