

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ชิปออปโตฟลูอิดิกส์สำหรับวัดค่าดัชนีหักเหของแสง  
ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง

OPTOFLUIDIC CHIPS FOR A YOUNG INTERFEROMETRY  
BASED REFRACTOMETER STRUCTURE



T132485

โกษม ไชยถาวร  
KOSOM CHAITAVON

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน **132485**  
วัน,เดือน,ปี **18 ก.ค. 2557**

b. 18607940  
i. ....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชานาโนวิทยาและนาโนเทคโนโลยี  
วิทยาลัยนาโนเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ. 2556

KMITL-2013-NT-M-001-013

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**OPTOFLUIDIC CHIPS FOR A YOUNG INTERFEROMETRY  
BASED REFRACTOMETER STRUCTURE**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF SCIENCE IN NANOSCIENCE AND NANOTECHNOLOGY  
COLLEGE OF NANOTECHNOLOGY  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2013  
KMUTL-2013-NT-M-001-013**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**COPYRIGHT 2013**

**COLLEGE OF NANOTECHNOLOGY**

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ชิปออปโตฟลูอิดิกส์สำหรับวัดค่าดัชนีหักเหของแสง
นักศึกษา	ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง
รหัสประจำตัว	นายโกชม ไชยถาวร
ปริญญา	51614263
สาขาวิชา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
พ.ศ.	นาโนวิทยาและนาโนเทคโนโลยี
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	2556
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ศ.ดร.จิติ หนูแก้ว
	ดร.ศรัณย์ สัมฤทธิ์เดชขจร

### บทคัดย่อ

ปัจจุบันได้มีการพัฒนาวิธีการและระบบที่สามารถตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงของค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหลในระดับที่น้อยกว่า  $1 \times 10^{-4}$  ไปจนถึง  $1 \times 10^{-7}$  หน่วยของค่าดัชนีหักเหของแสง (Refractive Index Unit, RIU) เพื่อตรวจวัดคุณภาพ หรือ ปริมาณความเข้มข้นของของไหลนั้น ซึ่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์ร่วมกับวิธีการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง เพื่อเป็นแนวทางในการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหลในระดับที่น้อยกว่า  $1 \times 10^{-4}$  RIU โดยมีลักษณะของโครงสร้างไม่ซับซ้อน และสามารถสร้างได้ง่าย โครงสร้างของระบบจะมีเลเซอร์ไดโอดเป็นแหล่งกำเนิดแสงที่ให้ลำแสงขนานออกมาแล้วผ่านไปยังชิปออปโตฟลูอิดิกส์ที่มีช่องของไหลขนานกันสองช่อง ซึ่งช่องของไหลสองช่องนี้อยู่ตรงกับตำแหน่งของช่องแสงสองช่องของหน้ากากบังแสงด้วย ซึ่งจะทำให้เกิดลำแสงใหม่สองลำแสงไปแทรกสอดกันบนตัวรับภาพแบบสองมิติ แล้ววิเคราะห์การเลื่อนตำแหน่งของลวดลายการแทรกสอดนั้น โดยค่าความไวของระบบจะขึ้นอยู่กับค่าของตัวแปรสี่ตัวแปร ได้แก่ ระยะห่างระหว่างช่องแสงสองช่อง (d) ระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ (x) ระยะทางจากชิปของไหลถึงตัวรับภาพ (Z) และ ความลึกของช่องของไหล (L)

ชิปออปโตฟลูอิดิกส์สองแบบแรกที่น่ามาใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง ที่มีระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ 8.4 ไมโครเมตร และมีระยะห่างระหว่างจากชิปของไหลถึงตัวรับภาพ 575 มิลลิเมตร คือ ชิปของไหลแบบสองช่อง และ ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง โดยชิปของไหลแบบสองช่องจะมีความลึกของช่อง 100 ไมโครเมตร และมีระยะห่างระหว่างช่องแสง 900 ไมโครเมตร ส่งผลให้ระบบวัดมีความไว  $1.33 \times 10^{-4}$  RIU เมื่อต้องการเพิ่มความไวในการตรวจวัดให้ดีขึ้นสามารถทำได้โดยการเพิ่มความลึกของช่องของไหล และ ลดระยะห่างระหว่างช่องแสงลงจึงได้ทำการสร้างชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง ที่มีความลึกของช่อง 1150 ไมโครเมตร มีระยะห่างระหว่างช่องแสง 600 ไมโครเมตร จะทำให้ระบบวัดมีความไวสูงถึง  $6.16 \times 10^{-6}$  RIU แต่เนื่องจากแสงเดินทางผ่านของไหล

เพียงช่องเดียว ส่วนลำแสงอีกลำหนึ่งจะผ่านส่วนของโพลีเมอร์ที่ใช้สร้างตัวชิปของไหล ซึ่งค่าดัชนีหักเห  
 เอกสาร  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของแสงของตัวกลางทั้งสองมีค่าต่างกันมาก จึงส่งผลให้ความเสถียรของระบบลดลง เพื่อแก้ปัญหา ดังกล่าวจึงได้สร้างชิปของไหลแบบที่สามที่เป็นชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบกันสองชั้น แต่ละช่อง มีความลึก 1000 ไมโครเมตร มีระยะห่างระหว่างช่องแสง 400 ไมโครเมตร อีกทั้งยังได้ลดขนาดของ โครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยังให้มีขนาดเล็กลง โดยมีระยะห่างระหว่างชิปของไหลถึงตัวรับ ภาพ 205 มิลลิเมตร และมีระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ 2.8 ไมโครเมตร ทำให้ค่าความไว เพิ่มขึ้นเป็น  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU แต่อย่างไรก็ตามชิป ออปโตฟลูอิดิกส์ทั้งสามแบบที่ได้สร้างขึ้นมานั้นต้อง อาศัยหน้ากากบังแสง ซึ่งส่งผลให้เกิดความยุ่งยากในการจัดตำแหน่งของช่องแสงและตำแหน่งของ ช่องของไหลให้ตรงกัน เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้สร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์แบบสองช่องที่มีหน้ากาก กันแสงในตัวขึ้นมา โดยแต่ละช่องมีความลึก 100 ไมโครเมตร มีระยะห่างระหว่างช่องแสง 300 ไมโครเมตร และเมื่อนำไปใช้ในโครงสร้างแบบการแทรกสอดของแสงแบบยังที่มีระยะห่างระหว่างชิป ของไหลถึงตัวรับภาพ 180 มิลลิเมตรและมีระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ 2.8 ไมโครเมตร ทำให้ ได้ค่าความไวของระบบที่  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU จากการสร้างชิปของไหลทั้งสี่แบบนี้ทำให้ได้ค่าความไวของ ระบบตั้งแต่  $5.62 \times 10^{-6}$  ถึง  $1.33 \times 10^{-4}$  RIU และสามารถสร้างให้ระบบมีความไวที่เพิ่มขึ้นได้โดยการ ปรับเปลี่ยนตัวแปรทั้งสี่ตัวแปรให้เหมาะสมเพื่อสามารถนำไปพัฒนากับงานที่ต้องการตรวจวัดใน อนาคตได้ เช่น การตรวจวัดทางชีวภาพ

**คำสำคัญ :** ออปโตฟลูอิดิกส์, ไมโครฟลูอิดิกส์, ค่าดัชนีหักเหของแสง, การแทรกสอดของแสงแบบ ยัง

<b>Thesis Title</b>	Optofluidic Chips for a Young Interferometry-based Refractometer Structure
<b>Student</b>	Mr. Kosom Chaitavon
<b>Student ID</b>	51614263
<b>Degree</b>	Master of Science
<b>Program</b>	Nanoscience and Nanotechnology
<b>Year</b>	2013
<b>Thesis Advisor</b>	Prof.Dr. Jiti Nukeaw
<b>Thesis Coadvisor</b>	Dr. Sarun Sumriddetchkajorn

### ABSTRACT

In the present day, there was a need in investigating the fluid property in terms of the refractive index with a preferable sensitivity of  $1 \times 10^{-4}$  to  $1 \times 10^{-7}$  refractive index unit (RIU). This research proposed an optofluidics-based refractometer arranged in a free-space Young interferometer structure. Four microfluidic chips were specifically designed and implemented. They were single-channel, two-channel, sandwich, and built-in-mask microfluidic chips. Our basic idea was to allow a collimated optical beam fall on a microfluidic chip adjacent to each other. On the back side of the flow cell, there was an optical mask having two small apertures, each aligned to the corresponding flow channel above. In this way, after the incident light passes through the flow cell, it was automatically divided into two light sources and they were interfered with each other at the detection plane forming a Young interference pattern. The sensitivity of the system depends on the distance between two small apertures of optical mask ( $d$ ), pixel pitch of the two-dimension (2-D) image sensor ( $x$ ), propagation distance ( $Z$ ) and the depth of each flow channel ( $L$ ).

The first two microfluidic chips were two channels and single-channel structure. They were used in a Young interferometry structure whose 2-D detector has a pixel pitch of  $8.4 \mu\text{m}$  and the distance between microfluidic chip and the 2-D image sensor was  $575 \text{ mm}$ . The two-channel structure has the channels depth of  $100 \mu\text{m}$  and the distance between two small apertures of  $900 \mu\text{m}$ . It provided the sensitivity of  $1.33 \times 10^{-4}$  RIU/pixel. The sensitivity could be enhanced when the channel depth was increased and the distance between two small apertures of

optical mask was decreased. So, the single-channel structure with its channel depth of 1150  $\mu\text{m}$  and a 600- $\mu\text{m}$  spacing between two small apertures was fabricated, thus achieving a better sensitivity of  $6.1 \times 10^{-6}$  RIU/pixel. Because of the difference of media refractive index in single fluidic channel structure affected to the stability of measurement, the sandwiched single-flow channel type with depth of 1000  $\mu\text{m}$  and 400  $\mu\text{m}$  of two apertures distance was implemented. It was used in a Young interferometer that has a pixel pitch of 2.8  $\mu\text{m}$  with the distance between microfluidic chip and the 2-D image sensor of 205 mm. It provided the sensitivity of  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel. The first three microfluidic chips required a very precise alignment between the optical mask and two flow channels. To alleviate the alignment problem, the built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip was proposed and fabricated. The built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip had the channel depth of 100  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$  of channel spacing, and it was situated at 180 mm away from the 2-D image sensor. With the proof of concept, a sensitivity in refractive index measurement of  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU/pixel was obtained. The applications for the proposed method were in the areas of chemical and bio-sensors.

**Keywords :** Refractive index, Interferometers, Optofluidics, Microfluidics, Refractometers.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จจุล่งเป็นอย่างดีได้นั้น ต้องขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ ศ.ดร. จิตี หนูแก้ว อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งเป็นผู้มอบโอกาสการศึกษา ประสิทธิ์ประสาทวิชา ความรู้ และ สอนให้รู้วิธีการแก้ปัญหาต่างๆ

ขอขอบคุณ ดร.ศรัณย์ สัมฤทธิ์เดชขจร อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่ช่วยสอนและให้ความรู้เกี่ยวกับงานวิจัย วิธีการแก้ปัญหา และความรู้ต่างๆ

ขอขอบคุณ ดร.ศุภนิจ พรธีระภัทร (พี่หน่อง) พี่ที่เป็นตัวอย่างที่ดีเสมอมา คอยสอน คอยบอกกล่าว ตักเตือน ให้ความรู้ แนวทางการแก้ปัญหา และ ให้กำลังใจในการศึกษาให้สำเร็จจุล่ง

ขอขอบคุณ ดร. สิริพัฒน์ ประโชนเทพ และ ดร. ทศติยาภรณ์ ทิวาวงศ์ ที่ให้ความกรุณาเป็นคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รวมทั้งให้ข้อเสนอแนะ และช่วยแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่หน่วยปฏิบัติการวิจัยเทคโนโลยีโฟโตนิกส์ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือในการทำวิจัย ให้สะดวกและผ่านไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ คุณสากล ระหงส์ (แจ๊ค) ที่ช่วยเหลืองานวิจัย

ขอขอบคุณพี่น้องชาววิทยาลัยนาโนเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบังทุกคน ที่ให้การสนับสนุนและเป็นกำลังใจในการศึกษาได้เป็นอย่างดี

ขอขอบคุณ น้องกอล์ฟ ยุทธนา อินทรวินธุ์ ที่ช่วยเหลือในเรื่องต่างๆ ที่ทำให้สามารถฟันฝ่าอุปสรรคในการเรียนมาได้โดยตลอดรอดฝั่ง

สุดท้ายคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้แก่ บิดา มารดา ที่เคารพ และให้ การสนับสนุน ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ถ่ายทอด วิชาความรู้ให้แก่ข้าพเจ้า

โกชม ไชยถาวร

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	i
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	iii
กิตติกรรมประกาศ.....	v
สารบัญ.....	vi
สารบัญตาราง.....	viii
สารบัญรูป.....	ix
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	2
1.3 สมมติฐานของงานวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย.....	3
1.6 รายละเอียดของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการทำงาน.....	
2.1 ออปโตฟลูอิดิกส์.....	4
2.2 การตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสง.....	5
2.2.1 การตรวจวัดการเลื่อนของสเปกตรัมแสง.....	6
2.2.2 การตรวจวัดความเข้มแสง.....	10
2.3 การแทรกสอดของแสงแบบยัง.....	11
บทที่ 3 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย.....	
3.1 แนวคิดในการออกแบบชิปของไหลเพื่อใช้ในระบบการแทรกสอดของแสงแบบยัง.....	16
3.2 ชิปของไหลแบบสองช่อง.....	17
3.2.1 การออกแบบชิปของไหลแบบสองช่อง.....	17
3.2.2 การสร้างชิปของไหลแบบสองช่อง.....	18
3.2.3 การทดลองชิปของไหลแบบสองช่อง.....	23
3.3 ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	24
3.3.1 การออกแบบชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	24
3.3.2 การสร้างชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	24
3.3.3 การทดลองชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	26

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.4 ซิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	26
3.4.1 การออกแบบซิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	26
3.4.2 การสร้างซิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	27
3.4.3 การทดลองซิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	29
3.5 ซิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	30
3.5.1 การออกแบบซิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	30
3.5.2 การสร้างซิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	31
3.5.3 การทดลองซิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	33
บทที่ 4 ผลการวิจัยและวิเคราะห์ผล.....	35
4.1 การทดสอบและผลการทดสอบซิปของไหลแบบสองช่อง.....	35
4.2 การทดสอบและผลการทดสอบซิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	40
4.3 การทดสอบและผลการทดสอบซิปของไหลแบบหนึ่งช่อง ประกบติดกันสองชั้น.....	43
4.4 การทดสอบและผลการทดสอบซิปของไหลแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	47
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	51
5.1 สรุปผลการดำเนินงานวิจัย.....	51
5.2 ปัญหาและแนวทางในการแก้ปัญหา.....	53
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	53
เอกสารอ้างอิง.....	55
ประวัติผู้เขียน.....	58

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ค่าตัวแปรของซีปของไหลแบบสองช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง.....	35
4.2 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ความเข้มข้น 0-2%.....	37
4.3 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสกับตำแหน่ง จุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง.....	39
4.4 ค่าตัวแปรของซีปของไหลแบบหนึ่งช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง.....	40
4.5 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ความเข้มข้น 0-0.2%.....	40
4.6 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสกับตำแหน่ง จุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง.....	42
4.7 ค่าตัวแปรของซีปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้นในโครงสร้าง การแทรกสอดของแสงแบบยัง.....	43
4.8 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย PBS ที่ความเข้มข้น 0X-1X.....	44
4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลาย PBS กับตำแหน่ง จุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง.....	46
4.10 ค่าตัวแปรของซีปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัวในโครงสร้าง การแทรกสอดของแสงแบบยัง.....	47
4.11 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย PBS ที่ความเข้มข้น 0X-10X.....	48
4.12 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลาย PBS กับตำแหน่ง จุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอด.....	50
5.1 ตัวแปรที่ส่งผลกระทบต่อซีปของไหลทั้งสี่แบบ.....	52

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ออปโตฟลูอิดิกส์ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ทางแสงแบบ 1x4.....	4
2.2 เซนเซอร์วัดความดันของของไหลด้วยหลักการออปโตฟลูอิดิกส์.....	4
2.3 ออปโตฟลูอิดิกส์สำหรับตรวจวัดความยาวคลื่นแสงที่ผ่านของไหล.....	5
2.4 ออปโตฟลูอิดิกส์สำหรับดูตัวอย่างขนาดเล็ก.....	5
2.5 โครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแพบริ-เพโรท์.....	6
2.6 การวัดค่าดัชนีหักเหของแสงด้วยการแทรกสอดของแสงแบบแพบริ-เพโรท์.....	7
2.7 โครงสร้างไมโครริงเรโซเนเตอร์.....	7
2.8 การวัดค่าดัชนีหักเหของแสงด้วยไมโครริงเรโซเนเตอร์.....	8
2.9 โครงสร้างโฟโตนิกส์คริสตัลและระบบวัด.....	8
2.10 การแทรกสอดของแสงแบบแพบริ-เพโรท์ร่วมกับแบบไมเคลสัน.....	9
2.11 โครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแมชเชนเดอร์.....	9
2.12 โครงสร้างแบบใช้เกรตติ้งแบบส่องผ่าน.....	10
2.13 โครงสร้างวงจรรวมเชิงแสงของการแทรกสอดของแสงแบบแมชเชนเดอร์.....	10
2.14 การตรวจสอบแสงที่หายไปอย่างรวดเร็วในท่อนำคลื่นแสง ร่วมกับ โครงสร้างการแทรกสอดแบบยั้ง.....	11
2.15 การแทรกสอดของแสงแบบยั้ง.....	12
2.16 การแทรกสอดของแสงแบบยั้งเมื่อตัวกลางที่แสงเดินทางผ่าน มีค่าดัชนีหักเหของแสงต่างกัน.....	14
3.1 ชิปปอปโตฟลูอิดิกส์ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง.....	17
3.2 การออกแบบชิปของไหลแบบสองช่อง.....	17
3.3 แผ่นฟิล์มความละเอียดสูง.....	18
3.4 การเคลือบน้ำยาไวแสงลงบนแผ่นซิลิกอนเวเฟอร์.....	18
3.5 การฉายแสงด้วยหลอดชนิดเมอร์คิวรี.....	19
3.6 แม่แบบสำหรับสร้างชิปของไหลแบบสองช่อง.....	19
3.7 เครื่องให้ความร้อน.....	20
3.8 PDMS SYLGARD™ 184 และ Curing Agent.....	20
3.9 ระบบดูดอากาศออกจาก PDMS.....	21
3.10 การหล่อชิปของไหลแบบสองช่อง.....	21
3.11 เครื่องทำความสะอาดด้วยพลาสมา.....	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา IX ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป (ต่อ)

3.12	ชิปของไหลแบบสองช่อง.....	22
3.13	การวัดขนาดความลึกของช่องของไหล.....	23
3.14	ชิปออปโตฟลูอิดิกส์แบบสองช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง.....	24
3.15	การออกแบบชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	24
3.16	การสร้างแม่แบบสำหรับชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	25
3.17	ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง.....	25
3.18	การออกแบบชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	26
3.19	ชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้นในระบบการแทรกสอดของแสง.....	27
3.20	การออกแบบแม่แบบสำหรับหล่อชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	27
3.21	แม่แบบในการหล่อชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	28
3.22	ชิปของไหลแบบหนึ่งช่องจำนวนสองชั้น.....	28
3.23	การจัดตำแหน่งของชิปของไหลแบบหนึ่งช่องจำนวนสองชั้นบนแผ่นแก้ว.....	29
3.24	การติดตั้งหน้ากากกันแสงและท่อซิลิโคนเข้ากับชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง ประกบติดกันสองชั้น.....	29
3.25	ชิปออปโตฟลูอิดิกส์แบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้นในโครงสร้าง การแทรกสอดของแสงแบบยั้ง.....	30
3.26	การออกแบบชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	31
3.27	การผสมโพลีเมอร์ทึบแสงสีดำ.....	32
3.28	ชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว.....	33
3.29	ชิปออปโตฟลูอิดิกส์สองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัวในระบบ การแทรกสอดของแสงแบบยั้ง.....	34
4.1	ภาพของไหลขณะอยู่ในชิปของไหลแบบสองช่อง.....	36
4.2	รีจรอยการแทรกสอดของแสงจากชิปของไหลแบบสองช่อง.....	36
4.3	เครื่องรีแฟรกโตมิเตอร์.....	37
4.4	รีจรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ .....	38
4.5	การเลื่อนของรีจรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครส ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ .....	38
4.6	ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีจรอย การแทรกสอดของแสง.....	39
4.7	ภาพรีจรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ.....	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา X ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญญรูป (ต่อ)

4.8 การเลื่อนของรีวรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครส ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ .....	41
4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุดของ รีวรอยการแทรกสอดของแสง.....	42
4.10 รีวรอยการแทรกสอดของแสงจากชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น.....	43
4.11 ภาพรีวรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ.....	45
4.12 การเลื่อนของรีวรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ .....	45
4.13 ความสัมพันธ์ของตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีวรอยการแทรกสอดของแสง กับสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ .....	46
4.14 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุด ของรีวรอยการแทรกสอดของแสง.....	47
4.15 ภาพรีวรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ.....	49
4.16 การเลื่อนของรีวรอยการแทรกสอดเมื่อสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ.....	49
4.17 ความสัมพันธ์ของตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีวรอยการแทรกสอดของแสง กับสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ.....	50
4.18 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุด ของรีวรอยการแทรกสอดของแสง.....	51

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย

ออปโตฟลูอิดิกส์ (Optofluidics) ถือเป็นศาสตร์ใหม่ที่มีการทำงานร่วมกันระหว่างความรู้ทางแสง (Optics) และพื้นฐานความรู้ทางของไหล (Fluidics) ซึ่งได้นำมาประยุกต์ใช้งานในด้านการตรวจวัดทางแสงสำหรับงานด้านเคมีและชีวภาพโดยการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงซึ่งเป็นหนึ่งในคุณสมบัติที่สามารถใช้วิเคราะห์คุณภาพ และ ปริมาณความเข้มข้นของของไหลได้ ในการวิเคราะห์ค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหลสามารถทำได้โดยให้ของไหลที่เราต้องการตรวจสอบนั้นไหลผ่านระบบออปโตฟลูอิดิกส์ และ ระบบทางแสงแล้วสังเกตการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณทางแสงที่เกิดขึ้นในระบบ

ในปัจจุบันได้มีการเสนอและทดลองรูปแบบการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงออกมาหลายวิธีซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็นสองประเภทดังนี้ ประเภทที่หนึ่ง เป็นรูปแบบของการตรวจวัดการเลื่อนของสเปกตรัมแสง (Spectral Shift) ซึ่งมีอยู่หลายวิธี เช่น แบบแฟบริ-เพโรต์ (Fabry-Perot Optical Cavities), รีงเรโซเนเตอร์ทางแสง (Optical Ring Resonators), ไฟเบอร์แทปเปอร์ (Fiber Taper) และ โฟโตนิกคริสตัล (Photonic Crystal) ในกรณีเหล่านี้จำเป็นต้องใช้สเปกโตรมิเตอร์ (Spectrometer) หรือเครื่องมือวัดสเปกตรัมทางแสง ที่มีความเที่ยงตรง และ ความละเอียดสูงเพื่อให้สามารถวัดความยาวคลื่นแสงให้ได้ถึงระดับพิโคเมตร และถึงแม้ว่าโครงสร้างแบบ ไมโครริงเรโซเนเตอร์ (Microring Resonator) จะมีความไวในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงแต่ก็มีข้อจำกัดในเรื่องประสิทธิภาพในการคัปปลิงแสง (Coupling Efficiency) และ การขึ้นอยู่กับทิศทางโพลาไรเซชัน (Polarization Dependence) ด้วย

ประเภทที่สองเป็นแบบการตรวจวัดความเข้มของแสง (Optical Intensity) ซึ่งจะมีรูปแบบโครงสร้างที่ง่ายกว่าและราคาถูกกว่าแบบที่หนึ่ง การใช้เกรตติงแบบส่องผ่าน (Transmission Phase Grating) เป็นวิธีการหนึ่งที่ทำได้ ซึ่งจะต้องมีคาบของเกรตติงที่ถูกต้อง หรือโครงสร้างอื่นๆ ที่ใช้ท่อนำคลื่น (Waveguide) มาสร้างเป็นโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแมชเซนเดอร์ (Mach Zehnder) หรือ เป็นโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบย้ง โดยสร้างท่อนำคลื่นให้เป็นรูปตัววาย (Y) เพื่อทำหน้าที่เป็นตัวแบ่งลำแสง แต่การใช้โครงสร้างแบบท่อนำคลื่นนี้ก็ยังข้อจำกัดในเรื่องประสิทธิภาพในการคัปปลิงแสง และ การขึ้นอยู่กับทิศทางโพลาไรเซชัน ด้วยเช่นกัน หรืออาจจะเป็นเทคนิคอื่นๆ เช่นใช้ท่อนำขนาดเล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร (Capillary Tube) แต่ระบบจะมีความซับซ้อนของลวดลายการแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้นซึ่งจะต้องใช้เทคนิค Special Fringe Enhancement ในการวิเคราะห์

เพื่อแก้ปัญหาที่ได้กล่าวข้างต้นงานวิจัยนี้ได้เสนอการออกแบบและสร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์ที่มีลักษณะเป็นช่องของไหลแบบหนึ่งช่อง แบบสองช่อง แบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น และ แบบสองช่องมีหน้าากกั้นแสงในตัว ที่ติดตั้งอยู่บนแผ่นแก้ว เพื่อนำไปใช้กับโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง สำหรับใช้วัดค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลายที่เคลื่อนที่อยู่ในช่องของไหล แล้ววิเคราะห์ร็วรอยการแทรกสอดของแสงที่เกิดขึ้น

## 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับออปโตฟลูอิดิกส์
2. เพื่อศึกษาทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง
3. ออกแบบและสร้างชิปของไหลแบบต่างๆ สำหรับวัดความเข้มข้นของตัวอย่างสารละลาย
4. เพื่อศึกษาและวิเคราะห์การวัดค่าดัชนีหักเหของแสง ด้วยโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง

## 1.3 สมมติฐานของงานวิจัย

ในการดำเนินงานวิจัยนี้เสนอการออกแบบและสร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์ที่มีลักษณะเป็นช่องของไหลแบบหนึ่งช่อง และ แบบสองช่องที่ติดตั้งบนแผ่นแก้ว เพื่อนำไปใช้กับโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง สำหรับใช้ตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลายที่เคลื่อนที่อยู่ในช่องของไหล แล้วสังเกตการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณแสงที่ปรากฏออกมา

## 1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้เริ่มจากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับออปโตฟลูอิดิกส์ หลักการการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง และวิธีการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหล รวมถึงเสนอการออกแบบและสร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์ที่มีลักษณะเป็นช่องของไหลแบบหนึ่งช่อง แบบสองช่อง แบบหนึ่งช่องประกบกันสองชั้น และ แบบสองช่องมีหน้าากกั้นแสงในตัว แล้วนำชิปของไหลเหล่านี้ไปใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง เพื่อตรวจสอบค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลายที่เคลื่อนที่อยู่ในช่องของไหล

## 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. มีความรู้ ความเข้าใจ เกี่ยวกับหลักการของการแทรกสอดของแสงแบบยัง และ ระบบออปโตฟลูอิดิกส์
2. สามารถออกแบบ และ สร้างชิป สำหรับใช้ในระบบวัดค่าดัชนีหักเหของแสง
3. สามารถนำของไหลแบบต่างๆ ไปทดสอบวัดค่าความเข้มข้นของสารละลาย ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง
4. สามารถวิเคราะห์และพัฒนาชิปของไหล และ ระบบให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้นได้

## 1.6 รายละเอียดของงานวิจัย

รายงานวิจัยเล่มนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท โดยในแต่ละบทมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

บทที่ 1 เป็นบทนำ จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และรายละเอียดของงานวิจัย

บทที่ 2 จะเป็นการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับ ออปโตฟลูอิดิกส์ หลักการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสง ทฤษฎีการแทรกสอดของแสงแบบยัง ซึ่งจะเป็นส่วนที่ช่วยให้เข้าใจงานวิจัยมากยิ่งขึ้น

บทที่ 3 เป็นขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยซึ่งจะบอกถึงกระบวนการต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบ และ การสร้างชิปของไหลแบบต่างๆ การสร้างระบบการแทรกสอดของแสงแบบยังสำหรับตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย

บทที่ 4 เป็นผลการตรวจวัดและการวิเคราะห์ การตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลาย

บทที่ 5 เป็นบทสรุปและข้อเสนอแนะของงานวิจัย

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการทำงาน

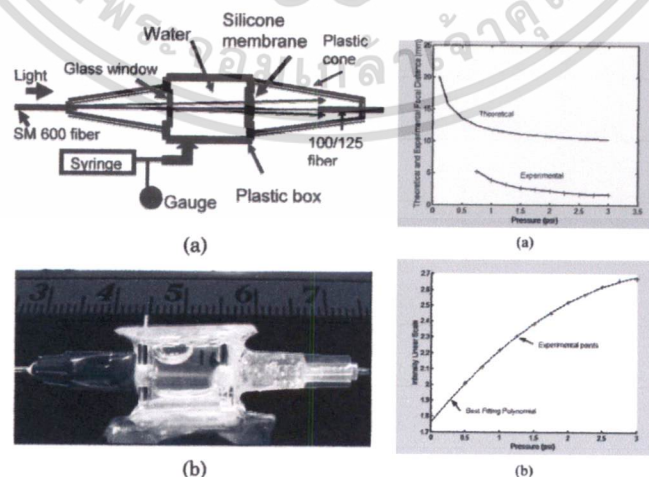
#### 2.1 ออปโตฟลูอิดิกส์

ออปโตฟลูอิดิกส์ เป็นศาสตร์และเทคโนโลยีที่ได้ผสมผสานองค์ความรู้ทางแสง และการไหลของของไหลในท่อขนาดเล็ก ซึ่งของไหลในท่อจะอยู่ในสถานะของเหลวหรืออากาศก็ได้ [1-2] โดยปัจจุบันได้มีการนำความรู้ทางด้านนี้ไปประยุกต์ใช้ในงานต่างๆ เช่น อุปกรณ์สำหรับใช้ในระบบการสื่อสารผ่านเส้นใยแก้วนำแสงที่ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ทางแสงแบบ 1x4 [3] ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ออปโตฟลูอิดิกส์ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ทางแสงแบบ 1x4 [3]

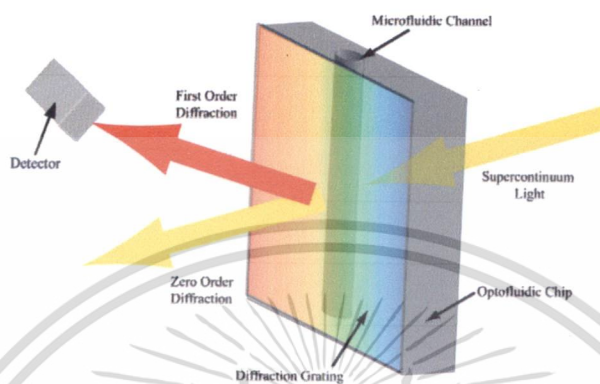
การนำหลักการของออปโตฟลูอิดิกส์มาประยุกต์เป็นเซนเซอร์วัดความดันของของไหล [4] โดยมีลักษณะการทำงานคือ เมื่อของไหลที่มีความดันต่างๆ กันไหลเข้าไปยังเลนส์ จะส่งผลให้ความโค้งของผิวเลนส์เปลี่ยนแปลงไปตามแรงดันนั้น ซึ่งจะส่งผลให้ความเข้มแสงที่ออกมาเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 เซนเซอร์วัดความดันของของไหลด้วยหลักการออปโตฟลูอิดิกส์ [4]

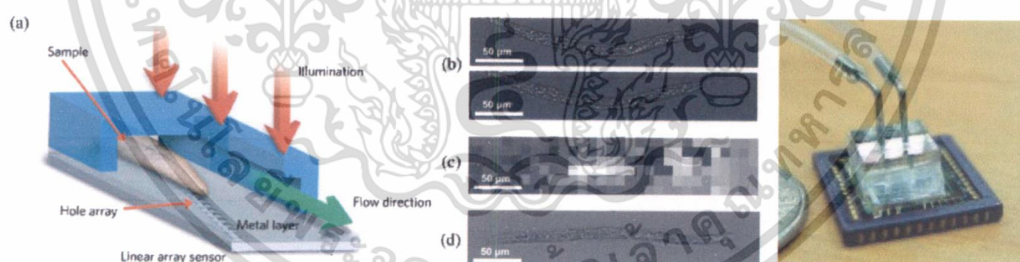
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อสร้างช่องของไหลขนาดเล็กให้อยู่ทางด้านหลังของเกรตติ้งชนิดส่องผ่าน เมื่อลำแสงผ่านช่องของไหลขนาดเล็กผ่านเกรตติ้งชนิดส่องผ่านทำให้เกิดการเลี้ยวเบนของลำแสงออเดอร์ที่หนึ่งไปตกกระทบตัวรับแสง จะทำให้สามารถวิเคราะห์สมบัติของของไหลที่อยู่ในช่องของไหลขนาดเล็กได้จากสเปกตรัมความยาวคลื่นแสงที่ผ่านช่องของไหลนั้นมา [5] ดังแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ออปโตฟลูอิดิกส์สำหรับตรวจวัดความยาวคลื่นแสงที่ผ่านของไหล [5]

นอกจากนี้ยังมีนำหลักการของออปโตฟลูอิดิกส์มาดูขนาดของตัวอย่างขนาดเล็กโดยนำชิปออปโตฟลูอิดิกส์ที่มีช่องของไหลขนาดเล็กมาติดตั้งลงบนตัวรับภาพแบบสองมิติ แล้วนำภาพของตัวอย่างที่ไหลอยู่ภายในช่องของไหลนั้นไปประมวลผลต่อไป [6] ดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ออปโตฟลูอิดิกส์สำหรับดูตัวอย่างขนาดเล็ก [6]

## 2.2 การตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงในท่อของไหลขนาดเล็ก

จากตัวอย่างการประยุกต์ทางด้านออปโตฟลูอิดิกส์นี้แสดงให้เห็นถึงศักยภาพของสาขาวิชาและเทคโนโลยีนี้ที่สามารถนำมาใช้ในการตรวจวัดเชิงแสง โดยเฉพาะการวิเคราะห์ค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหล สำหรับเซนเซอร์ที่ใช้หลักการออปโตฟลูอิดิกส์และสามารถนำมาใช้ตรวจวัดคุณสมบัติเชิงแสงของสารเคมีและสารชีวภาพ ในปัจจุบันได้มีการเสนอและทดลองรูปแบบการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงออกมาหลายวิธีซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็นสองประเภทดังนี้ ประเภทที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนึ่ง เป็นรูปแบบของการตรวจวัดการเลื่อนของสเปกตรัมแสง และ ประเภทที่สองเป็นแบบการตรวจวัดความเข้มของแสง

## 2.2.1 การตรวจวัดการเลื่อนของสเปกตรัมแสง

### 2.2.1.1 การแทรกสอดของแสงแบบแฟบริ-เพโรต์

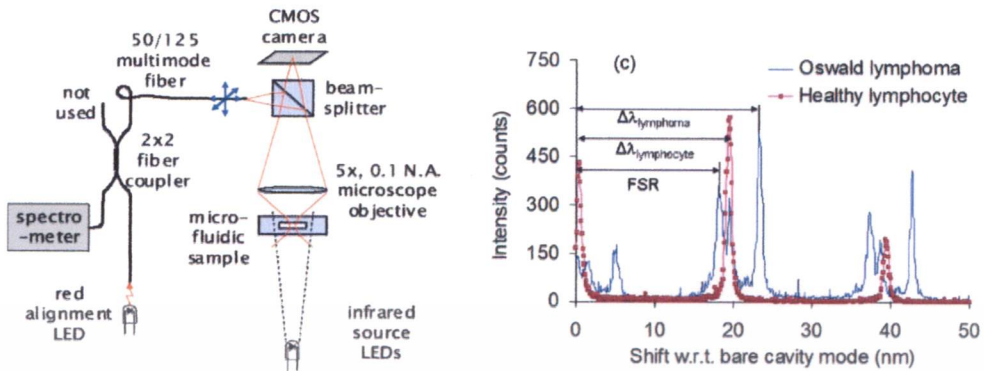
จากรูปที่ 2.5 ได้แสดงโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแฟบริ-เพโรต์ ซึ่งประกอบด้วย ส่วนของแผ่นกระจกที่สามารถให้แสงส่องผ่านและสะท้อนแสงได้ จำนวนสองแผ่นวางขนาน มีระยะห่างเท่ากับ  $l$  โดย ตัวกลางที่อยู่ระหว่างกระจกทั้งสองแผ่นมีค่าดัชนีหักเหของแสงเท่ากับ  $n$  เมื่อมีลำแสงตกกระทบลงบนกระจก จะทำให้เกิดแสงสะท้อนกลับมาเป็น  $R_0, R_1, R_2, \dots$  แล้วแสงอีกส่วนหนึ่งจะส่องผ่านกระจกชั้นแรกเกิดมุมหักเหขึ้นภายในระหว่างกระจกสองแผ่นเท่ากับ  $\theta$  ซึ่งมีลำแสงสะท้อนกลับไปมาระหว่างแผ่นแก้วทั้งสอง และมีลำแสงส่วนหนึ่งส่องผ่านออกมาจากกระจกเป็น  $T_1, T_2, \dots$  ซึ่งลำแสงที่ส่องผ่านออกมานี้จะเกิดการแทรกสอดกัน สามารถหาค่าการเลื่อนของความยาวคลื่นแสงได้จากสมการที่ 1 เมื่อค่าดัชนีหักเหของแสงเปลี่ยนไปจะทำให้ค่า  $\Delta\lambda$  เปลี่ยนไปด้วย



รูปที่ 2.5 โครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแฟบริ-เพโรต์

$$\Delta\lambda \approx \frac{\lambda_0^2}{2nl \cos \theta} \quad (1)$$

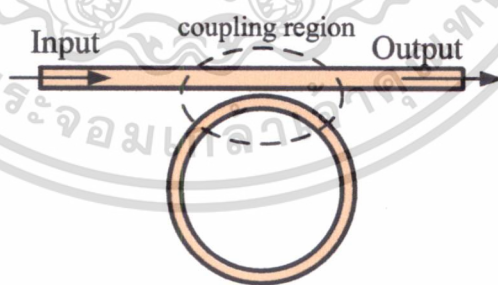
รูปที่ 2.6 แสดงตัวอย่างโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแฟบริ-เพโรต์ ที่ได้นำมาใช้วัดค่าดัชนีหักเหของแสงของเซลล์ [7]



รูปที่ 2.6 การวัดค่าดัชนีหักเหของแสงด้วยการแทรกสอดของแสงแบบแพริ-เฟรร์ [7]

### 2.2.1.1 ไมโครริงเรโซเนเตอร์

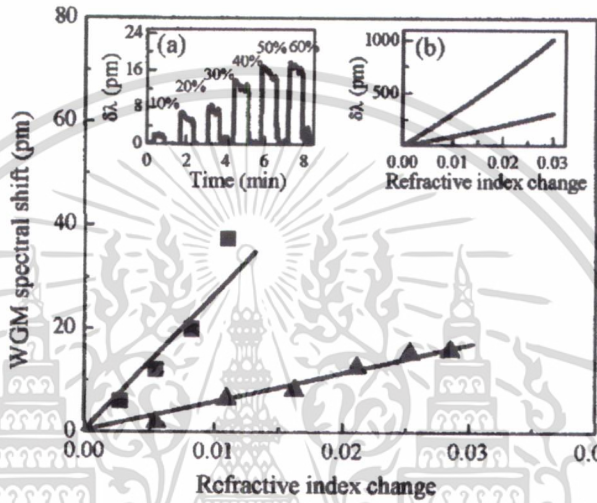
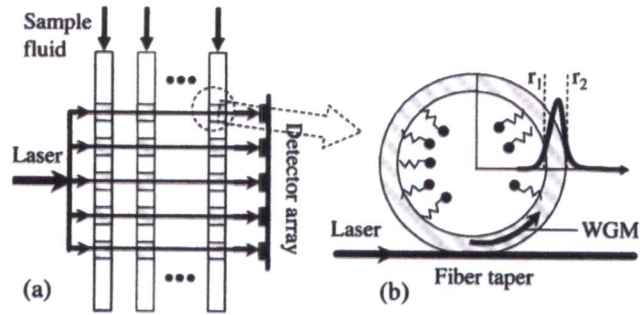
ระบบไมโครริงเรโซเนเตอร์เป็นโครงสร้างที่อาศัยหลักการของ การสะท้อนกลับหมดของแสง และการแทรกสอดของแสง ประกอบด้วยท่อนำคลื่น 2 ส่วน ดังรูปที่ 2.7 ส่วนแรกจะเป็นส่วนของท่อนำคลื่นแสงที่จะนำแสงเข้าไปยังท่อนำคลื่นแบบวงแหวน และส่วนที่สอง คือ ท่อนำคลื่นแบบวงแหวน โดยจะมีเฉพาะความถี่เรโซแนนซ์เท่านั้นที่คลื่นสามารถเข้าไปยังท่อนำคลื่นแบบวงแหวนได้ โดยมีตัวแปรในการคลี่ปลิงแสง คือ ระยะห่าง และ ระยะทางในการคลี่ปลิงแสง ของท่อนำคลื่นทั้งสอง และ ค่าดัชนีหักเหของแสงที่อยู่ระหว่างท่อนำคลื่นทั้งสองซึ่งเป็นตัวแปรในการคลี่ปลิงความถี่เรโซแนนซ์



รูปที่ 2.7 โครงสร้างไมโครริงเรโซเนเตอร์

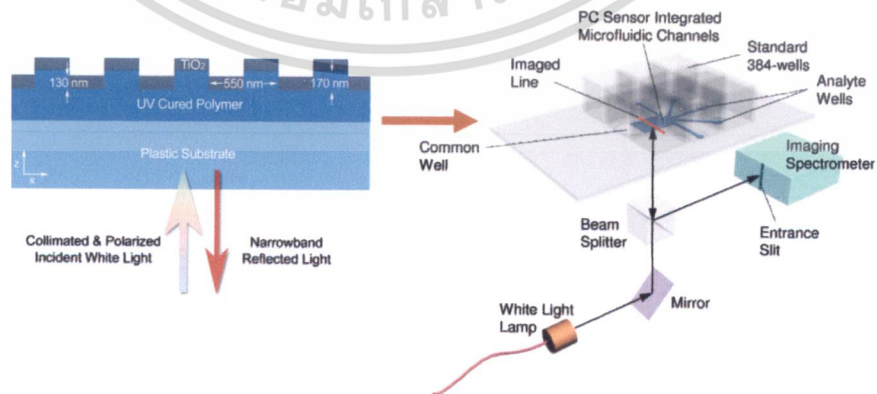
โครงสร้างการสั่นพ้องแบบวงแหวนขนาดไมโครเมตร [8-11] ที่สามารถวัดความเปลี่ยนแปลงของค่าดัชนีหักเหของแสงของของเหลวด้วยความละเอียดที่  $1.8 \times 10^{-5}$  RIU ดังรูปที่ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 การวัดค่าดัชนีหักเหของแสงด้วยไมโครริงเรโซเนเตอร์ [9]

โครงสร้างระดับนาโนที่สร้างเป็นโฟโตนิกส์คริสตัล สำหรับงานตรวจวัดด้านชีวภาพ [12] แต่โครงสร้างจะมีลักษณะที่ซับซ้อน และ ต้องใช้กระบวนการสร้างที่มีราคาสูง ดังรูปที่ 2.9

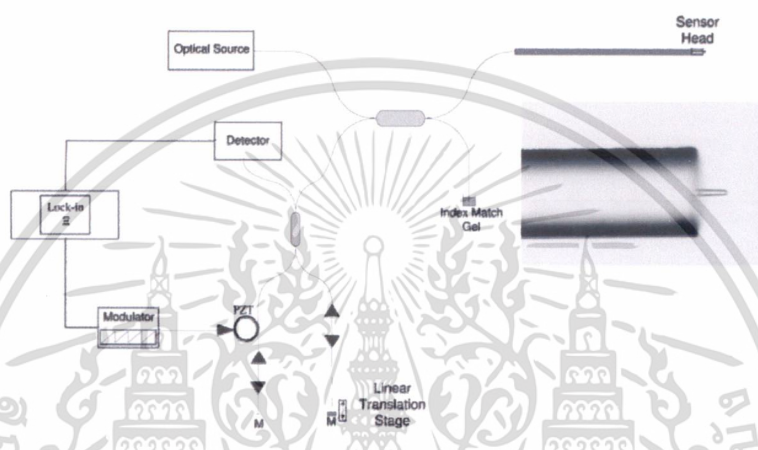


รูปที่ 2.9 โครงสร้างโฟโตนิกส์คริสตัลและระบบวัด [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

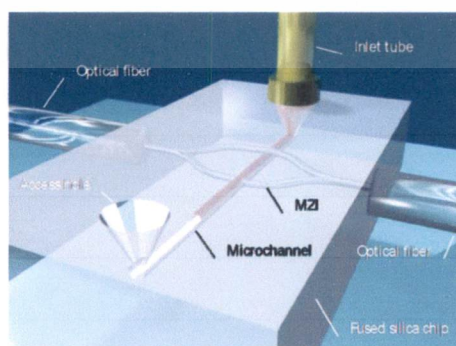
จากวิธีการตรวจวัดการเลือนของสเปกตรัมแสง ดังที่ได้กล่าวมาข้างต้น การตรวจสอบความยาวคลื่นที่เปลี่ยนไปในระดับนาโนเมตร หรือ พิโคเมตร นั้นจะต้องใช้เครื่องมือตรวจสอบที่มีราคาสูงอย่าง สเปกโตรมิเตอร์เชิงแสง (Optical Spectrometer) หรือ สเปกตรัมแอนาไลเซอร์เชิงแสง (Optical Spectrum Analyzer)

โครงสร้างที่ใช้หลักการการแทรกสอดแบบแพริ-เพโรท์ ในการวัดค่าดัชนีหักเหของของไหล ร่วมกับการแทรกสอดแบบไมเคลสัน (Michelson) [13] เพื่อวัดค่าของเฟสที่เปลี่ยนไป แต่อย่างไรก็ตามการสันสเทือนจากสภาพแวดล้อมสามารถรบกวนการวัดของระบบได้ ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 การแทรกสอดของแสงแบบแพริ-เพโรท์ร่วมกับแบบไมเคลสัน [13]

นอกจากนี้ยังมีโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแมชเซนเดอร์ (Mach-Zehnder) [14] โดยแสงที่เดินทางเข้าไปยังโครงสร้างนี้จะถูกแบ่งทางเดินของแสงออกเป็นสองเส้นทาง เส้นทางหนึ่งจะผ่านตัวอย่างที่ต้องการวัด แล้วแสงสองส่วนนี้จะมาแทรกสอดกันที่ด้านขาออก โดยค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างที่เปลี่ยนไปจะส่งผลให้เกิดการเลือนของสเปกตรัมแสงด้วย ตัวอย่างที่แสดงในรูปที่ 2.11 เป็นการสร้างท่อนำแสงอยู่ในแก้ว โครงสร้างนี้สามารถวัดค่าดัชนีหักเหของแสงได้ที่ค่า  $1 \times 10^{-4}$  RIU

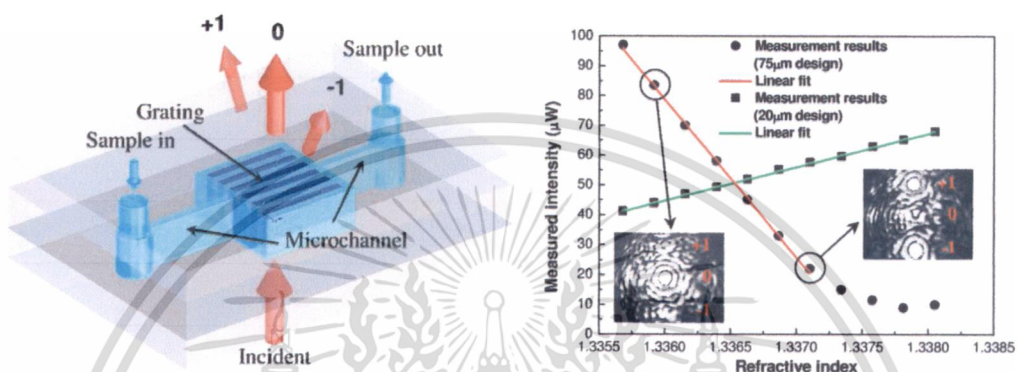


รูปที่ 2.11 โครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแมชเซนเดอร์ [14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญตาเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

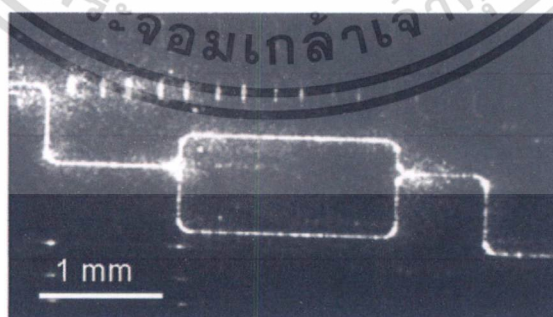
## 2.2.2 การตรวจวัดความเข้มแสง

มีการใช้เกรตติงแบบส่องผ่าน (Transmission Phase Grating) [15] ร่วมกับชิปของไหลแล้ว วัดความเข้มของแสงที่เลี้ยวเบนเคลื่อนที่ผ่านของเหลวที่ต้องการตรวจสอบ กล่าวคือถ้าค่าดัชนีหักเหของแสงเปลี่ยนไป ทำให้ลำแสงเลี้ยวเบนไปยังตำแหน่งอื่น ซึ่งทำให้สามารถวัดค่าความเข้มแสงที่เปลี่ยนไปได้ ในระบบนี้จะให้ความละเอียดในการตรวจวัดในระดับ  $9 \times 10^{-6}$  RIU ดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 โครงสร้างแบบใช้เกรตติงแบบส่องผ่าน [15]

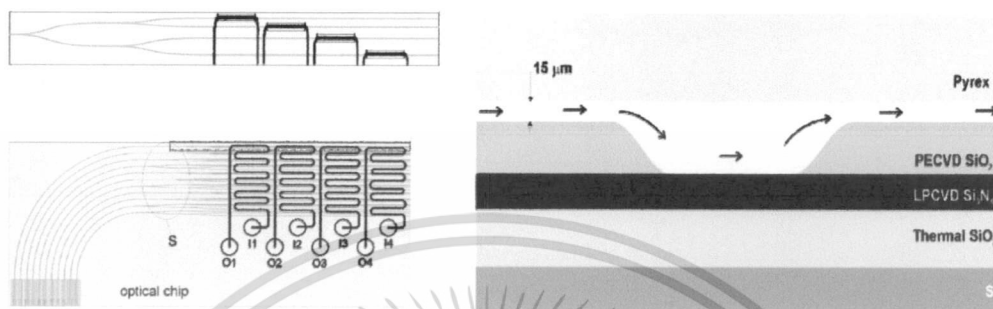
นอกจากนี้ยังได้มีการนำหลักการทางด้านวงจรรวมเชิงแสง (Integrated Optics) เข้ามาใช้ในการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงที่ใช้ท่อนำคลื่น (Waveguide) มาสร้างเป็นโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบแมชเชนเคอร์ [16-17] ในระบบนี้จะให้ความละเอียดในการตรวจวัดในระดับ  $5.3 \times 10^{-4}$  RIU ดังแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 โครงสร้างวงจรรวมเชิงแสงของการแทรกสอดของแสงแบบแมชเชนเคอร์ [16]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีการใช้เทคนิคการตรวจสอบแสงที่หายไปอย่างรวดเร็ว (Evanescent Fields) ในท่อนำคลื่นแสง ร่วมกับโครงสร้างการแทรกสอดแบบยั้ง โดยให้ของไหลที่ต้องการตรวจสอบไหลอยู่ด้านบนของท่อนำคลื่นแสง แล้วประมวลผลการเลื่อนของริ้วรอยการแทรกสอดของแสง สามารถตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของของเหลวได้ถึงระดับ  $8.5 \times 10^{-8}$  RIU [18-19] ดังแสดงในรูปที่ 2.14

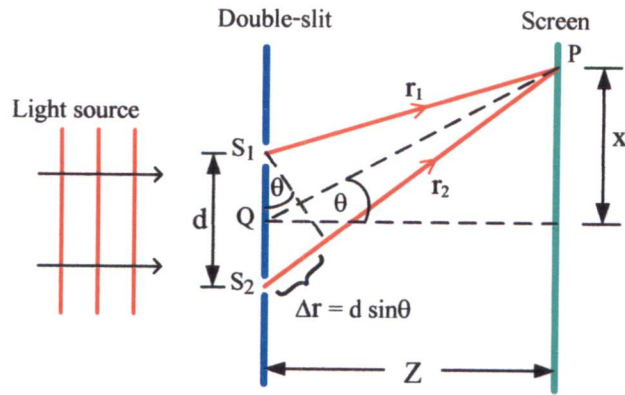


รูปที่ 2.14 การตรวจสอบแสงที่หายไปอย่างรวดเร็วในท่อนำคลื่นแสง ร่วมกับโครงสร้างการแทรกสอดแบบยั้ง [19]

อย่างไรก็ตาม เนื่องจากวิธีการนี้เป็นการตรวจวัดแสงที่หายไปอย่างรวดเร็วที่มีปริมาณน้อย และ สัญญาณแสงหรือสัญญาณไฟฟ้าที่ไม่ต้องการสามารถรบกวนสัญญาณแสงที่หายไปอย่างรวดเร็ว ได้ ทำให้ความแปรปรวนของสภาพแวดล้อมมีผลกระทบต่อความถูกต้องของค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหลที่ต้องการจะตรวจสอบ การผลิตและวิธีการนำแสงเข้าไปในท่อนำแสงที่มีขนาดเล็กกระดัดไมโครเมตรก็เป็นเรื่องยากเช่นกัน และ ลักษณะโพลาริเซชันของแสงที่เคลื่อนที่อยู่ในท่อนำแสงก็ต้องการควบคุมให้ดีเพื่อลดผลความผิดพลาดในการตรวจวัดและเพื่อลดปริมาณของแสงที่ลุดทอนไประหว่างที่เคลื่อนที่ในท่อนำแสง

### 2.3. การแทรกสอดของแสงแบบยั้ง

เทคนิคที่นำมาใช้ในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงจะใช้โครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง ดังแสดงในรูปที่ 2.15 เมื่อลำแสงขนานหนึ่งลำแสงที่มีความยาวคลื่นแสงเท่ากับ  $\lambda$  เดินทางผ่านช่องสองช่องที่มีระยะห่างเท่ากับ  $d$  จะทำให้เกิดแหล่งกำเนิดแสงขึ้นใหม่สองลำแสงซึ่งเดินทางไปที่ฉากรับภาพที่วางอยู่ห่างไปเป็นระยะทางเท่ากับ  $Z$  แสงทั้งสองลำจะเกิดการแทรกสอดกัน ซึ่งสามารถหาค่าความเข้มแสง  $I(x)$  ณ ตำแหน่งต่างๆบนระนาบฉากรับภาพที่ตำแหน่ง  $x$  ต่างๆ ได้จากสมการที่ 2



รูปที่ 2.15 การแทรกสอดของแสงแบบยัง

$$I(x) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\phi_1 - \phi_2) \quad (2)$$

จะได้

$$I(x) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \delta \quad (3)$$

เมื่อ  $I_1$  และ  $I_2$  แทนค่าความเข้มแสงของลำแสงสองลำ $\delta$  แทนค่าความต่างเฟสของลำแสงสองลำแสง ( $\phi_1 - \phi_2$ ) ที่แทรกสอดกันบนฉากรับภาพ

เมื่อพิจารณาจุด P ซึ่งเป็นจุดที่อยู่บนฉาก และเป็นตำแหน่งที่เกิดการแทรกสอด จะมีเฟสตรงกันหรือไม่ตรงกัน ทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับทางเดินแสงจากจุด  $S_1$  และจุด  $S_2$  ไปยังจุด P ซึ่งผลต่างของระยะทางเดินแสงหาได้จากสมการที่ 4

$$\Delta r = r_2 - r_1 = d \sin \theta \quad (4)$$

ถ้าผลต่างของระยะทางที่แสงสองลำเดินทางไปตามกระทบบนฉากเป็นศูนย์ หรือ เป็นจำนวนเท่าของความยาวคลื่นแสงจะเป็นเงื่อนไขให้เกิดริ้วรอยการแทรกสอดของแสงส่วนที่สว่าง หรือ เรียกว่าการแทรกสอดแบบเสริมกันดังสมการที่ 5

$$\Delta r = d \sin \theta = m\lambda \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (5)$$

เมื่อ  $m$  คือ ออเดอร์ของริ้วรอยการแทรกสอดของแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และในทำนองเดียวกันถ้าผลต่างของระยะทางเดินแสงเป็นจำนวนเท่าของครึ่งหนึ่งของความยาวคลื่นแสง ( $\lambda/2$ ) ซึ่งส่งผลให้แสงสองลำนี้ต่างเฟสกัน  $180^\circ$  จะเป็นเงื่อนไขให้เกิดริ้วรอยการแทรกสอดของแสงส่วนที่มีมืด หรือ เรียกว่าการแทรกสอดแบบหักล้างกันดังสมการที่ 6

$$\Delta r = d \sin \theta = \left(m + \frac{1}{2}\right) \lambda \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (6)$$

เมื่อระยะทางตั้งแต่สลิตถึงฉากรับภาพมีค่ามากกว่าระยะห่างระหว่างสองสลิตมากๆ ( $Z \gg d$ ) และ ระยะห่างระหว่างสองสลิตมีค่ามากกว่าความยาวคลื่นแสงมากๆ ( $d \gg \lambda$ ) จะสามารถเขียนใหม่ได้จากสมการที่ 7

$$\sin \theta \approx \tan \theta = \frac{x}{Z} \quad (7)$$

เมื่อแทนสมการที่ (7) ลงในสมการที่ (5) ทำให้สามารถหาระยะต่างๆ ของการเกิดริ้วรอยสว่างได้คือ

$$x_{\text{bright}} = \frac{\lambda Z}{d} m \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (8)$$

เช่นกันเมื่อแทนสมการที่ (7) ลงในสมการที่ (6) จะทำให้สามารถหาระยะต่างๆ ของการเกิดริ้วรอยที่มีมืดได้คือ

$$x_{\text{dark}} = \frac{\lambda Z}{d} \left(m + \frac{1}{2}\right) \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (9)$$

และยังสามารถหาค่าความต่างเฟสของลำแสงสองลำแสงได้คือ

$$\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \left(\frac{dx}{Z}\right) \quad (10)$$

เมื่อ  $d$  มีค่าเท่ากับระยะห่างระหว่างช่องแสงสองช่อง

$x$  คือระยะบนระนาบฉากรับภาพ

$\lambda$  คือความยาวคลื่นแสง

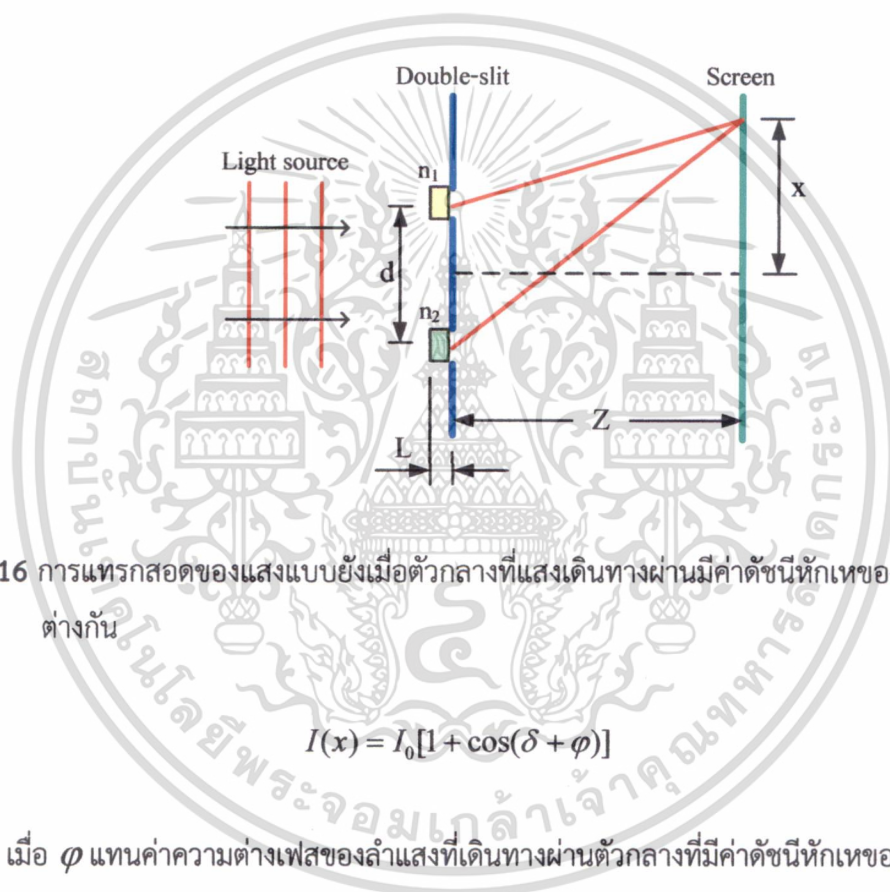
$Z$  แทนระยะทางที่แสงเดินทางจากช่องแสงถึงฉากรับภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อค่าความเข้มแสงที่ออกมาจากช่องแสงทั้งสองช่องมีค่าเท่ากัน กล่าวคือ  $I_1 = I_2$  ซึ่งเราสามารถแทนแต่ละค่าด้วย  $I_0$  จากสมการที่ (3) เราสามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$I(x) = I_0(1 + \cos \delta) \quad (11)$$

ถ้าในบริเวณช่องแสงของแต่ละช่องมีวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหของแสงต่างกัน ( $n_1 \neq n_2$ ) ดังแสดงในรูปที่ 2.16 จะทำให้เกิดการเลื่อนของริ้วรอยการแทรกสอดของแสง (Phase shift) เกิดขึ้น ทำให้ค่าความเข้มแสงในสมการที่ 11 เขียนใหม่ได้ดังสมการที่ 12



รูปที่ 2.16 การแทรกสอดของแสงแบบยั้งเมื่อตัวกลางที่แสงเดินทางผ่านมีค่าดัชนีหักเหของแสงต่างกัน

$$I(x) = I_0[1 + \cos(\delta + \varphi)] \quad (12)$$

เมื่อ  $\varphi$  แทนค่าความต่างเฟสของลำแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางที่มีค่าดัชนีหักเหของแสงต่างกัน ( $\Delta n$ ) โดยเราสามารถหาค่า  $\varphi$  ได้จากสมการที่ 7

$$\varphi = \frac{2\pi}{\lambda}(\Delta nL) \quad (13)$$

ในที่นี้  $L$  จะแทนระยะทางที่แสงเดินทางผ่านตัวกลาง  
เมื่อแทนค่าสมการที่ 10 และ 13 ลงในสมการ 12 จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I = I_0 \left[ 1 + \cos \left( \frac{2\pi dx}{\lambda Z} + \frac{2\pi \Delta n L}{\lambda} \right) \right] \quad (14)$$

ซึ่งเราสามารถหาความสัมพันธ์ของ  $\Delta n$  ได้จากสมการที่ 15

$$\Delta n = \frac{dx}{ZL} \quad (15)$$

เมื่อ  $d$  มีค่าเท่ากับระยะห่างระหว่างช่องแสงสองช่อง

$x$  คือ ระยะบนระนาบฉากรับภาพ

$Z$  คือ ระยะทางจากช่องแสงสองช่องถึงฉากรับภาพ

$L$  คือ ระยะความลึกของช่องของไหล

จากสมการที่ 15 พบว่าค่าความไวของ  $\Delta n$  ที่ต้องการวัดจะขึ้นอยู่กับระยะห่างระหว่างช่องแสงสองช่อง ( $d$ ) ระยะห่างระหว่างจุดของฉากรับภาพ ( $x$ ) ระยะทางจากช่องแสงถึงฉากรับภาพ ( $Z$ ) และระยะความลึกของช่องของไหล ( $L$ )

## บทที่ 3

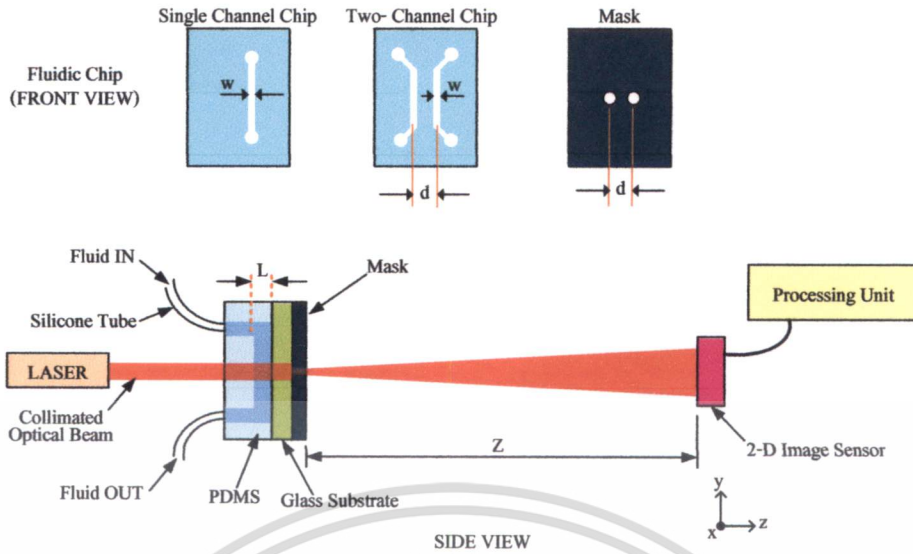
### ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย โดยเริ่มจากการออกแบบและการดำเนินการสร้างชิปของไหลแบบต่างๆ จำนวนสี่แบบ ได้แก่ ชิปของไหลแบบสองช่อง ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง ชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น และ ชิปของไหลแบบสองช่องมีหน้ากากกันแสงในตัว หลังจากนั้นจะนำชิปของไหลที่ได้สร้างขึ้นมา ไปใช้ในระบบการแทรกสอดของแสงแบบยัง เพื่อนำไปประยุกต์วัดค่าดัชนีหักเหของแสงของของไหลที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ

#### 3.1 แนวคิดในการออกแบบชิปของไหลในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง

จากลักษณะทางโครงสร้างของระบบการแทรกสอดของแสงแบบยังที่มีการแบ่งลำแสงขาเข้าให้ออกเป็นสองลำแสง แล้วลำแสงทั้งสองจะแทรกสอดกันที่ระยะหนึ่งบนระนาบการแทรกสอด ดังนั้นเราจำเป็นต้องออกแบบชิปของไหลให้มีความสอดคล้องกับโครงสร้างของระบบการแทรกสอดของแสงแบบยังด้วย โดยระบบจะประกอบด้วย แหล่งกำเนิดแสงที่ให้แสงความยาวคลื่นที่ต้องการ ชิปของไหลที่มีช่องของไหลหนึ่งช่องหรือสองช่องที่วางขนานกันอยู่ หน้ากากกันแสงที่มีช่องสำหรับให้แสงผ่านสองช่อง ตัวรับภาพสองมิติ และ ระบบอิเล็กทรอนิกส์สำหรับใช้ควบคุมและประมวลผลที่ใช้สำหรับตรวจสอบการเปลี่ยนตำแหน่ง หรือ ค่าความเข้มแสงของลวดลายการแทรกสอด

สำหรับการออกแบบชิปของไหลนั้นจะออกแบบให้มีลักษณะเป็นช่องของไหลหนึ่งช่องหรือเป็นช่องของไหลสองช่องที่ขนานกัน โดยมีระยะห่างระหว่างช่องของไหลทั้งสองเท่ากับ  $d$  ในแต่ละช่องมีความกว้างและความลึกเท่ากับ  $w$  และ  $L$  ตามลำดับ ชิปของไหลนี้ทำจากวัสดุประเภทโพลีเมอร์ Polydimethylsiloxane (PDMS) ที่ติดอยู่บนแผ่นแก้ว ซึ่งมีตัวอย่างของไหลสองชนิดไหลเข้าจากท่อสองท่อทางด้านบนและไหลออกจากชิปของไหลทางด้านล่าง อีกด้านหนึ่งของแผ่นแก้วจะมีหน้ากากบังแสงที่มีลักษณะเป็นช่องรูโปร่งใสขนาดเล็กสองช่องมีระยะห่างเท่ากับ  $d$  เช่นกัน โดยจัดให้ตำแหน่งของช่องรูทั้งสองนี้อยู่ตรงกับตำแหน่งของช่องของไหลสองช่องด้วย เมื่อนำชิปของไหลมาใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง ที่มีแหล่งกำเนิดแสงชนิดเลเซอร์ที่ให้ลำแสงเป็นลำขนานออกมาตกกระทบบนชิปของไหลแล้วผ่านไปยังของไหลสองชนิดที่ไหลอยู่ในทั้งสองช่อง โดยช่องแรกจะเป็นช่องของของไหลที่ใช้อ้างอิงในขณะที่อีกช่องเป็นช่องของของไหลสำหรับใช้ตรวจสอบ เมื่อลำแสงผ่านมาถึงหน้ากากบังแสงจะทำให้มีเฉพาะแสงในส่วนที่อยู่ตรงกับช่องสองช่องเท่านั้นที่เดินทางผ่านหน้ากากบังแสงไปได้ เกิดเป็นแหล่งกำเนิดแสงใหม่สองลำแสงเดินทางไปแทรกสอดกันบนตัวรับภาพแบบสองมิติที่มีระยะห่างจากหน้ากากบังแสงเป็นระยะทาง  $Z$  ดังแสดงในรูปที่ 3.1

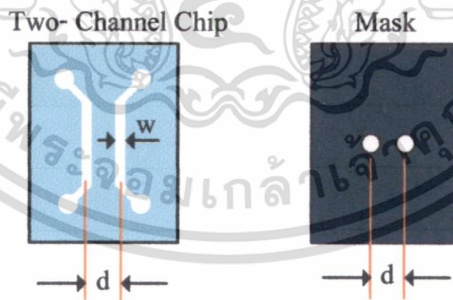


รูปที่ 3.1 ชิพออปโตฟลูอิดิกส์ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง

### 3.2 ชิพของไหลแบบสองช่อง

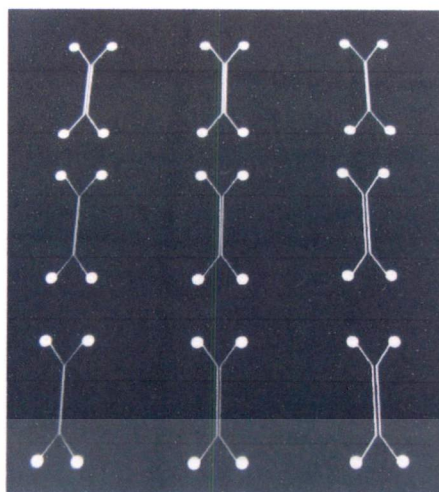
#### 3.2.1 การออกแบบชิพของไหลแบบสองช่อง

การออกแบบและสร้างชิพของไหลแบบสองช่อง [20, 22] นั้นจะออกแบบมีลักษณะเป็นช่องของไหลที่ขนานกันสองช่องในแต่ละช่องมีความกว้างเท่ากับ  $w$  และมีระยะห่างจากกึ่งกลางระหว่างช่องเท่ากับ  $d$  และกำหนดให้มีบริเวณสำหรับให้ของไหลไหลเข้าและไหลออกด้วยแสดงได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การออกแบบชิพของไหลแบบสองช่อง

ออกแบบและนำภาพต้นแบบที่ออกแบบไปสร้างแผ่นฟิล์มเพื่อนำมาสร้างแม่แบบ โดยซึ่งมีความละเอียดสูงที่ 3,600 จุดต่อนิ้ว (dpi) แสดงได้ดังรูปที่ 3.3

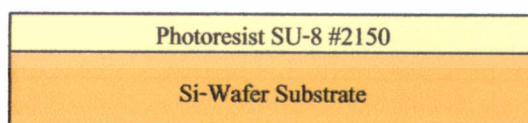


รูปที่ 3.3 แผ่นฟิล์มความละเอียดสูง

### 3.2.2 การสร้างชิปของไหลแบบสองช่อง

ขั้นตอนการสร้างชิปของไหลในส่วนของการสร้างแม่แบบจะใช้กระบวนการโฟโตลิโธกราฟี (Photolithography Process) โดยมีขั้นตอนการทำงานดังนี้

1. ทำความสะอาดแผ่นซิลิกอน (Si) ด้วยสารละลายผสมระหว่างกรดซัลฟูริก ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ) 50 มิลลิลิตร และ ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ ( $\text{H}_2\text{O}_2$ ) 20 มิลลิลิตร เป็นเวลา 10 นาที
2. นำแผ่นซิลิกอนมาล้างด้วยน้ำปราศจากไอออน (Deionized Water) ประมาณ 5 นาที แล้วเป่าลมให้แห้ง จากนั้นนำไปวางบนเครื่องให้ความร้อน (Hotplate) ที่อุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 10 นาที
3. เคลือบน้ำยาไวแสง SU-8 2150 (Negative photoresist, MICROCHEM) บนแผ่นซิลิกอนด้วยวิธีหมุนเหวี่ยง (Spin Coating) ที่ความเร็ว 700 รอบต่อนาที เป็นเวลา 15 วินาที แล้วเพิ่มความเร็วเป็น 3,200 รอบต่อนาที เป็นเวลา 30 วินาที ทำให้ได้ความหนาประมาณ 100 ไมโครเมตร ดังรูปที่ 3.4

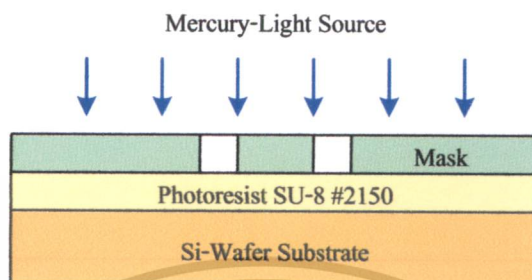


รูปที่ 3.4 การเคลือบน้ำยาไวแสงลงบนแผ่นซิลิกอนเวเฟอร์

4. นำไปอบ (Soft bake) ที่อุณหภูมิ 65 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 นาที และ อุณหภูมิ 95 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 45 นาที แล้วรอให้เย็นลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. นำฟิล์มต้นแบบที่ต้องการจะสร้างลวดลายมาวางลงบนแผ่นซิลิกอน แล้วฉายแสงด้วยหลอดไฟชนิดเมอร์คิวรีซึ่งให้แสงความยาวคลื่นแสงเท่ากับ 350 นาโนเมตร โดยพลังงานแสงที่ต้องให้อยู่ในช่วง  $260\text{-}350 \text{ mJ/cm}^2$  จะใช้เวลาในการฉายแสง 4.8 วินาที ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 การฉายแสงด้วยหลอดชนิดเมอร์คิวรี

6. นำไปอบ (Post bake) ที่อุณหภูมิ 65 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 นาที และ อุณหภูมิ 95 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 15 นาที แล้วรอให้เย็นลง
7. นำไปล้าง (Development) ด้วยน้ำยา MicroChem's SU-8 Developer เป็นเวลา 15 นาที
8. อบแข็ง (Hard bake) ที่อุณหภูมิ 150 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที ก็จะได้แม่แบบสำหรับสร้างชิปของไหลแบบสองช่อง ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 แม่แบบสำหรับสร้างชิปของไหลแบบสองช่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับขั้นตอนการหล่อชิปของไหลจะเริ่มจาก

1. ทำความสะอาดแผ่นแก้ว (Glass slide) เพื่อใช้เป็นฐานรองรับชิปของไหลด้วยน้ำยาล้างจานเพื่อขจัดคราบไขมันเป็นเวลา 2-3 นาที แล้วล้างออกด้วยน้ำปราศจากไอออนให้สะอาด
2. นำไปแช่ในอะซิโตน (Acetone) เป็นเวลา 10 นาที แล้วล้างออกด้วยไอโซโพรพานอล (Isopropanol) ให้สะอาด แล้วเป่าลมให้แห้งด้วยลมไนโตรเจน
3. นำไปอบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ด้วยเครื่องให้ความร้อน (HEIDOLPH Magnetic Stirrer with Heating, "Hei-Tec") ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 เครื่องให้ความร้อน

4. ทำการผสม PDMS SYLGARD™ 184 และ Curing Agent ดังรูปที่ 3.8 ในอัตราส่วน 10:1 แล้วนำไปเข้าระบบสุญญากาศ ดังแสดงในรูปที่ 3.9 เพื่อทำการดูดฟองอากาศออกจาก PDMS เป็นเวลา 30 นาที



รูปที่ 3.8 PDMS SYLGARD™ 184 และ Curing Agent

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 ระบบดูดอากาศออกจาก PDMS

5. นำ PDMS เทลงบนแม่แบบแล้วนำไปอบที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ดังรูปที่ 3.10 แล้วลอกชิ้นงาน PDMS ที่ได้ออกจากแม่แบบตัดให้ได้ขนาดตามต้องการ



รูปที่ 3.10 การหล่อชิพของโพลีเมอร์แบบสองช่อง

6. จากนั้นนำชิพของโพลีเมอร์แบบสองช่อง และ แผ่นแก้วที่ได้เตรียมไว้แล้ว ไปเข้าเครื่องทำความสะอาดด้วยพลาสมา (Plasma Cleaner, HARRICK, PDC-32G) ดังรูปที่ 3.11 เป็นเวลา 1 นาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



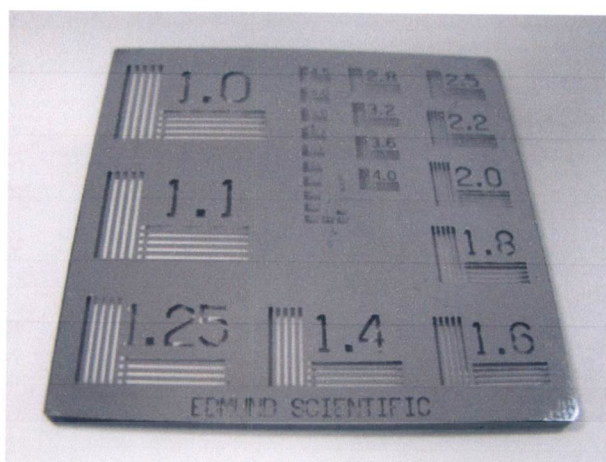
รูปที่ 3.11 เครื่องทำความสะอาดด้วยพลาสมา

7. นำชิปของไหลไปประกบกับแผ่นแก้ว ดังรูปที่ 3.12 แล้วนำไปอบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง จากนั้นนำทอซิลิโคน รุ่น EW-95802-00 บริษัท Cole-Parmer Instrument ซึ่งมีเส้นผ่านศูนย์กลางภายในและภายนอก 0.51 มิลลิเมตร และ 2.1 มิลลิเมตรตามลำดับ มาต่อตรงบริเวณส่วนปลายของช่องของไหลเพื่อหน้าที่ในการนำของไหลเข้าสู่ชิปและนำของไหลออกจากชิป

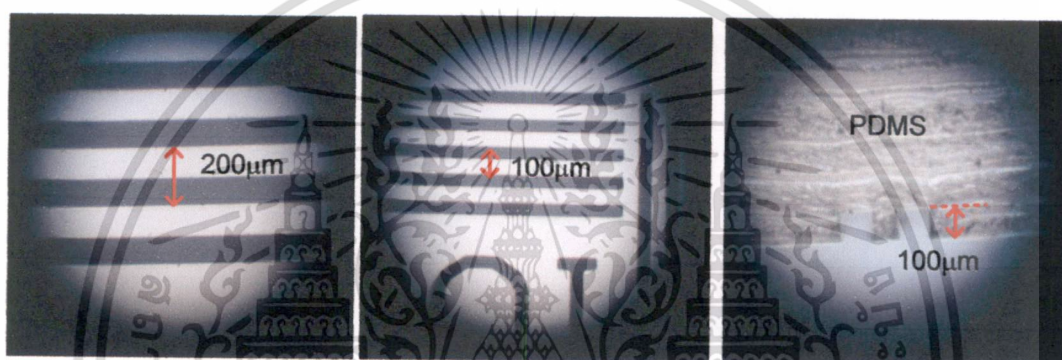


รูปที่ 3.12 ชิปของไหลแบบสองช่อง

ทำการวัดขนาดความลึกของช่องของไหลด้วยกล้องจุลทรรศน์และแผ่นความละเอียดของขนาดเส้นมาตรฐาน (NBS 1963A Resolution Target, Edmund Optics) ดังรูปที่ 3.13 (ก) แล้วทดสอบวัดขนาดของเส้นมาตรฐานที่ขนาด 5 เส้นคู่ และ 10 เส้นคู่ต่อความกว้าง 1 มิลลิเมตร ซึ่งได้ขนาดของเส้นคู่ 200 และ 100 ไมโครเมตร ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 3.13 (ข-ค) จากนั้นวัดขนาดความลึกของช่องของไหลได้ประมาณ 100 ไมโครเมตร ดังรูปที่ 3.13 (ง)



(ก)



(ข)

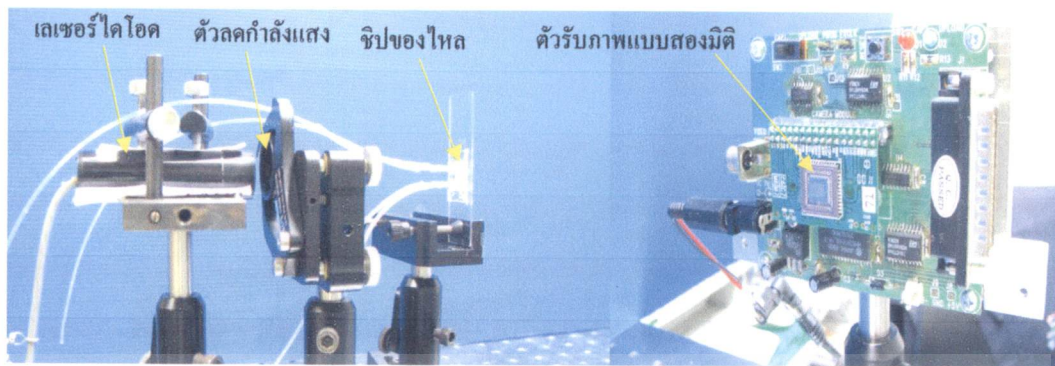
(ค)

(ง)

รูปที่ 3.13 การวัดขนาดความลึกของช่องของโพลีเอทิลีนแบบสองช่อง (ก) ผ่านขนาดเส้นมาตรฐาน (ข) ผ่านมาตรฐานขนาดเส้นคู่ 200 ไมโครเมตร (ค) ผ่านมาตรฐานขนาดเส้นคู่ 100 ไมโครเมตร และ (ง) ขนาดความลึกของช่องของโพลีเอทิลีน 100 ไมโครเมตร

### 3.2.3 การทดลองชิปของโพลีเอทิลีนแบบสองช่อง

นำชิปของโพลีเอทิลีนแบบสองช่องมีขนาดความกว้างของแต่ละช่อง 400 ไมโครเมตร และมีระยะห่างจากกึ่งกลางระหว่างช่อง 800 ไมโครเมตร มาทดลองในระบบการแทรกสอดของแสงแบบยัง ดังแสดงในรูปที่ 3.14 โดยใช้แหล่งกำเนิดเป็นเลเซอร์ไดโอด มีความยาวคลื่น 655 นาโนเมตร และมีกำลังแสง 4 มิลลิวัตต์ ลำแสงมีลักษณะเป็นลำแสงขนานรูปวงรี ตกกระทบบนตัวลวดทองแดงผ่านชิปของโพลีเอทิลีนที่ประกบบนแผ่นแก้ว ผ่านหน้ากากบังแสงที่มีช่องขนาด 0.3 มิลลิเมตรจำนวนสองช่อง มีระยะห่างระหว่างช่อง 900 ไมโครเมตร ซึ่งถูกวางในตำแหน่งให้อยู่ตรงกับช่องของโพลีเอทิลีนสองช่องด้วย จากนั้นลำแสงจะเดินทางผ่านอากาศไปแทรกสอดบนตัวรับภาพสองมิติแบบซีมอสที่มีจำนวนจุด  $640 \times 480$  โดยมีระยะห่างระหว่างจุด 8.4 ไมโครเมตร ซึ่งอยู่ห่างออกไป 57.5 เซนติเมตร ตัวรับภาพสองมิตินี้ต่ออยู่กับการบันทึกภาพขนาด 10 บิต เพื่อนำภาพที่ได้ไปประมวลผล แล้วทดลองวัดสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กันห้าตัวอย่าง คือ 0%, 0.5%, 1.0%, 1.5% และ 2.0% เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

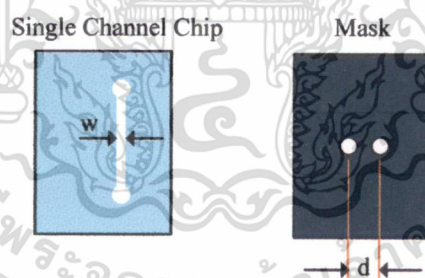


รูปที่ 3.14 ชิพออปโตฟลูอิดิกส์แบบสองช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง

### 3.3 ชิพของไหลแบบหนึ่งช่อง

#### 3.3.1 การออกแบบชิพของไหลแบบหนึ่งช่อง

การออกแบบชิพของไหลแบบหนึ่งช่อง [21, 22] จะเน้นการออกแบบและการสร้างที่ง่ายโดย ออกแบบให้ช่องของไหลมีความหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร และมีช่องของหน้ากากบังแสงที่ระยะห่างกันประมาณ 0.6 มิลลิเมตร เพื่อใช้กำหนดระยะ  $d$  ส่วนค่าตัวแปรอื่นๆ ( $\lambda$ ,  $x$ ,  $Z$ ) จะยังคงใช้ค่าเดียวกับการออกแบบชิพของไหลแบบสองช่อง ดังรูปที่ 3.15



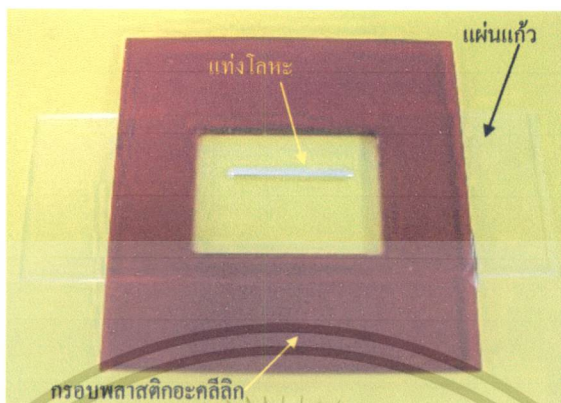
รูปที่ 3.15 การออกแบบชิพของไหลแบบหนึ่งช่อง

#### 3.3.2 การสร้างชิพของไหลแบบหนึ่งช่อง

การสร้างแม่แบบสำหรับชิพของไหลแบบหนึ่งช่องจะใช้แท่งโลหะที่มีขนาดความกว้างและความหนา 1.15 มิลลิเมตร (วัดด้วย Digital Vernier Caliper ยี่ห้อ Mitutoyo รุ่น CD-6"CS ความละเอียด 0.01 มิลลิเมตร) และความยาว 17 มิลลิเมตร นำอีพ็อกซีมาทาลงบนด้านใดด้านหนึ่งบนแท่งโลหะแล้วนำไปติดบนแผ่นแก้วที่มีความกว้าง 25 มิลลิเมตร ความยาว 75 มิลลิเมตร และความหนา 1 มิลลิเมตร จากนั้นนำแผ่นพลาสติกอะคริลิกหนา 2 มิลลิเมตร ความกว้างและความยาว 50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มิลลิเมตร มาเจาะเป็นช่องสี่เหลี่ยมตรงบริเวณกลางแผ่นกว้าง 18 มิลลิเมตร ยาว 25 มิลลิเมตร แล้วนำไปติดบนแผ่นแก้วด้วยอีพ็อกซี ตามลักษณะในรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การสร้างแม่แบบสำหรับชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง

สำหรับขั้นตอนการหล่อชิปของไหลแบบหนึ่งช่องด้วย PDMS จะมีขั้นตอนการดำเนินงานเหมือนกับการหล่อชิปของไหลแบบสองช่อง ดังรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

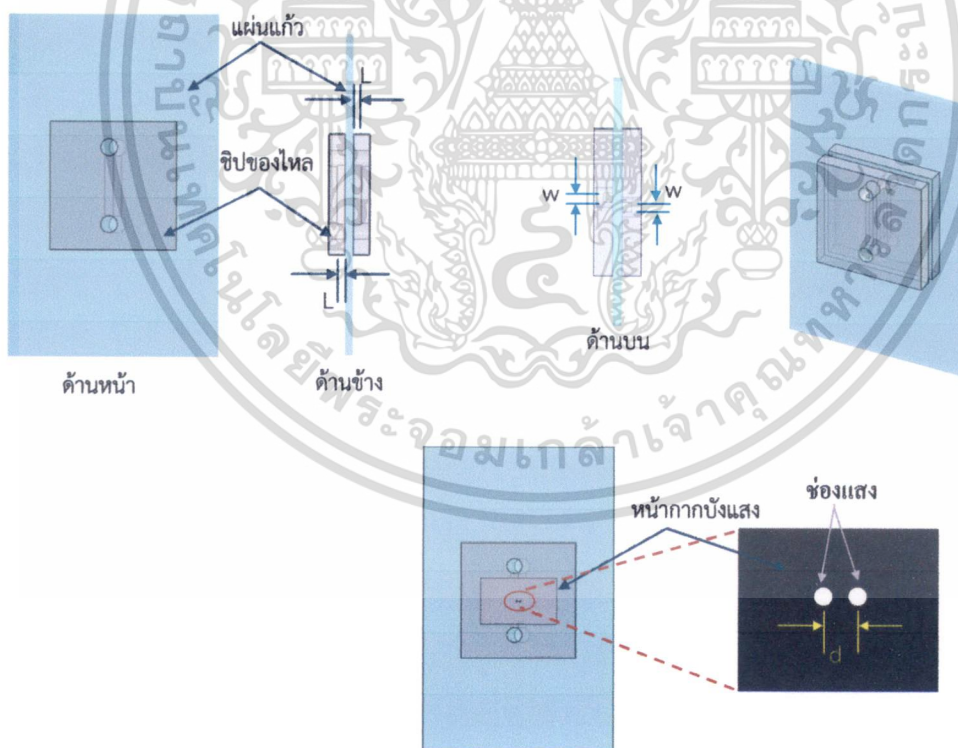
### 3.2.3 การทดลองชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง

นำชิปของไหลแบบหนึ่งช่องซึ่งมีความลึกของช่อง 1150 ไมโครเมตร มาใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง ซึ่งเป็นโครงสร้างเดียวกันกับรูปที่ 3.14 โดยทดลองวัดสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างกันห้าตัวอย่าง คือ 0%, 0.05%, 0.1%, 0.15% และ 0.2%

## 3.4 ชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

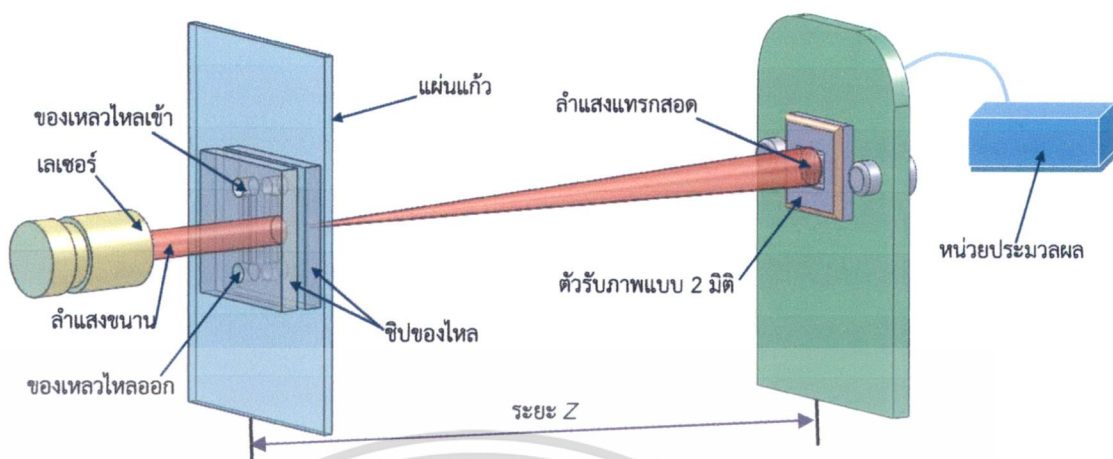
### 3.4.1 การออกแบบชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

การออกแบบชิปของไหลในแบบที่สามนี้มีลักษณะเป็นชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น [23, 25] โดยใช้ชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบบนแผ่นแก้วทั้งสองด้าน ๆ ละหนึ่งชิ้น โดยให้ตำแหน่งช่องของไหลของทั้งสองช่องขนานกัน และ ให้แนวระนาบของขอบด้านข้างชิดกันที่สุด โดยแต่ละช่องมีความกว้างและความลึกของเท่ากับ  $w$  และ  $L$  ตามลำดับ โดยด้านใดด้านหนึ่งของชิปของไหลจะติดตั้งหน้ากากกันแสงที่มีลักษณะเป็นช่องรูปร่างสี่เหลี่ยมขนาดเล็กสองช่องที่มีระยะห่างเท่ากับ  $d$  โดยให้ตำแหน่งของช่องทั้งสองนี้อยู่ตรงกับตำแหน่งของท่อของไหลแต่ละท่อ ดังแสดงในรูปที่ 3.18 และนำชิปที่สร้างนี้ใช้ในระบบการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง ดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.18 การออกแบบชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

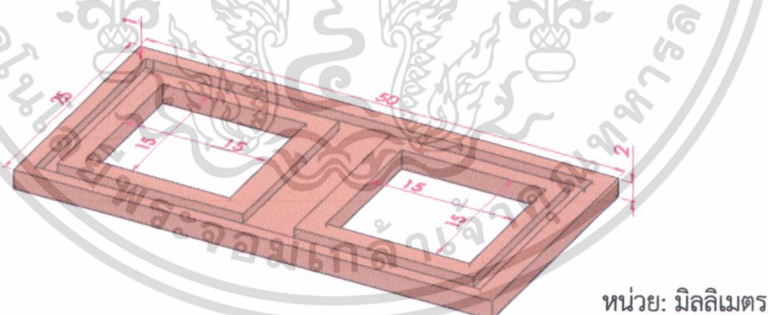
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 ชิพของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้นใช้ในระบบการแทรกสอดของแสง

### 3.4.2 การสร้างชิพของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น

1. ออกแบบและสร้างกรอบกันสำหรับหล่อชิพของไหล โดยการนำแผ่นพลาสติกหนา 2 มิลลิเมตร มาตัดให้ได้ขนาด 25×50 มิลลิเมตร แล้วเจาะช่องสี่เหลี่ยมสองช่องขนาด 15×15 มิลลิเมตร ลึก 2 มิลลิเมตร จากนั้นเจาะร่องกว้าง 2 มิลลิเมตร ลึก 1 มิลลิเมตร รอบๆ ช่องสี่เหลี่ยม ดังแสดงในรูปที่ 3.20

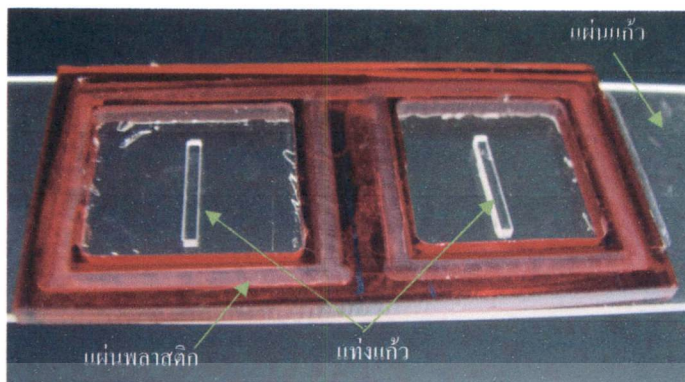


หน่วย: มิลลิเมตร

รูปที่ 3.20 การออกแบบแม่แบบสำหรับหล่อชิพของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น

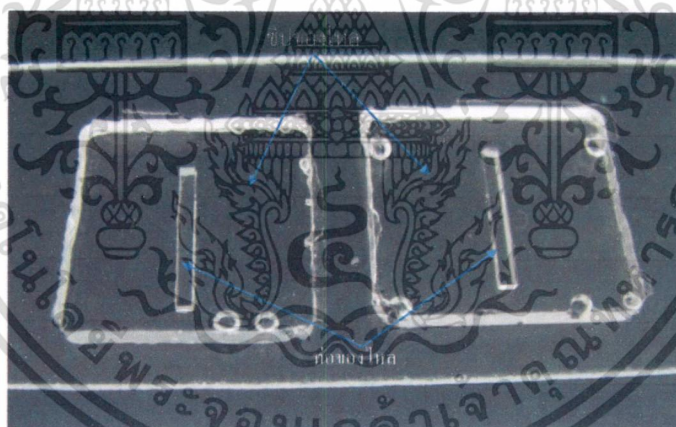
2. นำแผ่นพลาสติกประกบลงบนแผ่นแก้วที่ทำความสะอาดเรียบร้อยแล้ว และ นำแผ่นแก้วที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร มาตัดด้วย Dicing Saw ให้มีขนาดความกว้างและความยาวเท่ากับ 1 มิลลิเมตร และ 10 มิลลิเมตรตามลำดับ นำแท่งแก้วที่ได้มาทาด้วยกาวอีพ็อกซีหนึ่งด้านแล้ววางลงบริเวณกลางช่องสี่เหลี่ยมภายในกรอบกัน สำหรับหล่อชิพของไหล ซึ่งจะได้เป็นแม่แบบ ดังแสดงในรูปที่ 3.21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.21 แม่แบบในการหล่อชิพของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

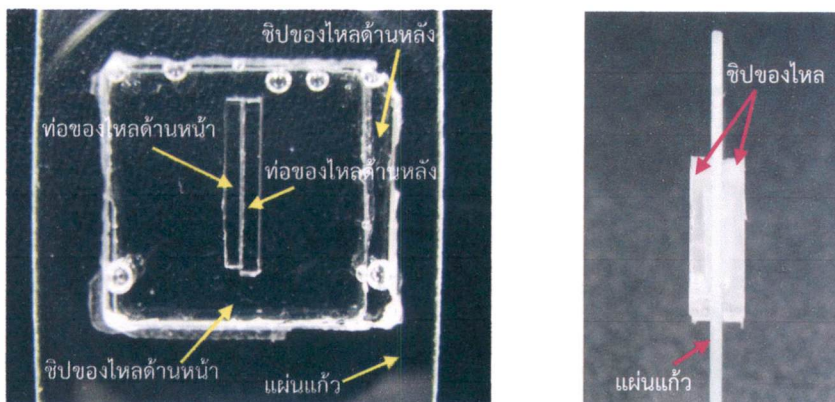
3. สร้างชิพของไหลด้วย PDMS แล้วลอกชิพของไหลที่ได้ออกจากแม่แบบทั้งสองชิ้น ดังแสดงในรูปที่ 3.22 แล้วเจาะรูวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ตรงบริเวณส่วนปลายของช่องของไหลสำหรับเป็นที่ใส่ท่อเพื่อให้ของไหลสามารถไหลเข้า และ ไหลออกได้



รูปที่ 3.22 ชิพของไหลแบบหนึ่งช่องจำนวนสองชิ้น

4. จากนั้นนำชิพของไหลทั้งสองชิ้น และ แผ่นแก้วไปเข้าเครื่องทำความสะอาดด้วย พลาสมาเป็นเวลา 1 นาที หลังจากนั้นนำชิพของไหลชิ้นแรกไปประกบกับด้านใดด้านหนึ่งของแผ่นแก้ว แล้วนำชิพของไหลชิ้นที่สองไปประกบกับอีกด้านหนึ่งของแผ่นแก้ว โดยให้ตำแหน่งท่อของไหลของทั้งสองชิพขนานกัน และ ให้ระนาบชิดกันที่สุดดังแสดงในรูปที่ 3.23 แล้วนำชิ้นงานในรูปที่ 13 ไปอบที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.23 การจัดตำแหน่งของชิปของไหลแบบหนึ่งช่องจำนวนสองชิ้นบนแผ่นแก้ว

- นำหน้ากากกันแสงแบบรูวงกลมสองช่องที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 100 ไมโครเมตร และมีระยะห่างระหว่างช่อง 400 ไมโครเมตร มาวางบนชิปของไหลในลักษณะที่ให้ตำแหน่งของรูวงกลมแต่ละรูตรงกับตำแหน่งของช่องไหลแต่ละช่อง ดังรูปที่ 3.24(ก) แล้วนั้นนำท่อซิลิโคนมาต่อตรงบริเวณส่วนปลายของช่องของไหล ดังรูปที่ 3.24(ข)

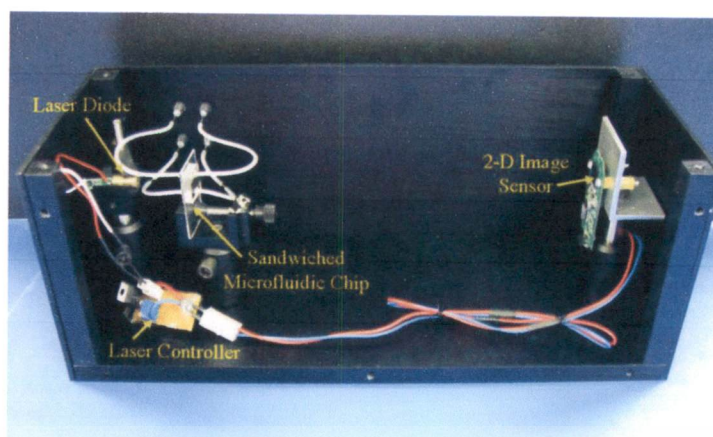


รูปที่ 3.24 การติดตั้งหน้ากากกันแสงและท่อซิลิโคนเข้ากับชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

### 3.4.3 การทดลองชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

ติดตั้งแหล่งกำเนิดแสงชนิดเลเซอร์ไดโอดซึ่งมีความยาวคลื่น 635 นาโนเมตร ชิปของไหลสองช่องตัวรับภาพสองมิติ ที่มีจำนวนจุด  $1600 \times 1200$  แต่ละจุดมีขนาด 2.8 ไมโครเมตร ซึ่งอยู่ห่างจากชิปของไหล 20.5 เซนติเมตร ลงในกล่องอะลูมิเนียมขนาด  $126 \times 306 \times 120$  ลูกบาศก์มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

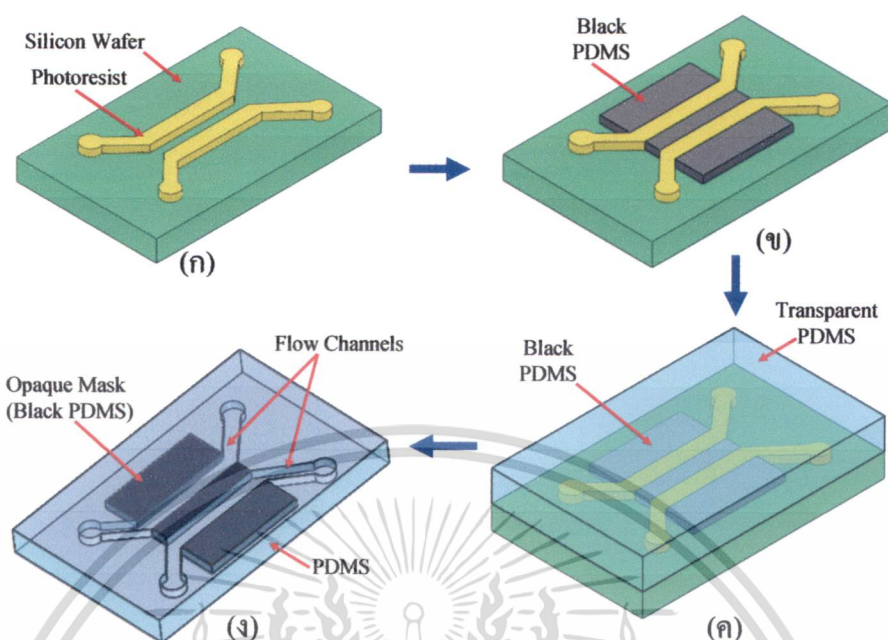


รูปที่ 3.25 ชิพออปโตฟลูอิดิกส์แบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้นในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง

### 3.5 ชิพของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

#### 3.5.1 การออกแบบชิพของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

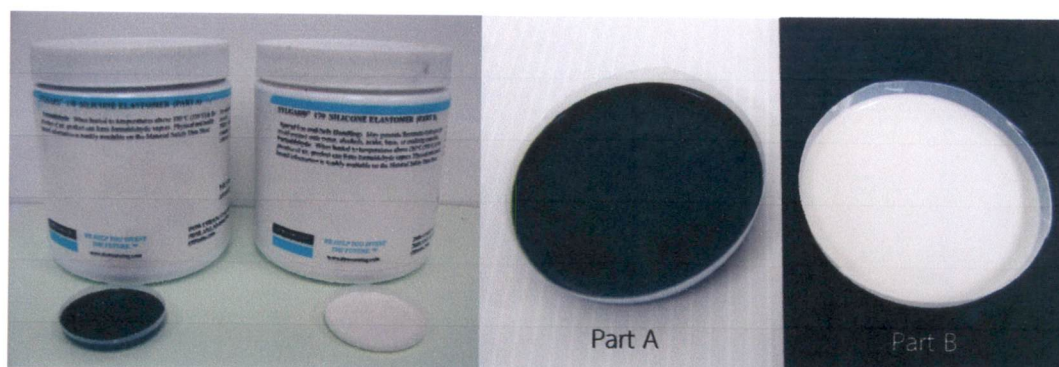
เพื่อแก้ปัญหาในการจัดวางตำแหน่งของช่องของไหลและหน้ากากกันแสง จึงมีแนวคิดในการออกแบบชิพของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว [24] ซึ่งทำให้ตัวชิพสามารถแบ่งลำแสงที่มาจากกระบอกออกเป็นสองลำแสงได้ทันทีโดยไม่ต้องใช้หน้ากากกันแสง โดยทำให้บริเวณรอบๆ และระหว่างช่องของไหลทั้งสองมีลักษณะทึบแสง ซึ่งมีขั้นตอนการออกแบบที่เริ่มจากแม่แบบที่มีลวดลายช่องของไหลสองช่อง ดังรูปที่ 3.26 (ก) จากนั้นทำให้บริเวณรอบๆ และระหว่างลวดลายช่องของไหลสองช่องนี้ทึบแสง โดยใช้โพลิเมอร์ทึบแสงสีดำเทลงบนแม่แบบตรงบริเวณที่มีลวดลายนั้นให้มีความหนาแน่นกว่าหรือเท่ากับความหนาของลวดลาย ดังรูปที่ 3.26 (ข) จากนั้นทำให้โพลิเมอร์ทึบแสงสีดำแข็งตัว แล้วนำโพลิเมอร์ที่มีลักษณะโปร่งใสมาเทลงบนแม่แบบให้ได้ความหนาตามต้องการ ดังแสดงในรูปที่ 3.26 (ค) แล้วทำให้โพลิเมอร์โปร่งใสแข็งตัวเช่นกัน หลังจากนั้นให้ลอกโพลิเมอร์ออกมาจากแม่แบบ ก็จะได้ชิพของไหลแบบที่มีหน้ากากกันแสงในตัว โดยโพลิเมอร์ทึบแสงสีดำนี้จะทำหน้าที่เป็นหน้ากากกันแสง ดังแสดงในรูปที่ 3.26 (ง)



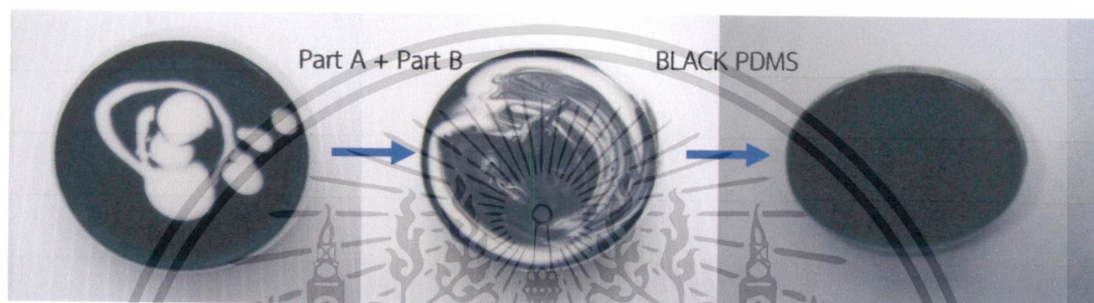
รูปที่ 3.26 การออกแบบชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

### 3.5.2 การสร้างชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

การสร้างชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว จะเริ่มจากการนำโพลิเมอร์ที่บแสงสีดำ SYLGARD® 170 SILICONE ELASTOMER (Down corning) ซึ่งประกอบด้วยสองส่วน คือ PART A ที่มีลักษณะเป็นของเหลวสีดำ และ PART B มีลักษณะเป็นของเหลวสีขาว ดังรูปที่ 3.27 (ก) มาชั่งน้ำหนักให้เท่ากันในอัตราส่วน 1:1 แล้วผสมให้เป็นเนื้อเดียวกันโดยสังเกตความสม่ำเสมอของสีดำที่ปรากฏขึ้นมา ดังแสดงในรูปที่ 3.27 (ข) เข้าระบบสุญญากาศเพื่อทำการดูดฟองอากาศออกจากเนื้อ PDMS เป็นเวลา 30 นาที



(ก)

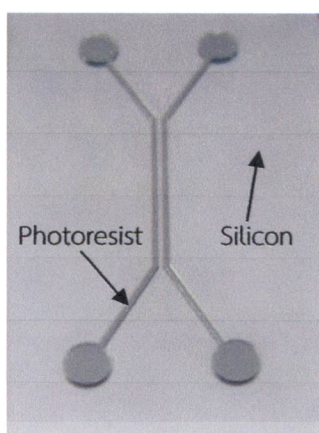


(ข)

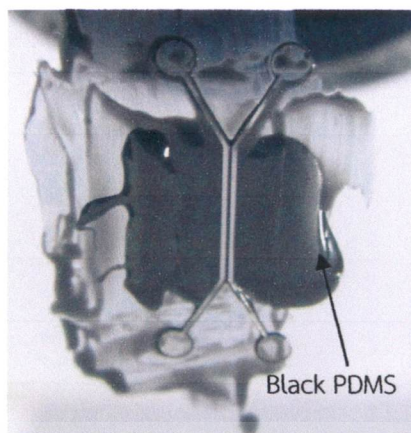
รูปที่ 3.27 การผสมโพลิเมอร์ทึบแสงสีดำ (ก) ชุด SYLGARD® 170 SILICONE (ข) การผสม SYLGARD® 170 SILICONE

ชิปของไหลแบบไม่ใช้หน้ากากกันแสงนี้จะใช้แม่แบบที่มีขนาดความสูงของช่อง 100 ไมโครเมตร ความกว้างของช่อง 150 ไมโครเมตร และมี ระยะห่างระหว่างช่อง 300 ไมโครเมตร ดังในรูปที่ 28(ก) จากนั้นนำโพลิเมอร์สีดำเทลงบนแม่แบบบริเวณรอบๆ และระหว่างช่องของไหลโดยให้ความหนาเท่ากับ ความสูงของช่องของไหลทั้งสอง แล้วนำไปอบที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 25 นาที ดังรูปที่ 28(ข) จากนั้นผสม PDMS ชนิดโปร่งแสง Sylgard 184 ในอัตราส่วนน้ำหนัก 10:1 แล้วเทลงบนแม่แบบตามความหนาที่ต้องการ ดังรูปที่ 28(ค) แล้วนำไปอบที่อุณหภูมิ 70-80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ทำการลอกตัวชิปของไหลออกมาจากแม่แบบ จากนั้นนำชิปของไหลและกระจกไปเข้าเครื่องพลาสติกเป็นเวลา 1 นาที นำชิปไปจุ่มลงในเมทานอลแล้วประกบลงบนแผ่นแก้ว นำไปอบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ก็จะได้ชิปของไหลแบบไม่ใช้หน้ากากกันแสง ดังรูปที่ 28(ง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)



(ข)



(ค)

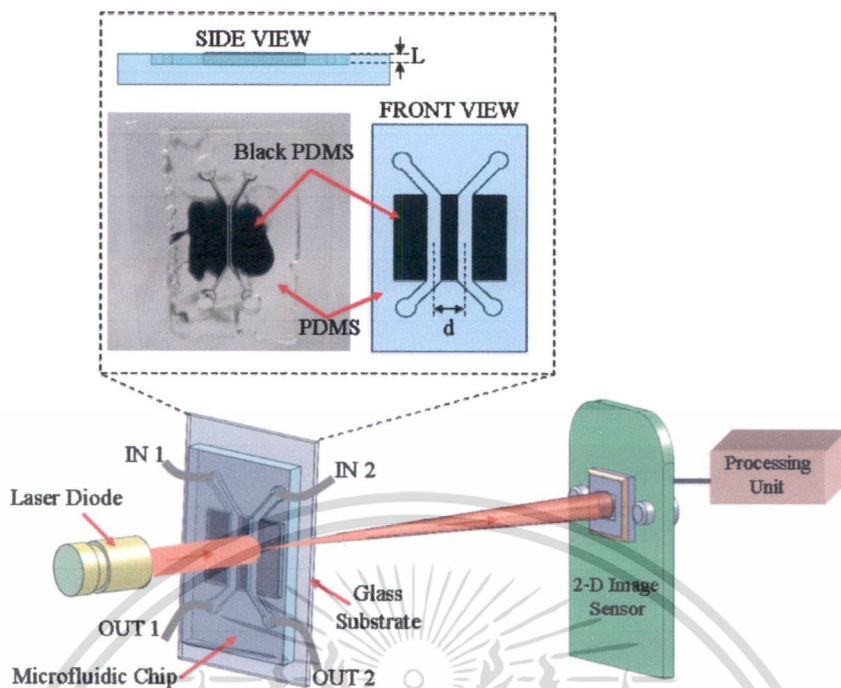
(ง)

รูปที่ 3.28 ชิพของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

### 3.5.3 การทดลองชิพของไหลแบบสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

นำชิปออปโตฟลูอิดิกส์สองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัวไปใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง ซึ่งแหล่งกำเนิดแสงชนิดเลเซอร์ไดโอดซึ่งมีความยาวคลื่น 635 นาโนเมตร ชิพของไหลสองช่องตัวรับภาพสองมิติ ที่มีจำนวนจุด  $1600 \times 1200$  แต่ละจุดมีขนาด 2.8 ไมโครเมตร ที่อยู่ห่างจากชิพของไหล 18 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.29 ชิพออปโตฟลูอิดิกส์สองช่องแบบมีหน้ากักกันแสงในตัวในระบบการแทรกสอดของแสงแบบยัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการวิจัยและวิเคราะห์ผล

ในบทนี้จะขอกล่าวถึงการทดสอบและผลการทดสอบชิปของไหลทั้งสี่แบบที่ได้สร้างขึ้น มาแล้วนำมาใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง โดยทดสอบวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของ สารละลายตัวอย่าง เช่น สารละลายน้ำตาล สารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ โดยการฉีด ตัวอย่างสารละลายเข้าไปยังชิปของไหล แล้วสังเกตการเลื่อนของรีวรอยการแทรกสอดของแสง ซึ่ง ระยะทางที่รีวรอยการแทรกสอดของแสงเลื่อนไปนั้นจะมีความสัมพันธ์กับค่าความเข้มข้นของ สารละลายที่กำลังทำการวัดอยู่ และ เมื่อนำผลที่ได้จากการตรวจวัดนั้นมาวิเคราะห์จะทำให้สามารถรู้ ค่าความไวของระบบตรวจวัด

#### 4.1 การทดสอบและผลการทดสอบชิปของไหลแบบสองช่อง

ทดสอบชิปของไหลแบบสองช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง ที่มีค่าตัวแปร ต่างๆ ดังตารางที่ 4.1

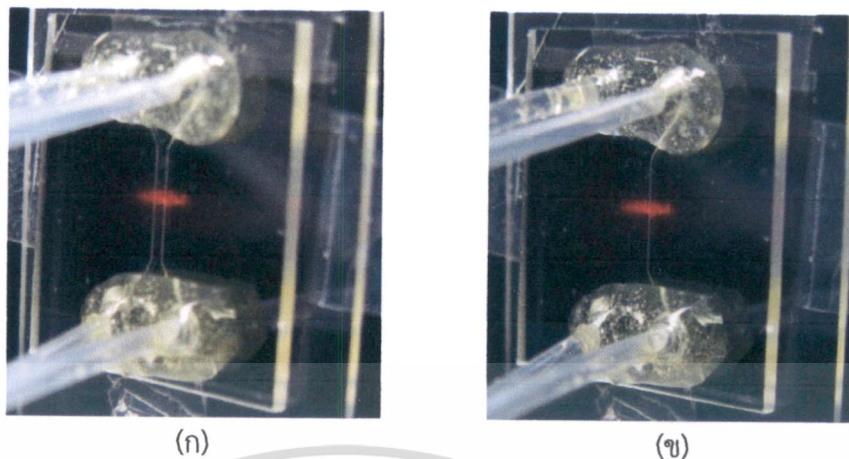
ตารางที่ 4.1 ค่าตัวแปรของชิปของไหลแบบสองช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง

ค่าตัวแปรที่ใช้ในโครงสร้าง	
ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง ( $\lambda$ )	655 นาโนเมตร
ระยะห่างระหว่างช่องสองช่องของหน้ากากบังแสง (d)	900 ไมโครเมตร
ระยะทางจากหน้ากากบังแสงถึงตัวรับภาพสองมิติ (Z)	575 มิลลิเมตร
ความลึกของช่องของไหล (L)	100 ไมโครเมตร
ระยะห่างบนจุดรับภาพ (x)	8.4 ไมโครเมตร

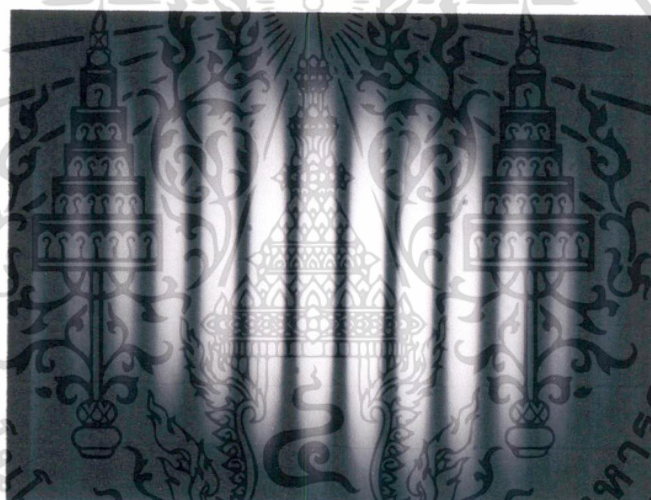
คำนวณหาระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงจากสมการ  $Z\lambda/d$  เมื่อแทนค่าจะได้  $(575 \times 10^{-3} \times 655 \times 10^{-9}) / 900 \times 10^{-6}$  เท่ากับ 418.47 ไมโครเมตร หรือ เท่ากับ  $418.47 / 8.4 = 49.8$  จุด และ ค่าความไวของระบบในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงคำนวณได้จากสมการ  $xd/LZ$  เมื่อแทนค่าได้  $(8.4 \times 10^{-6} \times 900 \times 10^{-6}) / (100 \times 10^{-6} \times 575 \times 10^{-3})$  เท่ากับ  $1.31 \times 10^{-4}$  RIU ต่อหนึ่งจุด

รูปที่ 4.1 แสดงลำแสงขนานรูปวงรีตกกระทบบนชิปของไหลเมื่อลักษณะของไหลที่อยู่ในชิป ทั้งสองช่องเป็นอากาศแสดงได้ดังรูปที่ 4.1(ก) เมื่อทดลองฉีดน้ำเข้าไปในช่องของไหลด้านซ้ายมือ แสดงได้ดังรูปที่ 4.1 (ข) และเมื่อแสงเดินทางผ่านชิปของไหลและหน้ากากบังแสงแล้วไปแทรกสอดบน ตัวรับภาพสองมิติสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 ภาพของไหลเมื่ออยู่ในท่อขนาดเล็ก (ก) เมื่อของไหลทั้งสองช่องเป็นอากาศ และ (ข) ของไหลในช่องด้านซ้ายมือเป็นน้ำ



รูปที่ 4.2 รังรอยการแทรกสอดของแสงจากซิปของไหลแบบสองช่อง

ศึกษาประสิทธิภาพของซิปของไหลแบบสองช่อง โดยการฉีดสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ค่าความเข้มข้นต่างกันห้าค่า คือ 0%, 0.5%, 1.0%, 1.5% และ 2.0% (w/w) ประมาณ 1 มิลลิเมตร และวัดค่าดัชนีหักเหของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างกันห้าค่า ที่วัดด้วยเครื่องรีแฟรคโตมิเตอร์ แสดงได้ดังตารางที่ 4.2

จากนั้นวัดค่าดัชนีหักเหของสารละลายน้ำตาลซูโครสในแต่ละความเข้มข้นด้วยเครื่องรีแฟรคโตมิเตอร์ (Refractometer) ยี่ห้อ ATAGO รุ่น RX-5000 ดังรูปที่ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

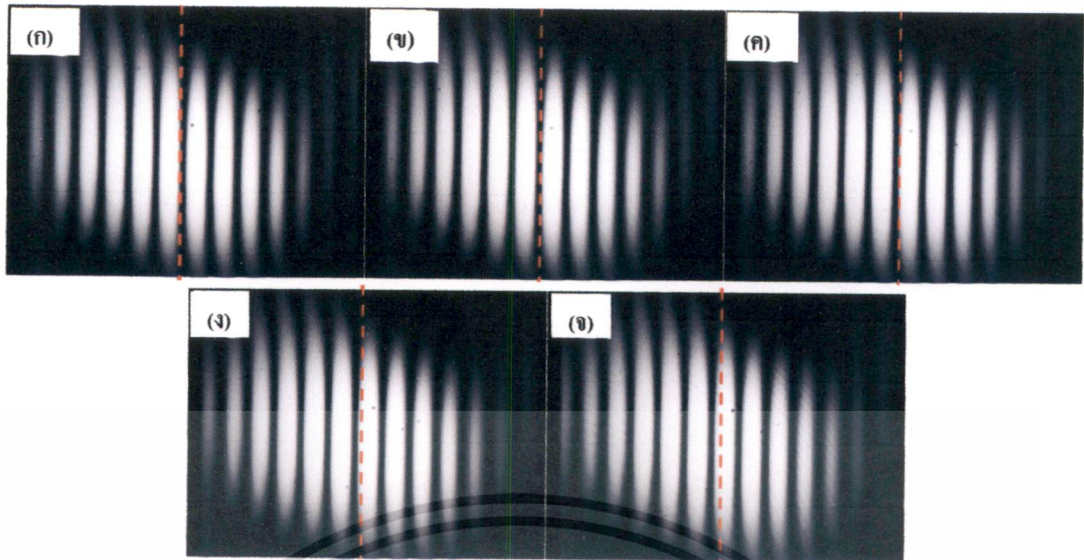


รูปที่ 4.3 เครื่องรีแฟรกโตมิเตอร์

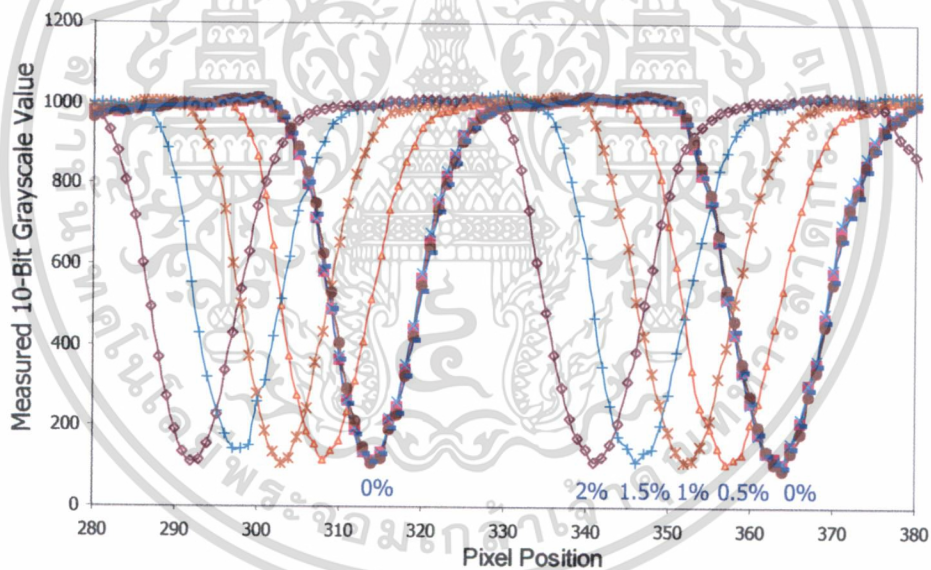
ตารางที่ 4.2 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ความเข้มข้น 0-2%

ความเข้มข้นของ สารละลายน้ำตาลซูโครส (%)	ค่าดัชนีหักเห ของแสง (23°C)	ผลต่างของค่าดัชนี หักเหของแสง ( $\Delta n$ )
0	1.33270	-
0.5	1.33343	0.00073
1	1.33418	0.00075
1.5	1.33486	0.00068
2	1.33559	0.00073

จากรูปที่ 4.4 แสดงภาพรีฟรอกการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ จะพบว่าเมื่อความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสเพิ่มขึ้น รีฟรอกการแทรกสอดของแสงจะเคลื่อนที่ไปทางด้านซ้ายมือ (ในทำนองเดียวกันถ้าเราฉีดสารละลายน้ำตาลซูโครสเข้าไปยังช่องขวามือจะทำให้รีฟรอกการแทรกสอดของแสงเคลื่อนที่ไปทางด้านขวามือ) และในระหว่างการวิเคราะห์สารละลายน้ำตาลซูโครสของแต่ละความเข้มข้นได้ทดลองฉีดน้ำเข้าไปยังช่องของไหลและดูดูน้ำออกมาเพื่อสังเกตตำแหน่งเริ่มต้นของน้ำ (0%) ว่าอยู่ในตำแหน่งเดิมหรือไม่ และจากภาพรีฟรอกการแทรกสอดของแสงในรูปที่ 4.4 สามารถนำสร้างเป็นกราฟของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กัน ได้ดังรูปที่ 4.5 ซึ่งจากการทดลองนี้สามารถหาระยะคาบของการแทรกสอดได้ 49 จุด



รูปที่ 4.4 ร็วรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ (ก) 0% (ข) 0.5% (ค) 1.0% (ง) 1.5% และ (จ) 2%



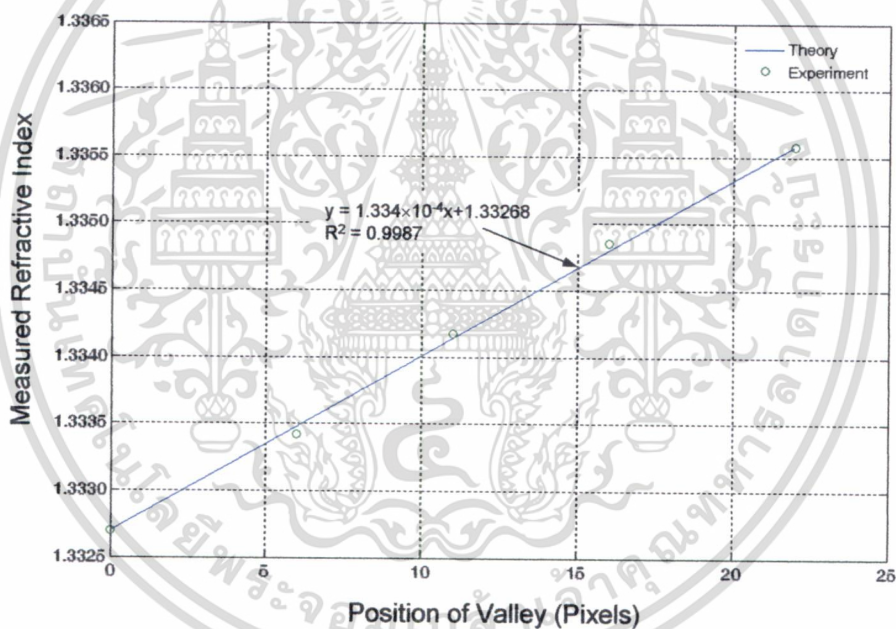
รูปที่ 4.5 การเลื่อนของร็วรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ

จากการเปลี่ยนความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสในข้างต้นตั้งแต่ความเข้มข้น 0% ไปจนถึงความเข้มข้น 2.0% จะทำให้เกิดการเลื่อนของตำแหน่งจุดต่ำสุดนั้น สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.3 และสามารถสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสกับตำแหน่งการเลื่อนของจุดต่ำสุดของร็วรอยการแทรกสอดได้ดังรูปที่ 4.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสกับตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีวรอยการแทรกสอดของแสง

ความเข้มข้นของ สารละลายน้ำตาลซูโครส (%)	ตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีว รอยการแทรกสอด	จำนวนจุด ที่เลื่อน
0	314	-
0.5	308	6
1	303	5
1.5	298	5
2	292	6



รูปที่ 4.6 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีวรอยการแทรกสอดของแสง

จากกราฟความสัมพันธ์ด้านบนทำให้เราได้ค่าความไวของระบบวัดคือ  $1.334 \times 10^{-4}$  RIU จะมีค่าใกล้เคียงกับค่าความไวของชิปของไหลที่ได้จากการคำนวณคือ  $1.31 \times 10^{-6}$  RIU และจากการทดลองพบว่าระยะคาบของลดทอนการแทรกสอดของแสงมีค่าเท่ากับ 49 จุด ทำให้ความไวในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของระบบอยู่ในช่วง  $1.334 \times 10^{-4} - 6.53 \times 10^{-3}$  RIU

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2 การทดสอบและผลการทดสอบชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง

ทดสอบชิปท่อของไหลแบบหนึ่งช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้งโดยตัวแปรต่างๆ จะมีค่าดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ค่าตัวแปรของชิปของไหลแบบหนึ่งช่องในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง

ค่าตัวแปรที่ใช้ในโครงสร้าง	
ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง ( $\lambda$ )	655 นาโนเมตร
ระยะห่างระหว่างช่องสองช่องของหน้ากากบังแสง (d)	600 ไมโครเมตร
ระยะทางจากหน้ากากบังแสงถึงตัวรับภาพสองมิติ (Z)	575 มิลลิเมตร
ความลึกของช่องของไหล (L)	1150 ไมโครเมตร
ระยะห่างบนจุดรับภาพ (x)	8.4 ไมโครเมตร

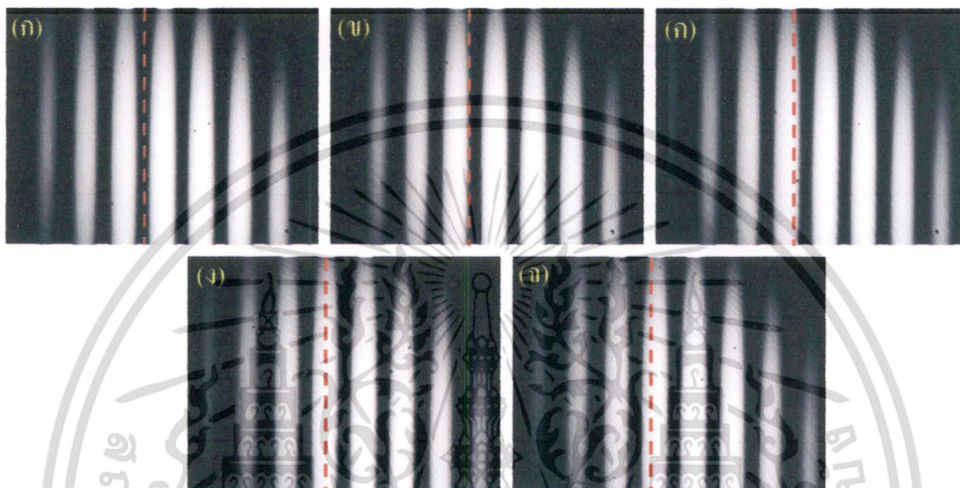
คำนวณหาระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงจากสมการ  $Z\lambda/d$  เมื่อแทนค่าจะได้  $(575 \times 10^{-3} \times 655 \times 10^{-9}) / 600 \times 10^{-6}$  เท่ากับ 627.7 ไมโครเมตร หรือ เท่ากับ  $627.7 / 8.4 = 74.7$  จุด และ ค่าความไวของระบบในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงคำนวณได้จากสมการ  $xd/LZ$  เมื่อแทนค่าได้  $(8.4 \times 10^{-6} \times 600 \times 10^{-6}) / (1150 \times 10^{-6} \times 575 \times 10^{-3})$  เท่ากับ  $7.6 \times 10^{-6}$  RIU ต่อหนึ่งจุด

ในการทดลองนี้จะใช้สารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างกันห้าค่า คือ 0%, 0.05%, 0.1%, 0.15% และ 0.2% (w/w) จากนั้นวัดค่าดัชนีหักเหของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างกันห้าค่าด้วยเครื่องรีแฟรกโตมิเตอร์ แสดงได้ดังตารางที่ 4.5

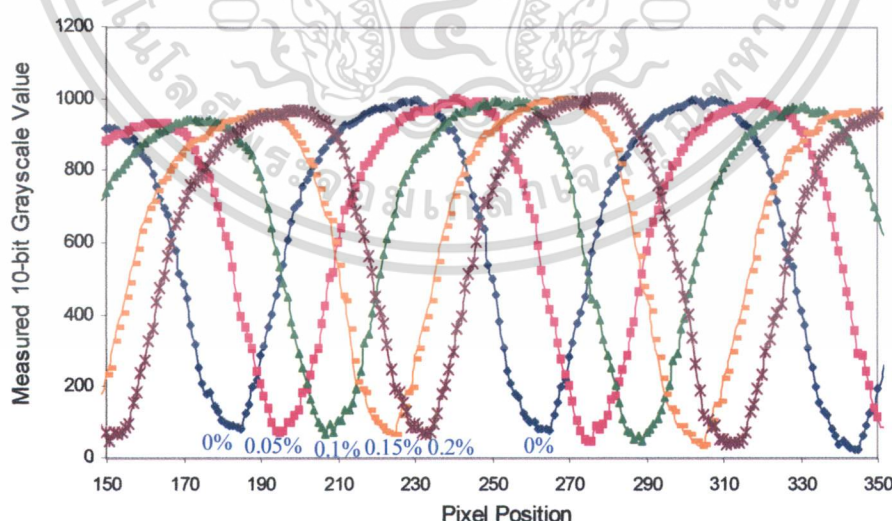
ตารางที่ 4.5 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ความเข้มข้น 0-0.2%

ความเข้มข้นของ สารละลายน้ำตาลซูโครส (%)	ค่าดัชนีหักเห ของแสง (23°C)	ผลต่างของค่าดัชนี หักเหของแสง ( $\Delta n$ )
0	1.33269	-
0.05	1.33277	0.00008
0.1	1.33285	0.00008
0.15	1.33293	0.00008
0.2	1.33300	0.00007

จากรูปที่ 4.7 แสดงภาพร็วรอยการแทรกสอดของแสงสำหรับสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กัน ซึ่งสามารถสังเกตได้ว่าเมื่อความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสเพิ่มขึ้น ร็วรอยการแทรกสอดจะเคลื่อนที่ไปทางด้านขวามือ และสามารถแสดงการเลื่อนของรูปร่างร็วรอยการแทรกสอดเมื่อสารละลายน้ำตาลซูโครสมีค่าความเข้มข้นต่างๆ ตั้งแต่ 0% ถึง 0.2 % โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 0.05 % ดังแสดงในรูปที่ 4.8 ผลจากการทดลองนี้สามารถหาค่าของคาบของลวดลายการแทรกสอดได้ 80 จุด



รูปที่ 4.7 ภาพร็วรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ (ก) 0% (ข) 0.05% (ค) 0.1% (ง) 0.15% และ (จ) 0.2%



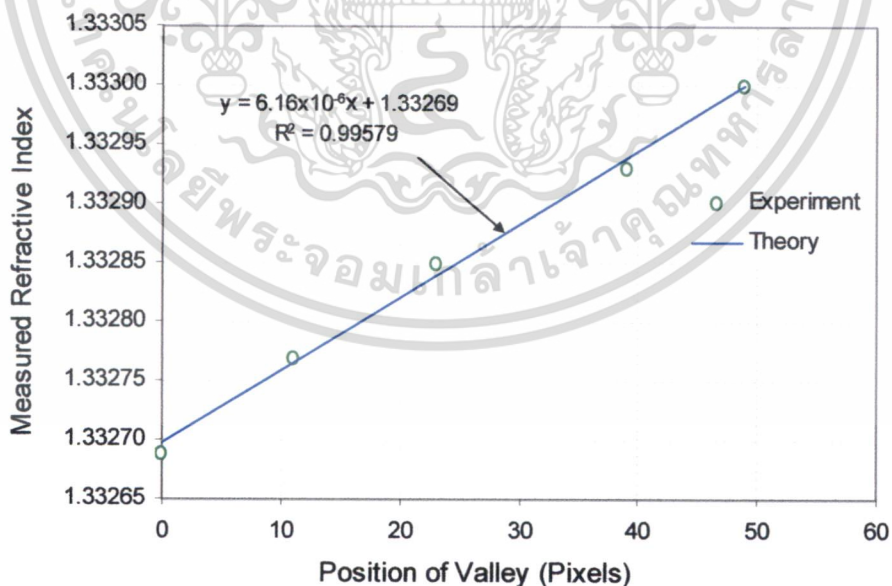
รูปที่ 4.8 การเลื่อนของร็วรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลายน้ำตาลซูโครสที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการเปลี่ยนความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสในข้างต้นโดยเปลี่ยนจากความเข้มข้น 0% ไปจนถึง ความเข้มข้น 0.2% โดยเพิ่มความเข้มข้นครั้งละ 0.05% ซึ่งจะทำให้เกิดการเลื่อนของจุดต่ำสุดนั้นสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.6 และสามารถสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสกับตำแหน่งการเลื่อนของจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดได้ดังแสดงในรูปที่ 4

ตารางที่ 4.6 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครสกับตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง

ความเข้มข้นของสารละลายน้ำตาลซูโครส (%)	ตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง	จำนวนจุดที่เลื่อน
0	185	-
0.05	196	11
0.1	208	12
0.15	224	16
0.2	234	10



รูปที่ 4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการเส้นตรงทำให้เราได้ค่าความไวของระบบวัดคือ  $6.16 \times 10^{-6}$  RIU ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับค่าความไวของชิปของไหลจากการคำนวณมาได้ที  $7.6 \times 10^{-6}$  RIU และจากการทดลองพบว่าระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงมีค่าเท่ากับ 80 จุด ทำให้ความไวในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของระบบอยู่ในช่วง  $6.16 \times 10^{-6} - 4.92 \times 10^{-4}$  RIU

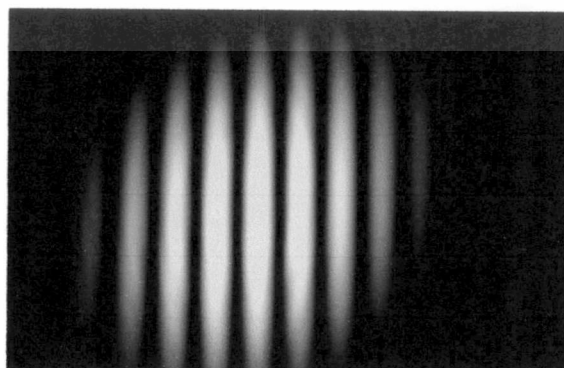
#### 4.3 การทดสอบและผลการทดสอบชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น

ทดสอบชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้นในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้งโดยตัวแปรต่างๆ จะมีค่าดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 ค่าตัวแปรของชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้นในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง

ค่าตัวแปรที่ใช้ในโครงสร้าง	
ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง ( $\lambda$ )	635 นาโนเมตร
ระยะห่างระหว่างช่องสองช่องของหน้ากากบังแสง (d)	400 ไมโครเมตร
ระยะทางจากหน้ากากบังแสงถึงตัวรับภาพสองมิติ (Z)	205 มิลลิเมตร
ความลึกของช่องของไหล (L)	1000 ไมโครเมตร
ระยะห่างบนจุดรับภาพ (x)	2.8 ไมโครเมตร

คำนวณหาระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงจากสมการ  $Z\lambda/d$  เมื่อแทนค่าจะได้  $(205 \times 10^{-3} \times 635 \times 10^{-9}) / 400 \times 10^{-6}$  เท่ากับ 325.43 ไมโครเมตร หรือ เท่ากับ  $325.43 / 2.8 = 116.2$  จุด และ ค่าความไวของระบบในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงคำนวณได้จากสมการ  $xd/LZ$  เมื่อแทนค่าได้  $(2.8 \times 10^{-6} \times 400 \times 10^{-6}) / (1000 \times 10^{-6} \times 205 \times 10^{-3})$  เท่ากับ  $5.46 \times 10^{-6}$  RIU ต่อหนึ่งจุด เมื่อแสงเดินทางผ่านชิปของไหลและหน้ากากบังแสงแล้วไปแทรกสอดบนตัวรับภาพสองมิติสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.10



เอกสารนี้เป็นรูปที่ 4.10 รั้วรอยการแทรกสอดของแสงจากชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชั้น ในการคำนวณค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทดสอบวัดสารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ซาลีน (Phosphate Buffered Saline (PBS)) ซึ่งเป็นสารละลายที่นิยมใช้ในงานวิจัยทางชีววิทยา โดยจะเตรียมสารละลายฟอสเฟสบัฟเฟอร์ซาลีนที่มีความเข้มข้น 10X ดังนี้

1. ปรับละลายสารดังต่อไปนี้ในน้ำกลั่นปริมาตร 800 มิลลิลิตร
  - โซเดียมคลอไรด์ (NaCl) 80 กรัม
  - โพแทสเซียมคลอไรด์ (KCl) 2.0 กรัม
  - โซเดียมไฮโดรเจนฟอสเฟส ( $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ) 14.4 กรัม
  - โพแทสเซียมไดไฮโดรเจนฟอสเฟต ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ ) 2.4 กรัม

2. ปรับค่า pH ให้เท่ากับ 7.4 ด้วย 0.1 โมลลาร์ ไฮโดรคลอริก

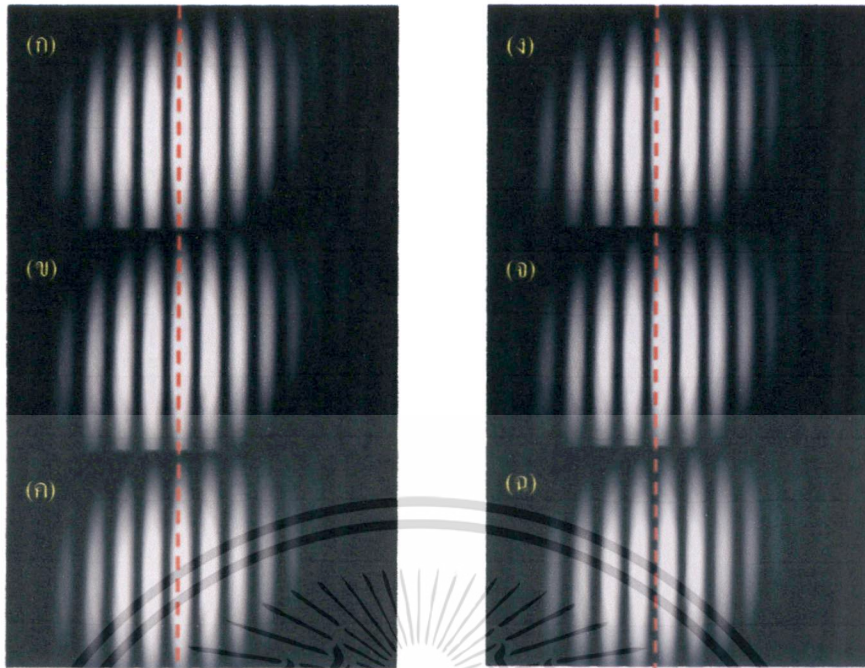
3. ปรับปริมาตรสุดท้ายด้วยน้ำกลั่นให้เท่ากับ 1000 มิลลิลิตร

ทำการเจือจางสารละลายบัฟเฟอร์ PBS ให้มีความเข้มข้น 0X (น้ำที่ปราศจากไอออน), 0.05X, 0.1X, 0.15X, 0.2X และ PBS 1X แล้ววัดค่าดัชนีหักเหของแสงด้วยกับเครื่องรีแฟรกโตมิเตอร์ในแต่ละความเข้มข้นผลที่ได้เป็นดังตารางที่ 4.8

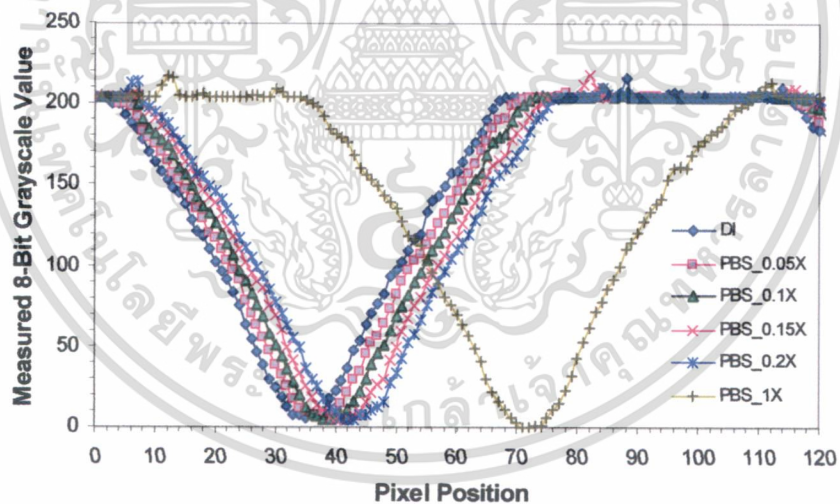
ตารางที่ 4.8 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย PBS ที่ความเข้มข้น 0X-1X

ความเข้มข้นของ สารละลาย PBS	ค่าดัชนีหักเห ของแสง (25°C)	ผลต่างของค่าดัชนี หักเหของแสง( $\Delta n$ )
0X	1.33250	-
0.05X	1.33251	0.00001
0.1X	1.33251	0.00000
0.15X	1.33252	0.00001
0.2X	1.33253	0.00001
1X	1.33270	0.00017

เมื่อฉีดสารละลาย PBS ที่มีความเข้มข้นต่างๆ เข้าไปในระบบวัดโดยในรูปที่ 4.11 แสดงภาพวีรรอยการแทรกสอดของแสงสำหรับสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กัน ซึ่งจะพบว่าเมื่อความเข้มข้นของสารละลาย PBS เพิ่มขึ้น วีรรอยการแทรกสอดของแสงจะเคลื่อนที่ไปทางด้านขวามือ และจากภาพวีรรอยการแทรกสอดของแสงในรูปที่ 4.11 สามารถนำมาสร้างเป็นกราฟของลวดลายการแทรกสอดสำหรับสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กัน ได้ดังรูปที่ 4.12 และสามารถหาระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงได้ประมาณ 120 จุด



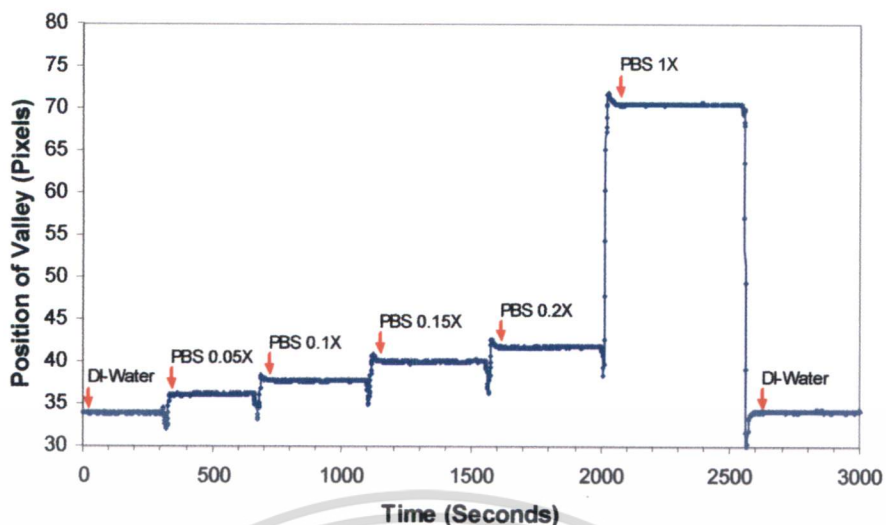
รูปที่ 4.11 ภาพวีรรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ (ก) 0X (ข) 0.05X (ค) 0.1X (ง) 0.15X (จ) 0.2X และ (ฉ) 1X



รูปที่ 4.12 การเลื่อนของวีรรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ

นอกจากนี้ยังได้ศึกษาความเสถียรของระบบด้วยการฉีดสารละลาย PBS ที่มีความเข้มข้นต่างๆ เข้าไปในชิปแล้วทิ้งไว้เป็นเวลาประมาณ 300 วินาที จากนั้นสังเกตการณ์เลื่อนของตำแหน่งต่ำสุดซึ่งจะมีการเลื่อนน้อยกว่าหนึ่งจุดรับภาพ ดังรูปที่ 4.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



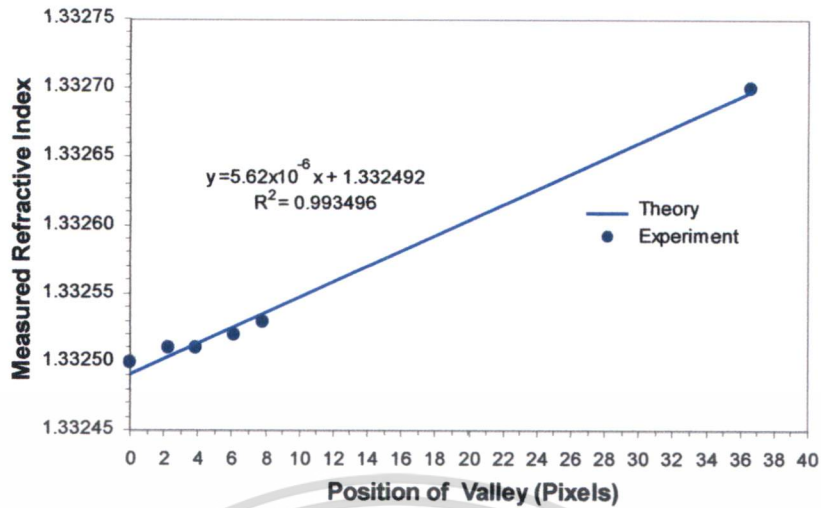
รูปที่ 4.13 ความสัมพันธ์ของตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสงกับสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ

การเปลี่ยนตำแหน่งของจุดต่ำสุดเมื่อความเข้มข้นของสารละลาย PBS เพิ่มขึ้นจากความเข้มข้น 0X ไปจนถึงความเข้มข้น 1X ด้วยอัตราการเพิ่มความเข้มข้นที่ 0.05X สรุปได้ดังตารางที่ 4.9 และความสัมพันธ์ระหว่างค่าค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย PBS กับตำแหน่งการเลื่อนของจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดแสดงได้ดังรูปที่ 4.14 ซึ่งชี้ให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นให้ความไวของการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงที่  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU ต่อจุด

ตารางที่ 4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลาย PBS กับตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง

ความเข้มข้นของสารละลาย PBS	ตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง	จำนวนของจุดที่เลื่อน
0X	34	-
0.05X	36	2
0.1X	38	2
0.15X	40	2
0.2X	42	2
1X	71	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีรอยการแทรกสอดของแสง

ระบบที่พัฒนาขึ้นให้ความไวของการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงที่  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU ต่อจุด ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับทฤษฎีที่คำนวณได้คือ  $5.46 \times 10^{-6}$  RIU ต่อจุด RIU และจากการทดลองพบว่าระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงมีค่าเท่ากับ 120 จุด ให้ความไวในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของระบบอยู่ในช่วง  $5.62 \times 10^{-6} - 6.74 \times 10^{-4}$  RIU

#### 4.4 การทดสอบและผลการทดสอบชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัว

ทดสอบชิปท่อของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัวในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบย้ง โดยตัวแปรต่างๆ จะมีค่าดังตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 ค่าตัวแปรของชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้ากากกันแสงในตัวในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบย้ง

ค่าตัวแปรที่ใช้ในโครงสร้าง	
ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง ( $\lambda$ )	635 นาโนเมตร
ระยะห่างระหว่างช่องสองช่องของหน้ากากบังแสง (d)	300 ไมโครเมตร
ระยะทางจากหน้ากากบังแสงถึงตัวรับภาพสองมิติ (Z)	180 มิลลิเมตร
ความลึกของช่องของไหล (L)	100 ไมโครเมตร
ระยะห่างบนจุดรับภาพ (x)	2.8 ไมโครเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

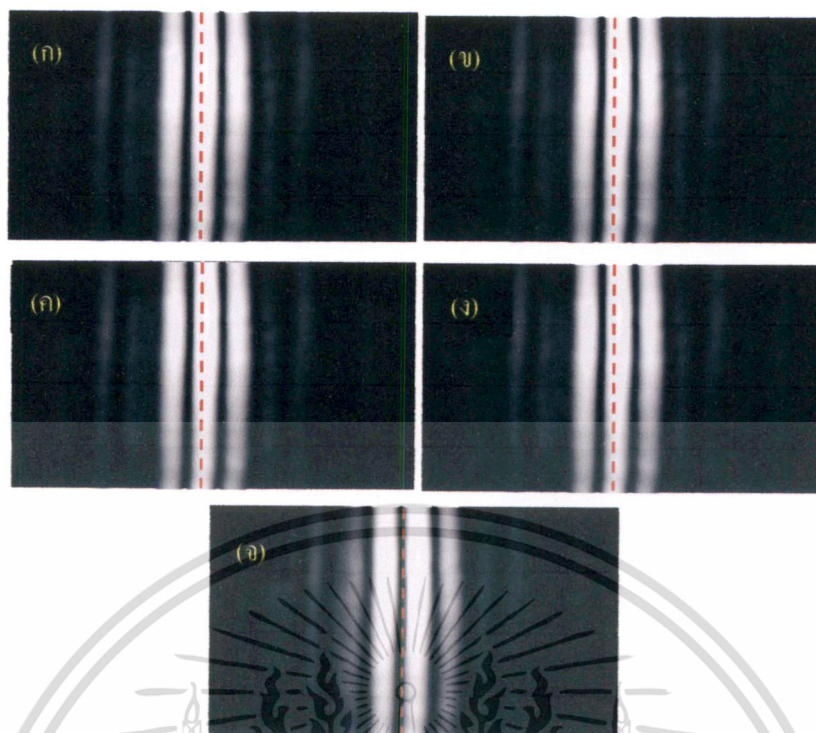
คำนวณหาระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงจากสมการ  $Z\lambda/d$  เมื่อแทนค่าจะได้  $(180 \times 10^{-3} \times 635 \times 10^{-9}) / 300 \times 10^{-6}$  เท่ากับ 381 ไมโครเมตร หรือ เท่ากับ  $381 / 2.8 = 136$  จุด และ ค่าความไวของระบบในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงคำนวณได้จากสมการ  $xd/LZ$  เมื่อแทนค่าได้  $(2.8 \times 10^{-6} \times 300 \times 10^{-6}) / (100 \times 10^{-6} \times 180 \times 10^{-3})$  เท่ากับ  $4.67 \times 10^{-5}$  RIU ต่อหนึ่งจุด

ทำการเจือจางสารละลายบัฟเฟอร์ PBS ให้มีความเข้มข้น 0X, 0.2X, 0.7X, 1X และ PBS 10X แล้ววัดค่าดัชนีหักเหของแสงด้วยกับเครื่องรีแฟรกโตมิเตอร์ในแต่ละความเข้มข้นผลที่ได้เป็นดังตารางที่ 4.11

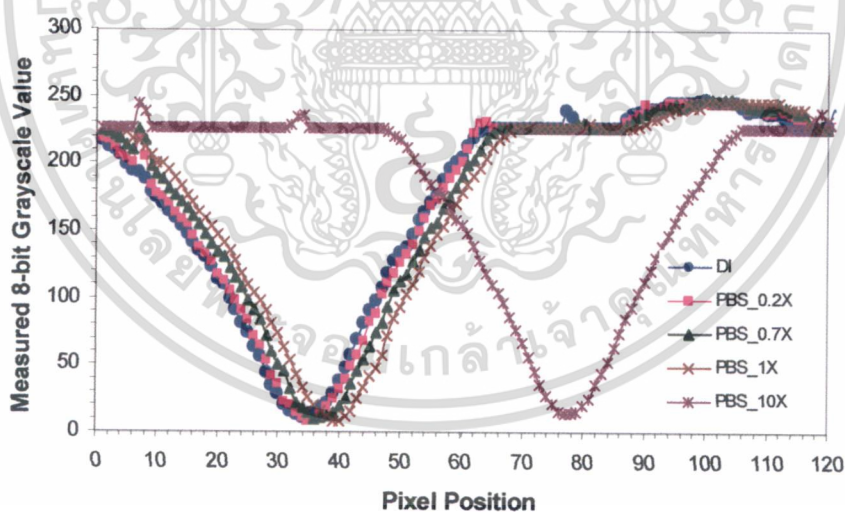
ตารางที่ 4.11 ค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย PBS ที่ความเข้มข้น 0X-10X

ความเข้มข้นของ สารละลาย PBS	ค่าดัชนีหักเหของแสง (ที่ 25°C)	ค่าผลต่างของ ค่าดัชนีหักเห ( $\Delta n$ )
0X	1.33250	-
0.2X	1.33253	0.00003
0.7X	1.33265	0.00012
1X	1.33270	0.00005
10X	1.33449	0.00179

ฉีดสารละลาย PBS ที่มีความเข้มข้น 0X, 0.2X, 0.7X, 1.0X และ 10X เข้าไปในระบบวัดโดยในรูปที่ 4.15 ได้แสดงภาพรีวรอยการแทรกสอดของแสงสำหรับสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กัน ซึ่งจะพบว่าเมื่อความเข้มข้นของสารละลาย PBS เพิ่มขึ้น รีวรอยการแทรกสอดของแสงจะเคลื่อนที่ไปทางด้านขวามือ และจากภาพรีวรอยการแทรกสอดของแสงในรูปที่ 4.15 สามารถนำมาสร้างเป็นกราฟของลวดลายการแทรกสอดสำหรับสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ กัน ได้ดังรูปที่ 4.16 และสามารถหาระยะคาบของการแทรกสอดของแสงได้ 133 จุด



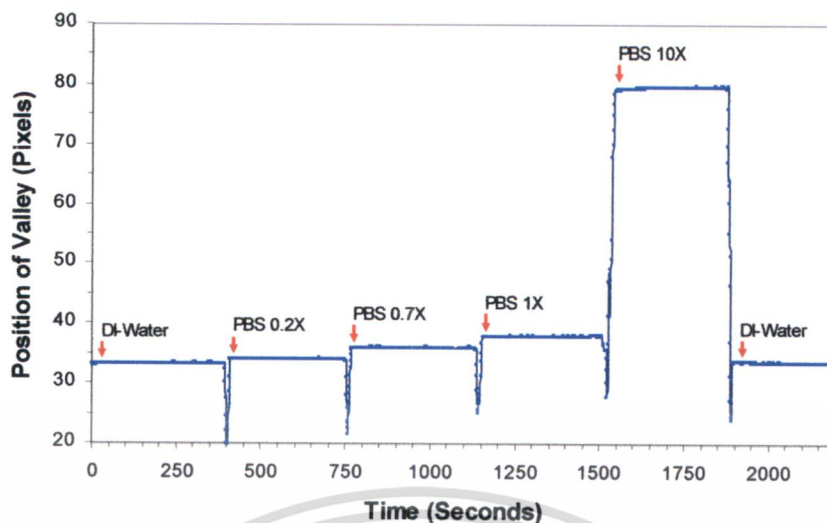
รูปที่ 4.15 ภาพร็วรอยการแทรกสอดของแสงของสารละลาย PBS ที่มีค่าความเข้มข้นต่างๆ (ก) 0X (ข) 0.2X (ค) 0.7X (ง) 1.0X และ (จ) 10X



รูปที่ 4.16 การเลื่อนของร็วรอยการแทรกสอดเมื่อสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ

นอกจากนี้ยังได้ศึกษาความเสถียรของระบบด้วยการฉีดสารละลาย PBS ที่มีความเข้มข้นต่างๆ เข้าไปในชิปแล้วทิ้งไว้เป็นเวลาประมาณ 300-400 วินาที จากนั้นสังเกตการเลื่อนของตำแหน่งต่ำสุดซึ่งจะมีการเลื่อนน้อยกว่าหนึ่งจุดรับภาพ ดังรูปที่ 4.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

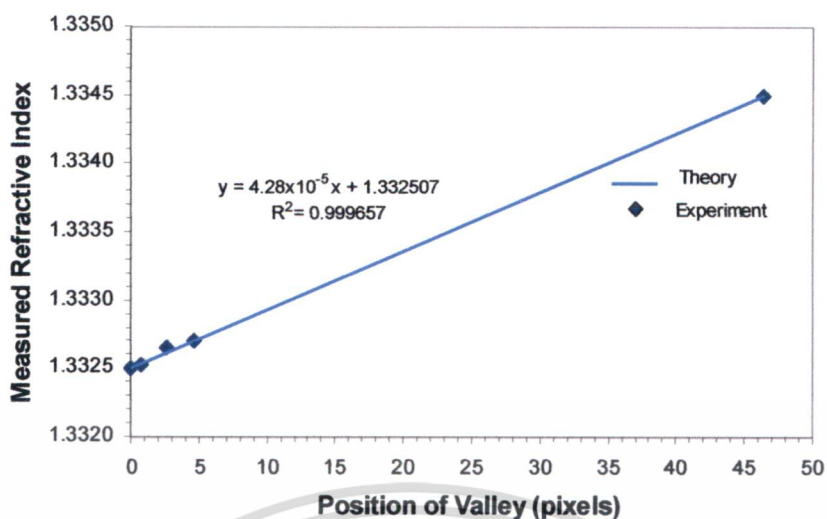


รูปที่ 4.17 ความสัมพันธ์ของตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสงกับสารละลาย PBS ที่ค่าความเข้มข้นต่างๆ

การเปลี่ยนตำแหน่งของจุดต่ำสุดเมื่อความเข้มข้นของสารละลาย PBS เพิ่มขึ้นจากความเข้มข้น 0X ไปจนถึงความเข้มข้น 10X สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.12 และความสัมพันธ์ระหว่างค่าดัชนีหักเหของแสงของสารละลาย PBS กับตำแหน่งการเลื่อนของจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดแสดงได้ดังรูปที่ 16 ซึ่งชี้ให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นให้ความไวของการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงที่  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU ต่อจุด

ตารางที่ 4.12 ความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของสารละลาย PBS กับตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอด

ความเข้มข้นของสารละลาย PBS	ตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง	จำนวนจุดที่เลื่อน
0X	33	-
0.2X	34	1
0.7X	36	2
1X	38	2
10X	80	42



รูปที่ 4.18 ความสัมพันธ์ระหว่างการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงและตำแหน่งจุดต่ำสุดของรีฟรอยการแทรกสอดของแสง

ระบบที่พัฒนาขึ้นมีความไวในการตรวจวัดค่าดัชนีหักเหของแสงที่  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU ต่อจุด ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับทฤษฎีที่คำนวณได้คือ  $4.67 \times 10^{-5}$  RIU ต่อจุด และจากการทดลองพบว่าระยะคาบของลวดลายการแทรกสอดของแสงมีค่าเท่ากับ 133 จุด ทำให้ความไวในการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของระบบอยู่ในช่วง  $4.28 \times 10^{-5} - 5.69 \times 10^{-3}$  RIU

## บทที่ 5

# สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการดำเนินงานวิจัย

จากความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้คือ การออกแบบและสร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์เพื่อวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลายในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง สามารถสรุปได้ดังนี้

ออกแบบและสร้างชิปของไหลจำนวนสี่แบบ ได้แก่ ชิปของไหลแบบสองช่อง ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง ชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น และ ชิปของไหลสองช่องแบบมีหน้าากกั้นแสงในตัว ชิปของไหลสร้างจากโพลีเมอร์ PDMS แล้วประกบติดอยู่บนแผ่นแก้วสำหรับนำไปใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดทางแสงแบบยั้ง ซึ่งมีเลเซอร์เป็นแหล่งกำเนิดแสงส่งลำแสงขนานไปตกกระทบบนชิปของไหล ลำแสงจะผ่านช่องของไหลไปยังหน้าากกั้นแสงแบบสองช่องที่อยู่อีกด้านหนึ่งทำให้เกิดเป็นลำแสงใหม่สองลำแสงเดินทางผ่านอากาศไปแทรกสอดกันที่ตัวรับภาพแบบสองมิติ นำของไหลทั้งสองแบบไปใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง เพื่อวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลายที่เคลื่อนที่อยู่ในช่องของไหล แล้วสังเกตการณ์เลื่อนของริ้วรอยการแทรกสอดของแสง ซึ่งระยะทางที่ริ้วรอยการแทรกสอดของแสงเลื่อนไปนั้นจะสัมพันธ์กับค่าความเข้มข้นของสารละลายที่กำลังตรวจวัด สามารถวิเคราะห์ผลที่ได้จากจากทดสอบเพื่อหาค่าความไวของระบบวัดได้ ค่าความไวของระบบขึ้นอยู่กับค่าของตัวแปรสี่ตัวแปร ได้แก่ ระยะห่างระหว่างช่องแสงสองช่อง ( $d$ ) ระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ ( $x$ ) ระยะทางจากชิปของไหลถึงตัวรับภาพ ( $Z$ ) และความลึกของช่องของไหล ( $L$ ) ชิปของไหลสองแบบแรกถูกนำมาใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยั้ง ที่มีระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ 8.4 ไมโครเมตร และมีระยะห่างระหว่างจากชิปของไหลถึงตัวรับภาพสองมิติ 575 มิลลิเมตร คือ ชิปของไหลแบบสองช่อง และ ชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง โดยชิปของไหลแบบสองช่องมีความลึก 100 ไมโครเมตร และมีระยะห่างระหว่างช่องแสง 900 ไมโครเมตร ส่งผลให้ระบบวัดมีค่าความไว  $1.33 \times 10^{-4}$  RIU ต่อจุด เมื่อต้องการเพิ่มความไวในการตรวจวัดให้ดีขึ้นสามารถทำได้โดยการเพิ่มขนาดความลึกของช่องของไหล และ ลดระยะห่างระหว่างช่องแสงลง จึงได้ทำการสร้างชิปของไหลแบบหนึ่งช่อง มีความลึกของช่อง 1150 ไมโครเมตร มีระยะห่างระหว่างช่องแสง 600 ไมโครเมตร ทำให้ระบบวัดมีค่าความไวสูงถึง  $6.16 \times 10^{-6}$  RIU ต่อจุด แต่เนื่องจากมีลำแสงเดินทางผ่านของไหลเพียงช่องเดียว ส่วนลำแสงอีกลำหนึ่งจะผ่านส่วนของโพลีเมอร์ที่เป็นตัวชิปของไหล ซึ่งค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวกลางทั้งสองมีค่าต่างกันมากส่งผลให้ความเสถียรของระบบลดลง เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้สร้างชิปของไหลแบบที่สามที่เป็นชิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น แต่ละช่องมีความลึก 1000 ไมโครเมตร มีระยะห่างระหว่างช่องแสง 400 ไมโครเมตร อีกทั้ง

ยังได้ลดขนาดของโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยังให้มีขนาดเล็กลง โดยมีระยะห่างระหว่างซิปของไหลถึงตัวรับภาพ 205 มิลลิเมตร และมีระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ 2.8 ไมโครเมตร ทำให้ค่าความไวเพิ่มขึ้นเป็น  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU แต่อย่างไรก็ตามซิปของไหลทั้งสามแบบที่ได้สร้างขึ้นมานั้นต้องอาศัยหน้ากากบังแสง ซึ่งส่งผลให้เกิดความยุ่งยากในการจัดตำแหน่งของช่องแสงและตำแหน่งของช่องของไหลให้ตรงกัน เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้สร้างซิปของไหลแบบสองช่องที่มีหน้ากากกันแสงในตัวขึ้นมา แต่ละช่องมีความลึก 100 ไมโครเมตร มีระยะห่างระหว่างช่องแสง 300 ไมโครเมตร นำไปใช้ในโครงสร้างแบบการแทรกสอดของแสงแบบยังที่มีระยะห่างระหว่างซิปของไหลถึงตัวรับภาพ 180 มิลลิเมตรและมีระยะห่างระหว่างจุดของตัวรับภาพ 2.8 ไมโครเมตร ทำให้ได้ค่าความไวของระบบที่  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU จากการสร้างซิปของไหลทั้งสี่แบบนี้ทำให้ได้ค่าความไวของระบบตั้งแต่  $5.62 \times 10^{-6}$  ถึง  $1.33 \times 10^{-4}$  RIU และสามารถสร้างให้ระบบมีความไวที่เพิ่มขึ้นได้โดยการปรับเปลี่ยนตัวแปรทั้งสี่ตัวแปรให้เหมาะสมเพื่อสามารถนำไปพัฒนากับงานที่ต้องการตรวจวัดในอนาคตได้ เช่น การตรวจวัดทางชีวภาพ

ถ้ากำหนดให้ค่าตัวแปรต่างๆ ของซิปของไหลทั้งสี่แบบและระบบโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง เป็นค่าเดียวกันส่งผลให้ค่าความไวของทุกโครงสร้างมีค่าเท่ากัน ดังนั้นเราสามารถศึกษาผลกระทบจากตัวแปรอื่นๆ เพื่อเป็นทางเลือกสำหรับเลือกใช้ซิปของไหลในแต่ละแบบ สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 ตัวแปรที่ส่งผลกระทบต่อซิปของไหลทั้งสี่แบบ

ตัวแปร	A	B	C	D
ความง่ายในการสร้าง	√	×	√	×
ไม่ต้องใช้หน้ากากบังแสง	×	×	×	√
ไม่ได้รับผลกระทบจากอุณหภูมิแวดล้อม	×	√	√	√
ต้นทุนในการสร้าง	√	×	√	×
เวลาในการสร้าง	√	×	√	×

หมายเหตุ A: ซิปของไหลแบบหนึ่งช่อง

B: ซิปของไหลแบบสองช่อง

C: ซิปของไหลแบบหนึ่งช่องประกบติดกันสองชิ้น

D: ซิปของไหลแบบสองช่องที่มีหน้ากากกันแสงในตัว

## 5.2 ปัญหาและแนวทางแก้ไข

5.2.1 ในกระบวนการสร้างชิปของไหลบางครั้งจะมีฟองอากาศเกิดขึ้นภายในตัวชิปของไหล ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่ต้องดูดเอาฟองอากาศออกจากเนื้อโพลิเมอร์ PDMS ให้หมด เพราะถ้ามีฟองอากาศหลงเหลืออยู่ จะทำให้ตัวชิปของไหลมีลักษณะเป็นรูพรุนเกิดขึ้นภายในตัวชิปของไหล

5.2.2 การประกบชิปของไหลบนแผ่นแก้วในบางครั้งจะประกบติดกันไม่ได้ไม่ติด อาจมีสาเหตุมาจากขั้นตอนการทำความสะอาดแผ่นแก้ว หรือ ชิปของไหลมีสิ่งสกปรกติดอยู่ ดังนั้นจะต้องระมัดระวังการติดของสิ่งสกปรกด้วย

5.2.3 การจัดวางตำแหน่งของช่องแสงสองช่องของหน้ากากบังแสง จะต้องมิตำแหน่งที่ตรงกับช่องของไหลด้วย

## 5.3 ข้อเสนอแนะของงานวิจัย

จากการดำเนินงานวิจัย ทำให้สามารถที่จะออกแบบและสร้างชิปออปโตฟลูอิดิกส์ เพื่อนำไปใช้ในโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง เพื่อหาวัตต์ค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลาย ซึ่งจากความรู้และประสบการณ์ที่ได้รับจากการดำเนินงานวิจัยทำให้สามารถที่จะนำมาพัฒนางานวิจัยให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้นโดยจะเสนอแนะในเรื่องที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยหรือการพัฒนางานวิจัย ดังต่อไปนี้

5.3.1 เนื่องจากอุณหภูมิของระบบและสภาพแวดล้อมที่เปลี่ยนแปลงไป จะส่งผลต่อการวัดค่าดัชนีหักเหของแสงของตัวอย่างสารละลาย ทำให้รีจอยการแทรกสอดของแสงเลื่อนไป ดังนั้นภายในระบบจะต้องมีตัวควบคุมอุณหภูมิให้คงที่

5.3.2 การเพิ่มความไวของการวัดให้มีค่าที่สูงขึ้นสามารถกำหนดได้โดยตัวแปรค่าต่างๆ จากชิปของไหลและโครงสร้างการแทรกสอดของแสงแบบยัง

## เอกสารอ้างอิง

- [1] D. Psaltis, S. R. Quake, and C. Yang, “Developing optofluidic technology through the fusion of microfluidics and optics,” **Nature**, Vol. 442 (2006), pp. 381–386.
- [2] V. R. Horowitz, D. D. Awschalom, and S. Pennathur, “Optofluidics: Field or technique?,” **Lab. Chip**, Vol. 8 (2008), pp. 1856–1863.
- [3] A. Groisman, S. Zamek, K. Campbell, L. Pang, U. Levy, and Y. Fainman, “Optofluidic 1x4 switch,” **Optics Express**, Vol. 16 (2008), pp. 13499-13508.
- [4] S. Calixto, F. J. Sanchez-Marin, and M. Rosete-Aguilar, “Pressure sensor with optofluidic configuration,” **Applied Optics**, Vol. 47 (2008), pp. 6580-6585.
- [5] P. Domachuk, H. Perry, M. Cronin-Golomb, and F. G. Omenetto, “Towards an integrated optofluidic diffractive spectrometer,” **IEEE Photonics Technology Letters**, Vol. 19 (2007), pp. 1976-1978.
- [6] X. Cui, L. M. Lee, X. Heng, W. Zhong, P. W. Sternberg, D. Psaltis, and C. Yang, “Lensless high-resolution on-chip optofluidic microscopes for *Caenorhabditis elegans* and cell imaging,” **PNAS**, Vol. 105 (2008), pp. 10670-10675.
- [7] H. Shao, W. Wang, S. E. Lana, and K. L. Lear, “Optofluidic intracavity spectroscopy of canine lymphoma and lymphocytes,” **IEEE Photonics Technology Letters**, Vol. 20 (2008), pp. 493–495.
- [8] A. Ksendzon and Y. Lin, “Integrated optics ring-resonator sensors for protein detection,” **Optics Letters**, Vol. 30 (2005), pp. 3344–3346.
- [9] J. M. White, H. Oveys, and X. Fan, “Liquid-core optical ring-resonator sensors,” **Optics Letters**, Vol. 31 (2006), pp. 1319–1321.
- [10] H.- S. Lee, G.- D. Kim, and S.- S. Lee, “Temperature compensated refractometric biosensor exploiting ring resonators,” **IEEE Photonics Technology Letters**, Vol. 21 (2009), pp. 1136-1138.
- [11] A. Ksendzon and Y. Lin, “Integrated optics ring-resonator sensors for protein detection,” **Optics Letters**, Vol. 30 (2005), pp. 3344–3346.
- [12] C. J. Choi, I. D. Block, B. Bole, D. Dralle, and B. T. Cunningham, “Label-free photonic crystal biosensor integrated microfluidic chip for determination of kinetic reaction rate constants,” **IEEE Sensors Journal**, Vol. 9 (2009), pp. 1697–1704.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [13] O. Frazão, P. Caldas, J. L. Santos, P. V. S. Marques, C. Turck, D. J. Lougnot, and O. Soppera, “Fabry-Perot refractometer based on an end-of-fiber polymer tip,” **Optics. Letters**, Vol. 34 (2009), pp. 2474–2476.
- [14] A. Crespi, Y. Gu, B. Ngamsom, H. J. W. M. Hoekstra, C. Dongre, M. Pollnau, R. Ramponi, H. H. van den Vlekkert, P. Watts, G. Cerullo, and R. Osellame, “Three-dimensional Mach-Zehnder interferometer in a microfluidic chip for spatially-resolved label-free detection,” **Lab. Chip**, Vol. 10 (2010), pp. 1167–1173.
- [15] H. Yu, G. Zhou, F. S. Chau, and F. Lee, “Phase-transmission-grating based compact optofluidic refractometer,” **Optics. Letters**, Vol. 34 (2009), pp. 1753–1755.
- [16] A. Densmore, D.-X. Xu, P. Waldron, S. Janz, J. Lapointe, A. Delâge, B. Lamontagne, J. H. Schmid, and E. Post, “A silicon-on-insulator photonic wire based evanescent field sensor,” **IEEE Photonics Technology Letters**, Vol. 18 (2006), pp. 2520–2522.
- [17] B. Sepúlveda, J. Sánchez del Río, M. Moreno, F. J. Blanco, K. Mayora, C. Domínguez, and L. M. Lechuga, “Optical biosensor microsystems based on the integration of highly sensitive Mach-Zehnder interferometer devices,” **Journal of Optics A: Pure and Applied Optics**, Vol. 8 (2006), pp. S561–S566.
- [18] A. Brandenburg, “Differential refractometry by an integrated-optical Young interferometer,” **Sensors and Actuators B**, Vol. 38–39 (1997), pp. 266–271.
- [19] A. Ymeti, J. S. Kanger, J. Greve, G. A. J. Besselink, P. V. Lambeck, R. Wijn, and R. G. Heideman, “Integration of microfluidics with a four-channel integrated optical Young interferometer immunosensor,” **Biosensors and Bioelectronics**, Vol. 20 (2005), pp. 1417–1421.
- [20] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, “A highly sensitive optofluidics-based refractometer in a Young interferometer design,” in **Proceeding SPIE**, vol. 7726 (2010), p. 77260Y.
- [21] K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn, and J. Nukeaw, “Highly-sensitive optofluidics-based single-flow-channel refractometer structure,” in **IQEC/CLEO** (2011), pp. 1311 – 1313.
- [22] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, “A free-space interferometric refractometer structure with simple microfluidic chips,” **IEEE Sensors. Journal**, Vol. 12 (2012), pp. 404–409.

- [23] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "Sandwiched microfluidic chip-based interferometric refractometer," **Proceeding IEEE Sensors Conference.**, 2012, pp. 717–720.
- [24] K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn and J. Nukeaw, "Built-in-Mask Microfluidic Chip for Highly-Sensitive Young Interferometry-based Refractometer Structure," **Proceeding IEEE Sensors Conference**, 2012, pp. 2164–2167.
- [25] K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn and J. Nukeaw, "Highly sensitive refractive index measurement with a sandwiched single-flow-channel microfluidic chip," **RSC Advances**, Vol. 3 (2013), pp. 6981–6984.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ (ภาษาไทย) นายโกชม ไชยถาวร  
 ชื่อ (ภาษาอังกฤษ) Kosom Chaitavon  
 วันเดือนปีเกิด 17 พฤศจิกายน 2515 ที่ อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา  
 ที่อยู่ 49/11 หมู่ 6 ต.คูคต อ.ลำลูกกา จ.ปทุมธานี 12130  
 โทรศัพท์ 083-6805141

### ประวัติการศึกษา

ปริญญาตรี สาขาเทคโนโลยีโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์  
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
 ปริญญาโท สาขานาโนวิทยาและนาโนเทคโนโลยี  
 วิทยาลัยนาโนเทคโนโลยีพระจอมเกล้าลาดกระบัง  
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

### ประวัติการทำงาน

ผู้ช่วยวิจัย หน่วยปฏิบัติการวิจัยเทคโนโลยีโฟโตนิกส์ ศูนย์เทคโนโลยี  
 อิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (2538-ปัจจุบัน)

### ความสนใจเฉพาะด้าน

- 1) โฟโตนิกส์และการประยุกต์
- 2) อิเล็กทรอนิกส์

### ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn and J. Nukeaw, "Highly sensitive refractive index measurement with a sandwiched single-flow-channel microfluidic chip," *RSC Advances*, Vol. 3 (2013), pp. 6981–6984.

### ผลงานที่ได้นำเสนอในที่ประชุมวิชาการ

1. S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "Sandwiched microfluidic chip-based interferometric refractometer," *Proceeding IEEE Sensors Conference.*, 2012, pp. 717–720.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. **K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn and J. Nukeaw**, “Built-in-Mask Microfluidic Chip for Highly-Sensitive Young Interferometry-based Refractometer Structure,” *Proceeding IEEE Sensors Conference*, 2012, pp. 2164–2167.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Sandwiched Microfluidic Chip-based Interferometric Refractometer

Sarun Sumriddetchkajorn<sup>1,+</sup>, Kosom Chaitavon<sup>2,3</sup>

<sup>2</sup>Photonics Technology Laboratory,

<sup>1</sup>Intelligent Devices and Systems Research Unit  
National Electronics and Computer Technology Center  
Pathumthani, Thailand

E-mail: sarun.sumriddetchkajorn@nectec.or.th

Jiti Nukeaw<sup>3</sup>

<sup>3</sup>College of Nanotechnology  
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang  
Bangkok, Thailand

**Abstract**— We propose and experimentally show that a highly-sensitive optofluidics-based refractometer structure can be simply realized. Our key idea is based on the use of a very simple microfluidic chip structure that consists of only one flow channel. Specifically, we sandwich the two microfluidic chips in such a way that their flow channels are laterally shifted at a desired distance, forming two channels for use in our Young interferometric-based refractometer structure. Experimental demonstration using two large 1-mm-deep single-flow-channel microfluidic chips, a 635-nm wavelength laser diode, and a 1600×1200-pixel image sensor shows a measured very-high sensitivity of  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel with a measured resolution of  $9.23 \times 10^{-7}$  RIU.

## I. INTRODUCTION

An optofluidics-based refractometer is considered as an important tool for bio and chemical sensing applications with small sample volume needed. It is known that high sensitive measurement can be obtained via interferometric architectures such as Fabry Perot [1], Mach Zehnder [2], and micro-ring [3]. Apart from the spectroscopic analysis, another interesting approach relies on the analysis of the movement of the interference pattern originated from optical beams coming out of the waveguides [4-5]. These waveguide-based architectures are polarization dependent and free-space optical coupling is one of the major concerns. To solve these issues, we have recently introduced optofluidics-based refractometers arranged in a simple free-space Young interferometer design [6-8]. However, high sensitivity requires a very small ratio of channel depth ( $L$ ) and spacing ( $d$ ), implying a need in highly-precise and costly micro-fabrication processes. Microfluidic chips with small  $d/L$  also lead to tearing problem and unstable signals during the liquid flowing. In this article, we show that a highly-sensitive and cost-effective optofluidics-based refractometer can simply be realized by just using easy-to-fabricate larger-flow-channel microfluidic chips. Our key idea is to sandwich the two microfluidic chips together in such a way that their flow channels are laterally shifted at a desired distance. Other key features cover low components count, compactness, and ease of implementation.

## II. PROPOSED STRUCTURE

Fig 1. shows the proposed optofluidics based refractometer arranged in a free-space Young interferometer structure. The design of our flow cell is to sandwich the two microfluidic chips together in such a way that their flow channels are laterally shifted at a desired narrow distance. The width and the depth of each flow channel are  $w$  and  $L$ , respectively. It can be made from Polydimethylsiloxane (PDMS) on a glass substrate. Two fluid types under our interest are flowed into the two channels from IN 1 and IN 2 and leave our microfluidic chips from OUT 1 and OUT 2. On the other side of the sandwiched microfluidic chip, there is an optical mask that has two small transparent apertures. These two apertures are  $d$  apart. They are aligned to their corresponding flow channels.

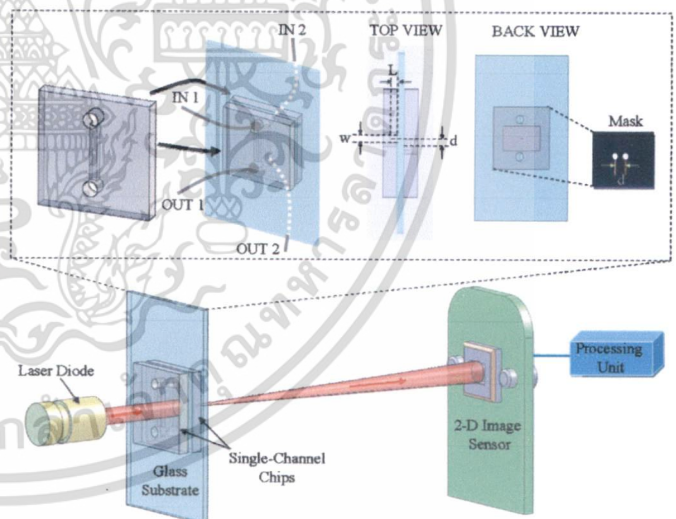


Figure 1. Proposed Young interferometry-based refractometer using a sandwiched single-flow-channel microfluidic chip.

When a collimated optical beam is incident on our microfluidic chip, it passes through two different fluids that are flowing inside the two flow channels. The first fluid is used as our reference while the other is under test. Once the optical beam reaches the optical mask, only part of the optical beam travels through the two small transparent apertures, thus forming the two light sources each of which passes through its

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

associated fluid. As the two optical beams from these new light sources are propagating further in a free space, they are interfered with each other. In this case, the output interference pattern at the two-dimensional (2-D) image sensor can be mathematically expressed as.

$$I(x) = I_0[1 + \cos(2\pi\Delta nL/\lambda + 2\pi dx/\lambda Z)], \quad (1)$$

where  $\lambda$  is the wavelength of the optical beam,  $Z$  is the propagation distance, and  $\Delta n$  is the difference in refractive indices between two fluid types.  $x$  can be replaced by the product of the pixel pitch of the 2-D image sensor and the number of pixels.

If we consider the interference pattern under our analysis with respect to its reference pattern, the relative  $\Delta n$  can be written as

$$\Delta n = xd/LZ. \quad (2)$$

### III. FABRICATION OF PROPOSED MICROFLUIDIC CHIPS

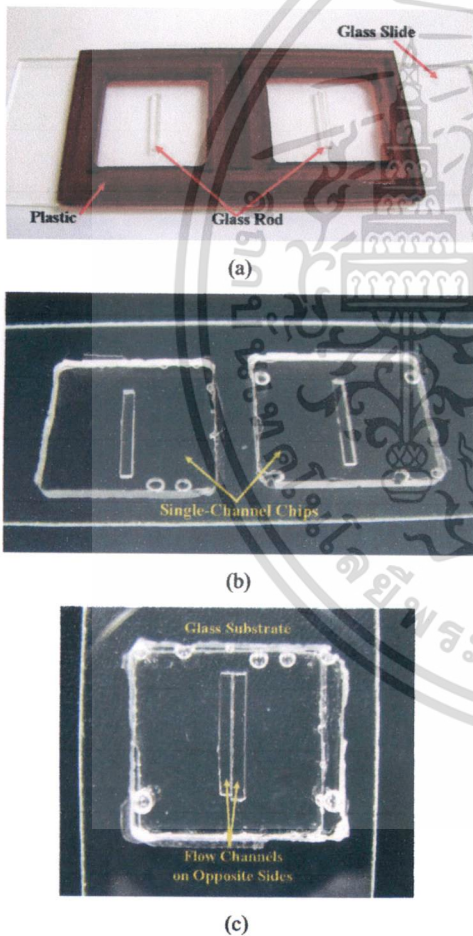


Figure 2. Fabrication of microfluidic chips having: (a) single channel mold, (b) two of our single channel microfluidic chips, and (c) our sandwiched single flow-channel fluidic chip.

The fabricated two-channel microfluidic chip is made from PDMS. We create a mold by using a 10-mm long glass rod with a measured cross sectional area of  $1 \times 1 \text{ mm}^2$  as the channel profile. This square glass rod is placed on a glass slide and is surrounded by 2-mm thick acrylic plates (Fig. 2(a)). After that, we mix 10:1 weight/weight (w/w) PDMS with its curing agent in vacuum to prevent bubbles from forming in the solution. The mixed PDMS solution is then poured on the mold and baked in the oven at  $70^\circ\text{C}$ – $80^\circ\text{C}$  for 2 hours. The PDMS-based microfluidic chip is peeled from its mold and is brought into an oxygen plasma cleaning process for 1 min. The microfluidic chip is then dipped into the methanol solution before being put on a clean glass slide (Fig. 2(b)). Once it is baked at  $100^\circ\text{C}$  for 1 hour, it is ready for use as a microfluidic chip in the free-space Young-interferometer based refractometer structure. In Fig. 2(c), we sandwich the two microfluidic chips together in such a way that their flow channels are laterally shifted at a desired  $400\text{-}\mu\text{m}$  distance.

### IV. DEMONSTRATION

Laboratory prototype of our Young interferometry-based refractometer using a sandwiched microfluidic chip is shown in Fig. 3. The light source is a laser diode that emits an elliptically collimated optical beam at 635-nm wavelength and a measured fixed 5-mW optical power. The sandwiched fluidic chip is inserted into our compact Young interferometry-based refractometer in which the measured short distance between the sandwiched microfluidic chip and a  $1600 \times 1200$ -pixel image sensor is 20.5 cm. The 2-D image sensor has a pixel pitch of  $2.8 \mu\text{m}$ .

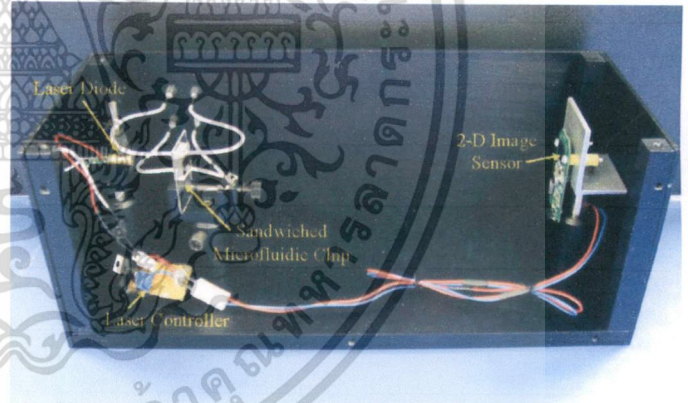


Figure 3. Laboratory prototype of our Young interferometry-based refractometer using a sandwiched microfluidic chip.

When both flow channels contain similar fluids [i.e.,  $\Delta n = 0$  in Eq(1)], the calculated interference fringe period is equal to  $Z\lambda/d = 205 \times 10^{-3} \times 635 \times 10^{-9} / 400 \times 10^{-6} = 325.43 \mu\text{m}$  or  $325.43 \times 10^{-6} / 2.8 \times 10^{-6} = 116.2$  pixels. In the experiment, the measured fringe period in pixels is equal to 120. In addition, by substituting  $x$  as  $2.8 \mu\text{m}$ ,  $d$  as  $400 \mu\text{m}$ ,  $L$  as  $1000 \mu\text{m}$ , and  $Z$  as  $20.5 \text{ cm}$  in Eq(2), a high sensitivity in refractive index analysis of  $5.46 \times 10^{-6}$  RIU/pixel is theoretically achieved.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

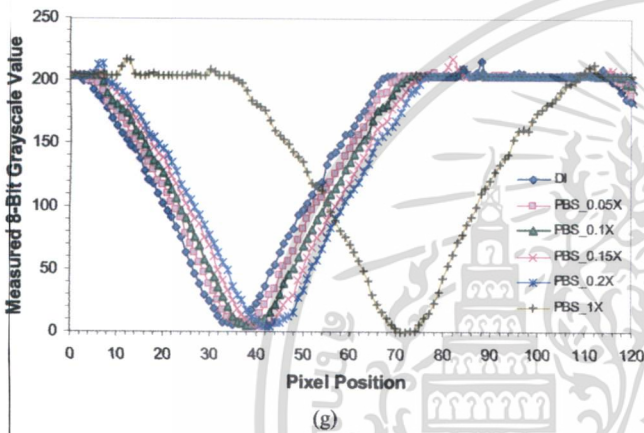
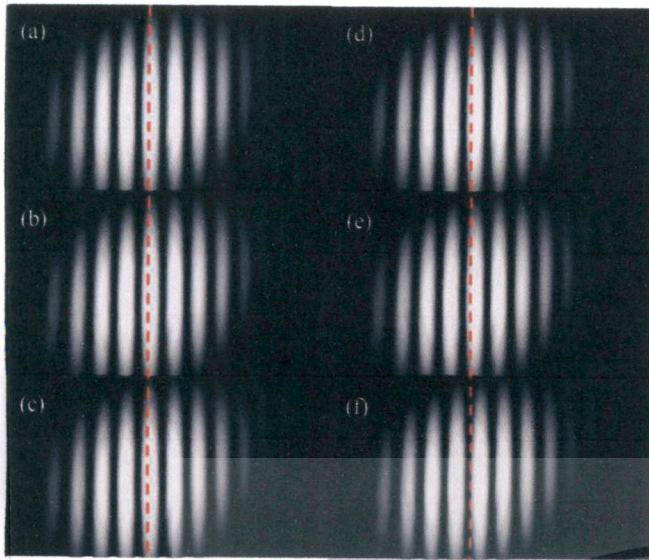


Figure 4. The pattern of interference fringes for six different concentrations of the PBS solution flowing in one of the two channels of our sandwiched microfluidic chip: (a) 0X, (b) 0.05X, (c) 0.1X, (d) 0.15X, (e) 0.2X, and (f) 1X. (g) Measured intensity profiles of interference fringes for these six PBS concentrations. Dash lines in (a)-(f) represent the reference position for observation the movement of the interference fringe.

To study the performance of our optofluidics-based free-space interferometric refractometer, we inject phosphate buffered saline (PBS) solution into one of the two fluidic chips with six different concentrations of 0X, 0.05X, 0.1X, 0.15X, 0.2X, and 1X. By using a commercial prism-based digital refractometer (RX-5000 $\alpha$  from ATAGO) with the temperature controlled at 25 °C, their corresponding refractive indices of 1.33250, 1.33251, 1.33251, 1.33252, 1.33253 and 1.33270 are measured. These results indicate corresponding  $\Delta n$ 's of 0.00001, 0.00000, 0.00001, 0.00001 and 0.00017.

Fig. 4(a)-(f) show the patterns of six interference fringes for six different PBS solutions flowing in one of the two channels of our sandwiched microfluidic chip. It can be observed that as the concentration of the PBS solution is increased, the interference fringe moves to the right hand side. From Fig. 4(g), the position of the valley is shifted from the 34<sup>th</sup> pixel to the 36<sup>th</sup> pixel, the 38<sup>th</sup> pixel, the 40<sup>th</sup> pixel, the 42<sup>nd</sup> pixel, and the 71<sup>st</sup> pixel when the concentration of the PBS solution is increased from 0X, 0.05X, 0.1X, 0.15X, 0.2X, and

1X, respectively. As expected, this result indicates an interference movement of about 2 pixels when the concentration of the PBS solution increases in a step of 0.05X or  $\sim 5 \times 10^{-6}$  RIU/pixel. This visual estimation of the system sensitivity agrees very well with our theoretical analysis mentioned earlier.

Fig. 5 shows the relationship between the measured refractive index and the relative position of the valley of the interference fringe under our sandwiched microfluidic chip. These results confirm that a very high sensitivity of  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel is obtained which agrees very well with our theoretical analysis of  $5.46 \times 10^{-6}$  RIU/pixel. In addition, by taking into account the standard deviation of the measurement, a very-high resolution of  $9.23 \times 10^{-7}$  RIU is achieved.

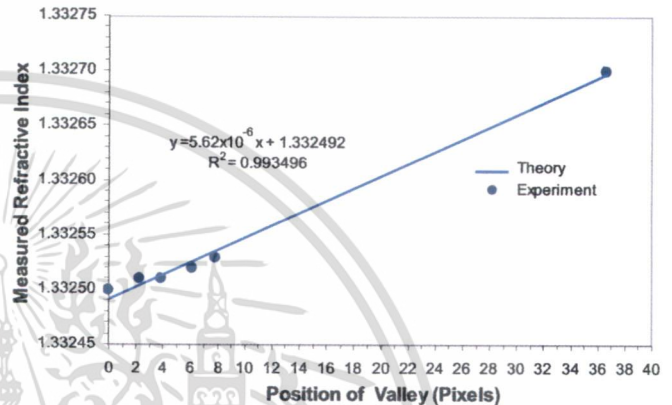


Figure 5. Plot between the measured refractive index of the PBS solution and the measured valley position under the sandwiched microfluidic chip.

## V. CONCLUSION

With our Young interferometry-based optofluidics refractometer structure, sandwiching two microfluidic chips, each having only one flow channel via a low-cost fabrication process, leads to high sensitivity. Other key features include simplicity in microfluidic chip design and ease of implementation. In the experiment, a high sensitivity in refractive index analysis of  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel with a measured resolution of  $9.23 \times 10^{-7}$  RIU is easily accomplished by using just a 655-nm wavelength pointer-like diode laser, microfluidic chips that have a d/L ratio of 0.4, and a 2-D image sensor that has a 2.8  $\mu\text{m}$  pixel pitch.

## REFERENCES

- [1] H. Shao, W. Wang, S. E. Lana, and K. L. Lear, "Optofluidic intracavity spectroscopy of Canine lymphoma and lymphocytes," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 20, no. 7, pp. 493-495, Apr. 2008.
- [2] A. Crespi, Y. Gu, B. Ngamsom, H. J. W. M. Hoekstra, C. Dongre, M. Pollnau, R. Ramponi, H. H. van den Vlekert, P. Watts, G. Cerullo, and R. Osellame, "Three-dimensional Mach-Zehnder interferometer in a microfluidic chip for spatially-resolved label-free detection," *Lab. Chip*, vol. 10, pp. 1167-1173, 2010.
- [3] A. Ksendzon and Y. Lin, "Integrated optics ring-resonator sensors for protein detection," *Opt. Lett.*, vol. 30, pp. 3344-3346, 2005.
- [4] A. Brandenburg, "Differential refractometry by an integrated-optical Young interferometer," *Sens. and Actua. B*, Vol. 38-39, pp. 266-271, 1997.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [5] A. Ymeti, J. S. Kanger, J. Greve, G. A. J. Besselink, P. V. Lambeck, R. Wijn, and R. G. Heideman, "Integration of microfluidics with a four-channel integrated optical Young interferometer immunosensor," *Biosens. and Bioelectron.*, Vol. 20, pp. 1417-1421, 2005.
- [6] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "A highly-sensitive optofluidics-based refractometer in a Young interferometer design," in *Proc. SPIE*, 2010, vol. 7726, p. 77260Y.
- [7] K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn, and J. Nukeaw, "Highly-sensitive optofluidics-based single-flow-channel refractometer structure," in *IQEC/CLEO*, 2011, pp. 1311 - 1313.
- [8] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "A free-space interferometric refractometer structure with simple microfluidic chips," *IEEE Sen. J.*, Vol. 12, No. 2, pp. 404-409, 2012.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Built-in-Mask Microfluidic Chip for Highly-Sensitive Young Interferometry-based Refractometer Structure

Kosom Chaitavon<sup>1,3,+</sup>, Sarun Sumriddetchkajorn<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Photonics Technology Laboratory,

<sup>2</sup>Intelligent Devices and Systems Research Unit  
National Electronics and Computer Technology Center  
Pathumthani, Thailand

<sup>+</sup>E-mail: kosom.chaitavon@nectec.or.th

Jiti Nukeaw<sup>3</sup>

<sup>3</sup>College of Nanotechnology  
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang  
Bangkok, Thailand

**Abstract**—In this article, we propose a built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip for use in our highly-sensitive Young interferometry-based refractometer structure. Our key idea is to make the area surrounding the two flow channels opaque by using a black material (e.g., black silicone). Once the incoming optical beam passes through the two flow channels, it is automatically divided into two optical beams that will interfere with each other at the two-dimensional detection plane, eliminating a highly precise alignment technique previously required between an external mask and the microfluidic chip. Experimental proof of concept using a two-flow-channel microfluidic chip with a channel spacing and depth ratio of 3, a 35-nm wavelength laser diode, and a 1600×1200-pixel image sensor shows a measured high  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU/pixel sensitivity with a measured resolution of  $8.11 \times 10^{-6}$  RIU.

## I. INTRODUCTION

Highly sensitive optofluidics-based refractometers are typically accomplished via interferometric configurations such as Fabry Perot [1], Mach Zehnder [2], and micro-ring [3] types. These approaches, however, require a costly optical spectrometer during analysis. A simpler approach relies on the analysis of the movement of the interference pattern from optical beams coming out of the waveguides [4-5]. These waveguide-based architectures are unfortunately polarization dependent and free-space optical coupling is one of the major concerns. With these issues, we have recently introduced optofluidics-based refractometers arranged in a simple free-space Young interferometer design [6-9]. However, there is one concern which is the need of a precise alignment between the two flow channels and an optical mask placed externally behind the microfluidic chip. In this article, we propose a built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip structure for use in our Young interferometric refractometer, thus completely eliminating a highly precise alignment technique. Additional key features include low components count, compactness, and ease of implementation.

## II. PROPOSED STRUCTURE

Our proposed built-in-mask microfluidic chip structure for use in our Young interferometry-based refractometer is shown in Fig.1 bottom left. Our design is very simple as it has only two flow channels with desired spacing between them. It can

be made from Polydimethylsiloxane (PDMS). Specifically, the region surrounding the two flow channels contains the black material such as black silicone (also called black PDMS) and PDMS mixed with India or drawing ink, thereby creating a built-in-mask in our microfluidic chip. Our microfluidic chip can be fabricated on a silicon wafer mold (Fig.1 top left) as follows. The black material (e.g., black silicone) is poured into the silicon wafer mold near the area that surrounds the two flow channels (Fig.1 top right). After the black material transforms into a solid-like state, the transparent PDMS material is poured onto the silicon wafer mold (Fig.1 bottom right). At the end of the fabrication process, the PDMS-based microfluidic chip having two flow channels and built-in optical mask is realized.

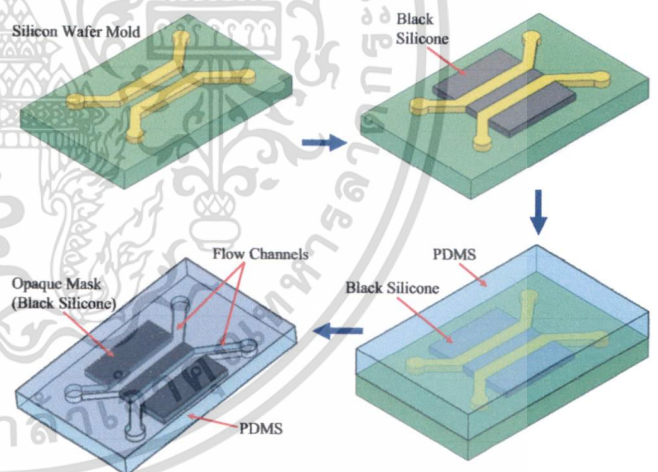


Figure 1. Proposed built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip for use in our Young interferometry-based refractometer.

## III. FABRICATION OF PROPOSED MICROFLUIDIC CHIP

Fig. 2(a) shows the silicon wafer mold that has a 300- $\mu\text{m}$  channel spacing ( $d$ ), a 100- $\mu\text{m}$  channel depth ( $L$ ), and a 150- $\mu\text{m}$  channel width with  $d/L$  ratio of 3. For the first step of the fabrication, we mix 1:1 weight/weight (w/w) PDMS (Sylgard 170 silicone elastomer kit from Dow Corning) with its curing agent in vacuum to prevent bubbles from forming in the

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

solution. This PDMS type is called black silicone or black PDMS. After that, we pour the mixed black PDMS solution on the silicon wafer mold near the area surrounding the two flow channels as shown in Fig.2 (b) and baked in the oven at 70°C for 25 minutes. We also mix 10:1 weight/weight (w/w) commonly PDMS (Sylgard 184, Dow Corning) with its curing agent in vacuum. This mixed transparent PDMS solution is then poured on the silicon wafer mold and baked in the oven at 70°C–80°C for 2 hours (see Fig.2 (c)). The PDMS-based microfluidic chip with built-in-mask is peeled from its mold and is cleaned in an oxygen plasma cleaning process for 1 min. The microfluidic chip is then dipped into the methanol solution before being sandwiched with a clean glass slide. Once it has been baked at 100 °C for 1 hour, it is ready for use as a built-in-mask microfluidic chip (see Fig.2(d)) in our free-space Young-interferometer based refractometer structure.

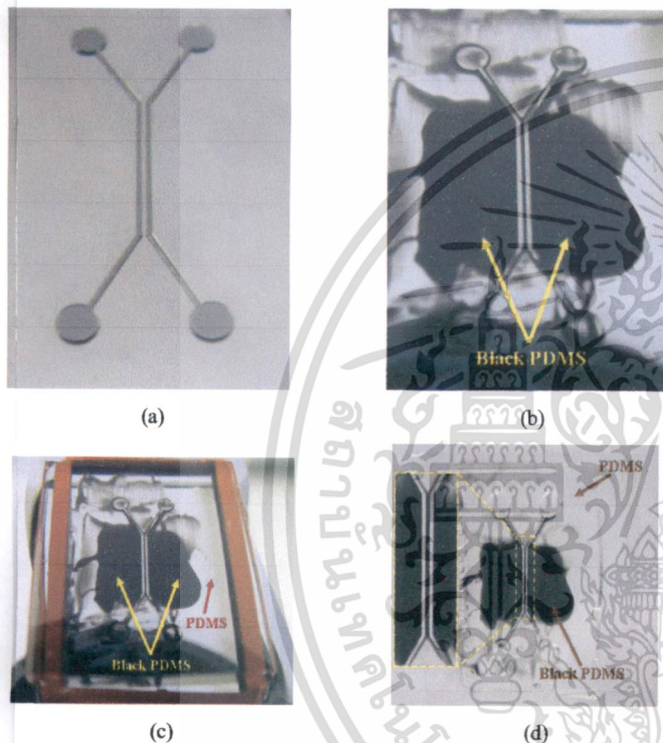


Figure 2. Fabrication of our built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip having. (a) A silicon wafer mold, (b) a silicon wafer mold with black PDMS, (c) a silicon wafer mold with both black and typical transparent PDMS materials, and (d) our two-flow-channel microfluidic chip embedded with a built-in-mask region.

#### IV. EXPERIMENTAL DEMONSTRATION

In our Young interferometry-based refractometer shown in Fig.3, the light source is a laser diode that emits an elliptically collimated optical beam at 635-nm wavelength and a measured fixed 5-mW optical power. The two-dimensional (2-D) image sensor contains 1600×1200 active pixels with a specified pixel pitch of 2.8 μm. The built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip is placed in front of the laser diode and it is 18 cm far from the 2-D image sensor.

It can also be observed that when a collimated optical beam is incident on our built-in-mask two-flow-channel microfluidic

chip, most of the optical beam is blocked by the opaque area (i.e.,  $T = 0.014\%$ ). This also means that the optical beam is automatically divided into two optical beams. They pass through their associated fluids that are flowing inside the two flow channels. The first fluid is used as our reference while the other is under test. As the two optical beams emerging from these two flow channels are propagating further in a free space, they are interfered with each other. In this case, the output interference pattern at the two-dimensional (2-D) image sensor can be mathematically expressed as.

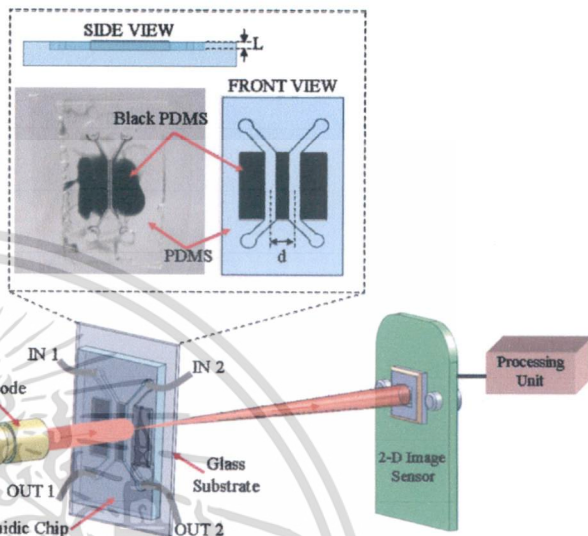


Figure 3. Experimental setup.

$$I(x) = I_0 [1 + \cos(2\pi\Delta n L / \lambda + 2\pi dx / \lambda Z)], \quad (1)$$

where  $\lambda$  is the wavelength of the optical beam,  $Z$  is the propagation distance,  $\Delta n$  is the difference in refractive indices between two fluid types,  $x$  is the pixel pitch of the 2-D image sensor,  $L$  is depth of the channel, and  $d$  is the spacing between two flow channels. From Eq(1), it is obvious that  $\Delta n$  is proportional to  $xd/LZ$ .

In the case that both flow channels contain similar fluids [i.e.,  $\Delta n = 0$  in Eq(1)], the interference fringe period can be determined as  $Z\lambda/d = 180 \times 10^{-3} \times 635 \times 10^{-9} / 300 \times 10^{-6} = 381 \mu\text{m}$  or  $381 \times 10^{-6} / 2.8 \times 10^{-6} = 136$  pixels. In the experiment, the measured fringe period in pixels is equal to 133 which agrees quite well with our theoretical analysis. In addition, with  $x = 2.8 \mu\text{m}$ ,  $d = 300 \mu\text{m}$ ,  $L = 100 \mu\text{m}$ , and  $Z = 18 \text{ cm}$ , a sensitivity in refractive index analysis of  $xd/LZ = (2.8 \times 10^{-6} \times 300 \times 10^{-6}) / (100 \times 10^{-6} \times 180 \times 10^{-3}) = 4.67 \times 10^{-5}$  RIU/pixel is anticipated.

By injecting phosphate buffered saline (PBS) solution into one of the two flow channels with five different concentrations of 0X, 0.2X, 0.7X, 1X, and 10X, five interference fringes are obtained as shown in Fig. 4. These five different PBS concentrations provide at 25°C measured refractive indices of 1.33250, 1.33253, 1.33265, 1.33270, and 1.33449, respectively. In other words, we have corresponding  $\Delta n$ 's of 0.00003, 0.00012, 0.00005, and 0.00179.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

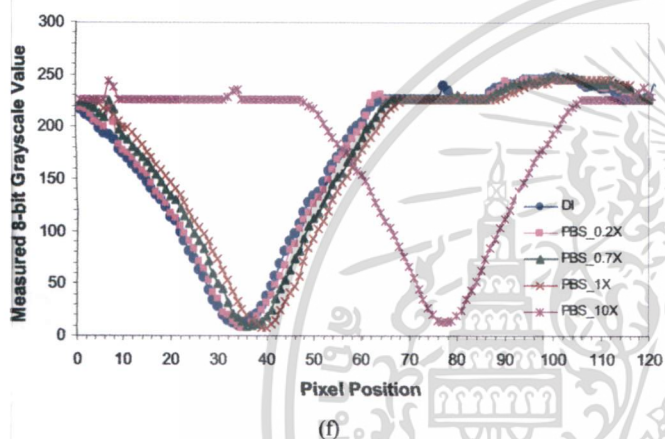
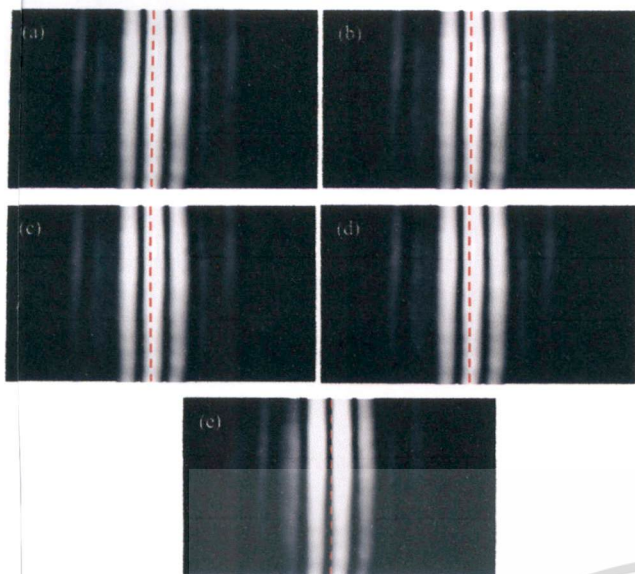


Figure 4. The pattern of interference fringes for five different concentrations of the PBS solution flowing in one of the two flow channels of our microfluidic chip: (a) 0X, (b) 0.2X, (c) 0.7X, (d) 1X, and (e) 10X. (f) Measured intensity profiles of interference fringes for these five PBS concentrations. Dash lines in (a)-(e) represent the reference position for observation the movement of the interference fringe. DI: deionized water.

From Fig. 4(a)-(e), it can be observed that as the concentration of the PBS solution is increased, the interference fringe moves to the right hand side. From Fig. 4(f), the position of the valley is approximately shifted from pixel 33.3 to pixels 34.1, 36.1, 38.0, and 79.7 when the concentration of the PBS solution is increased from 0X, 0.2X, 0.7X, 1X, and 10X, respectively. As expected, this result indicates an approximate interference movement of 0.4 pixels per 0.1X concentration step.

Fig. 5 shows the relationship between the measured refractive index and the relative position of the valley of the interference fringe. The result also confirms a high sensitivity of  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU/pixel which agrees very well with our theoretical analysis. In addition, by taking into account the standard deviation of the measurement, a very-high resolution of  $8.11 \times 10^{-6}$  RIU is achieved.

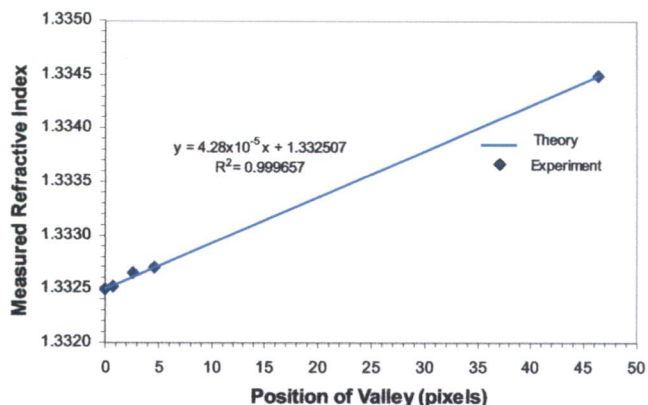


Figure 5. The relationship between the measured refractive index of the PBS solution and the measured valley position.

## V. CONCLUSION

Instead of putting an externally optical mask in front of a microfluidic chip, we show that a built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip can be easily fabricated and are suitable for use in our Young interferometry-based refractometer structure. Other key features include simplicity in chip design and ease of implementation. In this paper, the built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip is fabricated on a silicon wafer mold. Then both black PDMS and commonly used transparent PDMS materials are poured onto the silicon wafer mold. In the experiment, we observe that the incident optical beam is automatically divided into two optical beams with  $300 \mu\text{m}$  spacing right after they come out of the microfluidic chip. Each optical beam passes through its corresponding fluid in the flow channel before interfering with another optical beam. As our built-in-mask two-flow-channel microfluidic chip has a  $d/L$  of 3 and it is 18 cm away from the 2-D image sensor, a high sensitivity in refractive index measurement of  $4.28 \times 10^{-5}$  RIU/pixel with a measured resolution of  $8.11 \times 10^{-6}$  RIU is obtained under an incident 635-nm wavelength optical beam.

## REFERENCES

- [1] H. Shao, W. Wang, S. E. Lana, and K. L. Lear, "Optofluidic intracavity spectroscopy of Canine lymphoma and lymphocytes," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 20, no. 7, pp. 493-495, Apr. 2008.
- [2] A. Crespi, Y. Gu, B. Ngamsom, H. J. W. M. Hoekstra, C. Dongre, M. Pollnau, R. Ramponi, H. H. van den Vlekkert, P. Watts, G. Cerullo, and R. Osellame, "Three-dimensional Mach-Zehnder interferometer in a microfluidic chip for spatially-resolved label-free detection," *Lab. Chip*, vol. 10, pp. 1167-1173, 2010.
- [3] A. Ksendzon and Y. Lin, "Integrated optics ring-resonator sensors for protein detection," *Opt. Lett.*, Vol. 30, pp. 3344-3346, 2005.
- [4] A. Brandenburg, "Differential refractometry by an integrated-optical Young interferometer," *Sens. and Actua. B*, Vol. 38-39, pp. 266-271, 1997.
- [5] A. Ymeti, J. S. Kanger, J. Greve, G. A. J. Besselink, P. V. Lambeck, R. Wijn, and R. G. Heideman, "Integration of microfluidics with a four-channel integrated optical Young interferometer immunosensor," *Biosens. and Bioelectron.*, Vol. 20, pp. 1417-1421, 2005.
- [6] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "A highly-sensitive optofluidics-based refractometer in a Young interferometer design," in *Proc. SPIE*, 2010, vol. 7726, p. 77260Y.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [7] K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn, and J. Nukeaw, "Highly-sensitive optofluidics-based single-flow-channel refractometer structure," in *IQEC/CLEO*, 2011, pp. 1311 – 1313.
- [8] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "A free-space interferometric refractometer structure with simple microfluidic chips," *IEEE Sens. J.*, Vol. 12, No. 2, pp. 404-409, 2012.

- [9] S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon, and J. Nukeaw, "Sandwiched microfluidic chip-based interferometric refractometer," in *IEEE Sens. Conf.*, 2012, paper No. 1332.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Highly sensitive refractive index measurement with a sandwiched single-flow-channel microfluidic chip†

Kosom Chaitavon,<sup>abc</sup> Sarun Sumriddetchkajorn<sup>\*c</sup> and Jiti Nukeaw<sup>b</sup>

We propose a simple single-flow-channel microfluidic chip that can be used in an interferometry-based refractometer for the realization of highly sensitive refractive index analysis. The key idea relies on sandwiching two single-flow-channel microfluidic chips in such a way that their flow channels are laterally shifted with respect to each other, forming two flow channels for use in our Young's interferometric-based refractometer. Experimental demonstrations on our laboratory prototype, comprised of two large 1 mm deep single-flow-channel microfluidic chips with a 400  $\mu\text{m}$  lateral shift between the two flow channels, a 635 nm wavelength laser diode, and a 1600  $\times$  1200 pixel image sensor, show a very high measured sensitivity of  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel with a measured resolution of  $9.67 \times 10^{-7}$  RIU when used to determine the refractive indices of phosphate buffered saline solutions. Additional key features include a low component count, high compactness, and ease of implementation.

Received 30th November 2012,  
Accepted 28th February 2013

DOI: 10.1039/c3ra23119d

[www.rsc.org/advances](http://www.rsc.org/advances)

As the refractive index is one of the optical properties that can be used to analyze the properties of fluids, several optofluidic-based sensor structures have been proposed and experimentally demonstrated. These include interferometric approaches via passive Fabry-Pérot optical cavities,<sup>1-4</sup> an unbalanced Mach-Zehnder interferometer,<sup>5</sup> silica capillary-based optical ring resonators,<sup>6</sup> fiber tapers,<sup>7</sup> and complex nanostructures.<sup>8</sup> In these approaches, expensive optical spectrometers with wavelength accuracies at sub-nanometer levels are required. Micro-ring resonators vertically coupled on waveguides under flow cells<sup>9</sup> also offer high sensitivity for measuring the change in refractive index but the coupling efficiency and polarization dependence of the micro-ring resonator structure are two additional limiting factors. With the use of a fiber tip, the effect of a Fabry-Pérot interferometer can be created in order to analyze the refractive index of a fluid.<sup>10</sup> However, in this case, a vibration-sensitive Michelson interferometer is needed to measure the phase change.

Apart from spectrum analysis, the movement of the interference pattern can be related to the refractive index of the fluid flowing on the top surface of waveguide-based Y-branch optical beam splitters arranged in Young's inter-

ferometer structures.<sup>11,12</sup> These optical waveguide-based architectures typically work well under the specific state of the input optical polarization. They also require good alignment mechanisms so that the input optical beam can be efficiently fed into the optical waveguide channels. Given these issues, we have recently developed optofluidic-based refractometers arranged in a simple free-space Young's interferometer design.<sup>13-15</sup> In these design configurations, high sensitivity analysis of the refractive index of a solution requires a microfluidic chip whose two flow channels have a very small ratio of channel depth ( $L$ ) and spacing ( $d$ ), indicating a need for highly-precise and costly micro-fabrication processes. Microfluidic chips with a small channel  $d/L$  ratio also lead to problems with tearing and unstable signals during liquid flowing. In this article, we show that a highly-sensitive and cost-effective optofluidic-based refractometer can be simply realized by using easy-to-fabricate larger-flow-channel microfluidic chips.<sup>16</sup> In particular, the key idea is to sandwich two single-flow-channel microfluidic chips together in such a way that their flow channels are laterally shifted by a desired distance. Other key features of these devices include low component counts and high compactness. Important system issues in terms of the measurement sensitivity and resolution when analyzing the refractive index of the solution will be highlighted.

Fig. 1 shows our proposed single-flow-channel microfluidic chip structure that promises simplicity in design and implementation. In particular, we sandwiched two of these single-flow-channel microfluidic chips together in such a way that their flow channels are laterally shifted by a desired narrow distance ( $d$ ), forming two flow channels for use in a free-space Young's interferometric-based refractometer struc-

<sup>a</sup>Photonics Technology Laboratory, National Electronics and Computer Technology Center, Pathumthani, Thailand

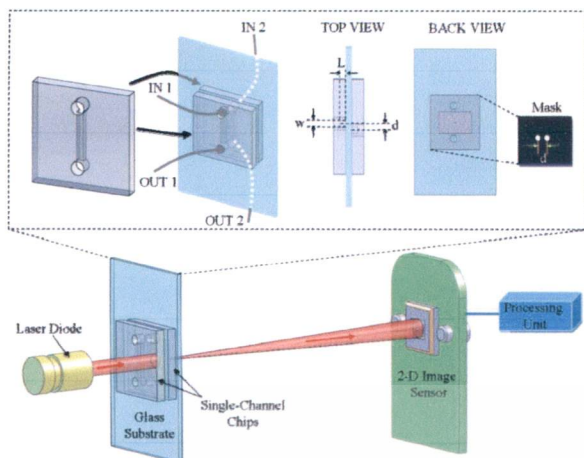
<sup>b</sup>College of Nanotechnology, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

<sup>c</sup>Intelligent Devices and Systems Research Unit, National Electronics and Computer Technology Center, Pathumthani, Thailand.

E-mail: sarun.sumriddetchkajorn@nectec.or.th; Fax: +66-2564-6771;

Tel: +66-2564-6900

† Electronic supplementary information (ESI) available. See DOI: 10.1039/c3ra23119d



**Fig. 1** Proposed sandwiched single-flow-channel microfluidic chip (top) for use in a Young's interferometry-based refractometer (bottom).

ture. For the single-flow-channel microfluidic chip, the width and the depth of the flow channel are  $w$  and  $L$ , respectively. It can be made from polydimethylsiloxane (PDMS) on a glass substrate. The two fluid types of interest are fed into the two flow channels from IN 1 and IN 2 and leave the microfluidic chips from channels OUT 1 and OUT 2. On the other side of the sandwiched microfluidic chip, there is an optical mask that has two small transparent apertures. These two apertures are a distance,  $d$ , apart. They are aligned to their corresponding flow channels.

When a collimated optical beam is normally incident on the sandwiched microfluidic chip, it passes through the two different fluids flowing inside the two flow channels. The fluid flowing in one of the two channels is used as the reference and the fluid in the other channel is used for the purpose of analysis. Once the optical beam reaches the optical mask, only part of the optical beam can travel through the two small apertures, forming two light sources, each of which passes through its associated fluid. As the two optical beams from these new light sources are propagated further in free space, they interfere with each other. In this case, the output interference pattern at the two-dimensional (2-D) image sensor can be mathematically expressed as:

$$I(x) = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \phi \quad (1)$$

where  $I_1$  and  $I_2$  are the optical intensities of the light sources from IN 1 and IN 2, respectively.  $\phi$  is the optical phase difference between the two optical beams. If the two fluid types do not strongly scatter light and have the same amount of optical transmittance, we can approximate that  $I_1$  and  $I_2$  are equal to  $I_0$ . In this case, the output interference pattern in eqn (1) can be simply rewritten as:

$$I(x) = I_0 + (1 + \cos \phi) = I_0 [1 + \cos(2\pi \Delta n L / \lambda + 2\pi dx / \lambda Z)]. \quad (2)$$

Here  $\lambda$  is the wavelength of the optical beam,  $Z$  is the propagation distance, and  $\Delta n$  is the difference in refractive indices between the two fluid types.  $x$  can be replaced by the product of the pixel pitch of the 2-D image sensor and the  $N^{\text{th}}$  pixel along the  $x$ -axis.

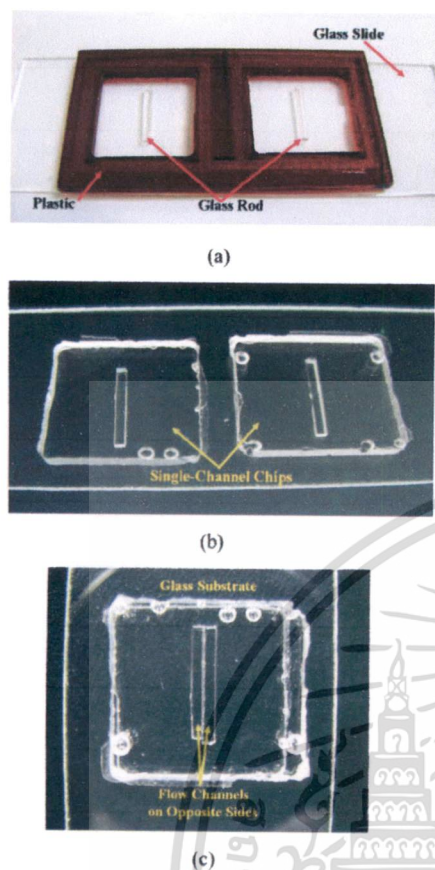
Because the two flow channels are located very close together, the unwanted optical phase noises from external perturbation that are induced in both of the flow channels will cancel each other out once they interfere. If we consider the interference pattern under our analysis with respect to its reference pattern, the relative  $\Delta n$  in eqn (2) can be expressed in terms of  $L$ ,  $d$ ,  $x$ , and  $Z$  as:

$$\Delta n = xd/LZ. \quad (3)$$

It can be noted that the larger the propagation distance, the higher the sensitivity of the measured difference in refractive indices of the two fluid types. In addition, a more highly sensitive refractive index measurement can be obtained by using a 2-D image sensor with a small pixel pitch, narrowing the lateral shift between the two single-flow-channel microfluidic chips, and increasing the depth of the flow channel.

We fabricated two single-flow-channel microfluidic chips at the same time. Each single-flow-channel microfluidic chip was made from PDMS. We created a mold by using a 10 mm long glass rod with a measured cross sectional area of  $1 \times 1 \text{ mm}^2$  as the channel profile. This square glass rod was placed on a glass slide and surrounded by 2 mm thick acrylic plates (Fig. 2(a)). After that, we mixed 10 : 1 weight/weight (w/w) PDMS with its curing agent in a vacuum to prevent bubbles from forming in the solution. The mixed PDMS solution was then poured on the mold prepared earlier and baked in the oven at  $70\text{--}80^\circ\text{C}$  for 2 h. The PDMS-based single-flow-channel microfluidic chips were peeled from the mold and cleaned using an oxygen plasma cleaning process for 1 min. The two single-flow-channel microfluidic chips were then dipped into the methanol solution before being put on a clean glass slide (Fig. 2(b)). Once they were baked at  $100^\circ\text{C}$  for 1 h, they were ready for use as single-flow-channel microfluidic chips in the free-space Young's interferometer-based refractometer. Fig. 2(c) shows the two single-flow-channel microfluidic chips sandwiched together in such a way that their flow channels are laterally shifted by  $400 \mu\text{m}$ . After that, the two flow channels of the sandwiched microfluidic chip were precisely aligned to the optical mask using a microscope with a typical  $10\times$  magnification in order to reduce the angular shift between them.

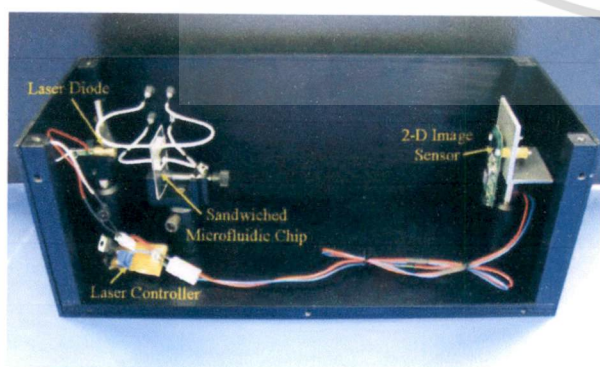
The laboratory prototype of our Young's interferometry-based refractometer using a sandwiched single-flow-channel microfluidic chip is shown in Fig. 3. The light source is a laser diode that emits an elliptically collimated optical beam at a wavelength of 635 nm and a measured fixed optical power of 5 mW. The sandwiched microfluidic chip is inserted into our compact Young's interferometry-based refractometer in which the measured short distance between the sandwiched microfluidic chip and a  $1600 \times 1200$  pixel image sensor is 20.5 cm.



**Fig. 2** Fabrication of two single-flow-channel microfluidic chips: (a) the mold, (b) two single-flow-channel microfluidic chips, and (c) the sandwiched single-flow-channel microfluidic chip.

The 2-D image sensor has a pixel pitch of  $2.8 \mu\text{m}$ . The overall dimensions of our laboratory prototype are  $126 \times 306 \times 120 \text{ mm}^3$ .

When both flow channels of our sandwiched microfluidic chip contain the same fluid type [*i.e.*,  $\Delta n = 0$  in eqn (2)], the calculated interference fringe period is equal to  $Z\lambda/d = 325.43$



**Fig. 3** The laboratory prototype of our free-space Young's interferometry-based refractometer using a sandwiched single-flow-channel microfluidic chip.

$\mu\text{m}$  or  $325.43 \times 10^{-6}/2.8 \times 10^{-6} = 116.2$  pixels. In addition, by substituting  $x$  as  $2.8 \mu\text{m}$ ,  $d$  as  $400 \mu\text{m}$ ,  $L$  as  $1000 \mu\text{m}$ , and  $Z$  as  $20.5 \text{ cm}$  in eqn (3), a high sensitivity in the refractive index analysis of  $5.46 \times 10^{-6}$  RIU/pixel is theoretically expected.

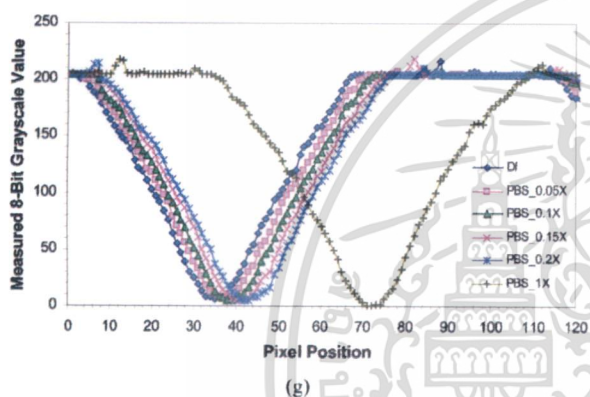
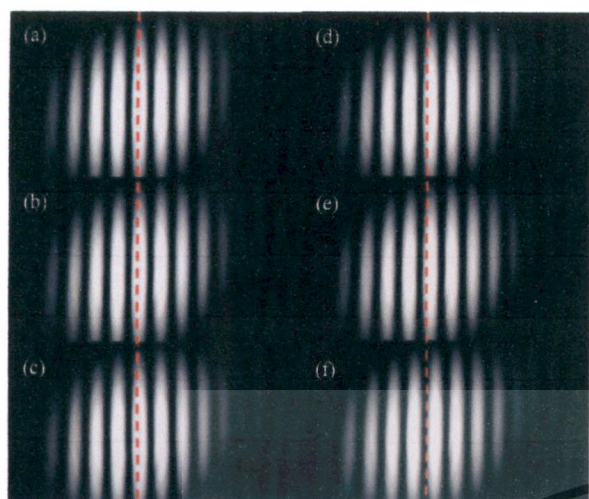
To study the performance of this sandwiched microfluidic chip in our optofluidic-based free-space interferometric refractometer, we injected phosphate buffered saline (PBS) solutions at six different concentrations of 0X, 0.05X, 0.1X, 0.15X, 0.2X, and 1X, into one of the two flow channels. The other flow channel contained deionized water. Note that compared to oil-based solutions, we chose PBS solution because it is a water-based salt solution that can be easily rinsed out of the flow channels using just water. It is also commonly used in biological research. Using a commercial prism-based digital refractometer (RX-5000 $\alpha$  from ATAGO) with the temperature controlled at  $25 \text{ }^\circ\text{C}$ , the corresponding refractive indices of the solutions were measured to be 1.33250, 1.33251, 1.33251, 1.33252, 1.33253 and 1.33270. These results indicate corresponding  $\Delta n$  values of 0.00001, 0.00000, 0.00001, 0.00001 and 0.00017.

Fig. 4(a)–(f) show the patterns of six interference fringes for the six different PBS solutions flowing in one of the two channels of our sandwiched microfluidic chip. It can be observed that the interference fringe stays along the vertical axis. It can also be observed that as the concentration of the PBS solution is slowly increased from 0X to 0.2X, the interference fringe moves slightly to the right. From Fig. 4(g), the position of the valley is shifted from the 34th pixel to the 36th pixel, the 38th pixel, the 40th pixel, and the 42nd pixel when the concentration of the PBS solution is increased from 0X to 0.05X, 0.1X, 0.15X, and 0.2X, respectively. A sudden change in the PBS concentration from 0.2X to 1.0X, causes the interference fringe to move greatly to the right, to the 71st pixel. As theoretically expected, these results indicate an interference movement of about 2 pixels when the concentration of the PBS solution increases by 0.05X or  $\sim 5 \times 10^{-6}$  RIU/pixel. This visual estimation of the system sensitivity agrees very well with the theoretical analysis mentioned earlier.

From Fig. 4, the measured fringe period in pixels is 120. This implies that our optofluidic-based free-space interferometric refractometer can determine a maximum change in the refractive index of  $5.46 \times 10^{-6} \times 120 = 6.55 \times 10^{-4}$  RIU.

To precisely determine the measurement sensitivity of our system, the relationship between the measured refractive index and the relative position of the valley of the interference fringe is analyzed. As indicated in Fig. E1 (see the ESI $^\dagger$ ), a very high sensitivity of  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel is obtained which again agrees very well with our theoretical analysis of  $5.46 \times 10^{-6}$  RIU/pixel obtained by using eqn (3).

In addition, we observed the stability of the refractive index analysis by allowing the PBS solution to flow in the flow channel for 300 s in our laboratory environment (*i.e.*,  $25\text{--}27 \text{ }^\circ\text{C}$  and  $65\text{--}70\%$  RH) before changing to a new PBS concentration. As shown in Fig. E2 (see the ESI $^\dagger$ ), an average measured standard deviation ( $\sigma$ ) of 0.05734 pixels is obtained, indicating



**Fig. 4** The patterns of the interference fringes for six different concentrations of PBS solution flowing in one of the two flow channels of our sandwiched single-flow-channel microfluidic chip: (a) 0X, (b) 0.05X, (c) 0.1X, (d) 0.15X, (e) 0.2X, and (f) 1X. (g) Measured intensity profiles of the interference fringes for these six PBS concentrations. Dashed lines in (a)–(f) represent the reference position for observing the movement of the interference fringe.

a very high resolution of  $3 \times \sigma \times \text{sensitivity} = 3 \times 0.05734 \times 5.62 \times 10^{-6} = 9.67 \times 10^{-7}$  RIU. There is also an overshoot of the signal during injection of the new PBS solution which is not taken into account when determining the measurement resolution.

In conclusion, a sandwiched microfluidic chip structure is proposed for use in our free-space Young's interferometry-based refractometer. It comprises two single-flow-channel microfluidic chips sandwiched together such that their flow

channels are laterally shifted by a desired distance. In this way, two flow channels required in our free-space Young's interferometry-based refractometer are formed, thus making the system easy to use *via* a low-cost fabrication process. With our laboratory prototype, a very high  $5.62 \times 10^{-6}$  RIU/pixel sensitivity for the refractive index analysis with a measured resolution of  $9.67 \times 10^{-7}$  RIU is achieved. Possible applications for this device are for use in blood analysis, pharmaceuticals, and label-free identification of biological cells, to name just a few.

## References

- 1 H. Shao, W. Wang, S. E. Lana and K. L. Lear, *IEEE Photonics Technol. Lett.*, 2008, **20**, 493–495.
- 2 L. K. Chin, A. Q. Liu, C. S. Lim, X. M. Zhang, J. H. Ng, J. Z. Hao and S. Takahashi, *Appl. Phys. Lett.*, 2007, **91**, 243901.
- 3 R. St-Gelais, J. Masson and Y.-A. Peter, *Appl. Phys. Lett.*, 2009, **94**, 243905.
- 4 L. K. Chin, A. Q. Liu, C. S. Lim, T. C. Ayi and P. H. Yap, *Biomicrofluidics*, 2010, **4**, 024107.
- 5 A. Crespi, Y. Gu, B. Ngamsom, H. J. W. M. Hoekstra, C. Dongre, M. Pollnau, R. Ramponi, H. H. van den Vlekert, P. Watts, G. Cerullo and R. Osellame, *Lab Chip*, 2010, **10**, 1167–1173.
- 6 J. M. White, H. Oveys and X. Fan, *Opt. Lett.*, 2006, **31**, 1319–1321.
- 7 Y. Zhu, X. Chen and A. Wang, *Opt. Lett.*, 2009, **34**, 2808–2810.
- 8 C. J. Choi, I. D. Block, B. Bole, D. Dralle and B. T. Cunningham, *IEEE Sens. J.*, 2009, **9**, 1697–1704.
- 9 A. Ksendzon and Y. Lin, *Opt. Lett.*, 2005, **30**, 3344–3346.
- 10 O. Frazão, P. Caldas, J. L. Santos, P. V. S. Marques, C. Turck, D. J. Lougnot and O. Soppera, *Opt. Lett.*, 2009, **34**, 2474–2476.
- 11 A. Ymeti, J. S. Kanger, J. Greve, G. A. J. Besselink, P. V. Lambeck, R. Wijn and R. G. Heideman, *Biosens. Bioelectron.*, 2005, **20**, 1417–1421.
- 12 A. Brandenburg, *Sens. Actuators, B*, 1997, **38–39**, 266–271.
- 13 S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon and J. Nukeaw, *Proc. SPIE-Int. Soc. Opt. Eng.*, 2010, **7726**, 77260Y.
- 14 K. Chaitavon, S. Sumriddetchkajorn and J. Nukeaw, *Proc. IQEC/CLEO*, 2011, 1311–1313.
- 15 S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon and J. Nukeaw, *IEEE Sens. J.*, 2012, **12**, 404–409.
- 16 S. Sumriddetchkajorn, K. Chaitavon and J. Nukeaw, *Proc. IEEE Sensors Conference*, 2012, 717–720.

## Electronic Supplementary Information

### “Highly Sensitive Refractive Index Measurement with a Sandwiched Single-Flow-Channel Microfluidic Chip”

Kosom Chaitavon,<sup>a,b</sup> Sarun Sumriddetchkajorn,<sup>c</sup> and Jiti Nukeaw<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Photonics Technology Laboratory

<sup>c</sup>Intelligent Devices and Systems Research Unit

National Electronics and Computer Technology Center

Pathumthani, Thailand. Fax: +66-2564-6771; Tel: +66-2564-6900

E-mail: sarun.sumriddetchkajorn@nectec.or.th

<sup>b</sup>College of Nanotechnology, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,  
Bangkok, Thailand.

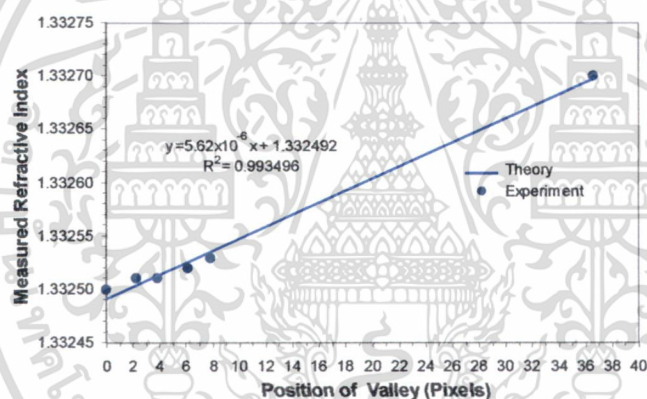


Fig. E1 Plot between the measured refractive index of the PBS solution and the measured valley position.

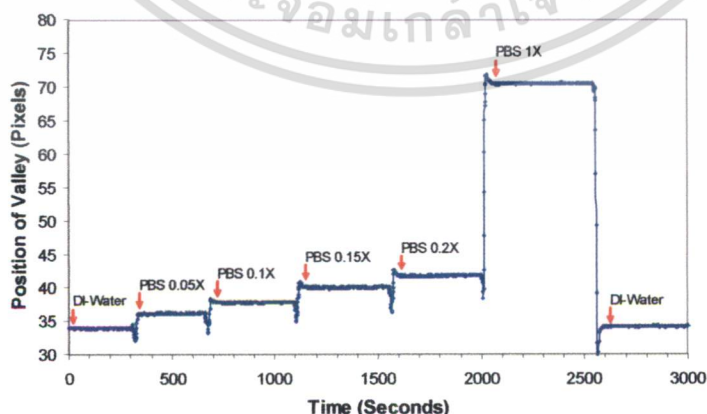


Fig. E2 Change in the measured valley position over time for different PBS concentrations. DI-Water: deionized water.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้