



การศึกษาผลของการใช้พลาสติกโมนิกเรตติงในการปรับปรุงค่าความดี
เพื่อประยุกต์ใช้ทางไบโอเซนเซอร์



วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม
หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีการศึกษา 2564



**INVESTIGATION ON EFFECT OF PLASMONIC GRATING ON FIGURE OF MERIT
ENHANCEMENT FOR BIOSENSING APPLICATIONS**

**BY
SUVICHA SASIVIMOLKUL**

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR
THE DEGREE OF MASTER OF ENGINEERING IN
BIOMEDICAL ENGINEERING
COLLEGE OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

GRADUATE SCHOOL, RANGSIT UNIVERSITY

ACADEMIC YEAR 2021

วิทยานิพนธ์เรื่อง

การศึกษาผลของการใช้พลาสติกโมนิกเรตติงในการปรับปรุงค่าความดี
เพื่อประยุกต์ใช้ทางไบโอเซนเซอร์

โดย

ศุวิชา ศศิวิมลกุล

ได้รับการพิจารณาให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีการศึกษา 2564

ดร.ศุภนิจ พรธีระภัทร
ประธานกรรมการสอบ

รศ.นันทชัย ทองเป็น
กรรมการ

รศ. ดร.มนัส สິงวรศิลป์
กรรมการ

รศ. ดร.เสด็จต์ เพ็ชรประสาน
กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.พิชญ์สิณี สุวรรณแพทย์
กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(ผศ.ร.ต.หญิง ดร.วรรณิ์ สุขสาตร)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

21 กรกฎาคม 2564

Thesis entitled

**INVESTIGATION ON EFFECT OF PLASMONIC GRATING ON FIGURE OF MERIT
ENHANCEMENT FOR BIOSENSING APPLICATIONS**

by

SUVICHA SASIVIMOLKUL

was submitted in partial fulfillment of the requirements
for the degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

Rangsit University
Academic Year 2021

Supanit Porntheeraphat, Ph.D.
Examination Committee Chairperson

Assoc. Prof. Nuntachai Thongpance
Member

Assoc. Prof. Manas Sangworasil, Ph.D.
Member

Assoc. Prof. Suejit Pechprasarn, Ph.D.
Member and Advisor

Phitsini Suvarnaphaet, Ph.D.
Member and Co-Advisor

Approved by Graduate School

(Asst.Prof.Plт.Off. Vanee Sooksatra, D.Eng.)

Dean of Graduate School

July 21, 2021

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ. ดร. สือจิตต์ เพ็ชรประสาน และ ดร. พิชญ์ลีณี สุวรรณแพทย์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะ ช่วยแก้ปัญหา ตลอดจนความรู้ ประสบการณ์ และการทำงานแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ และสำนักงานพัฒนาเศรษฐกิจจากฐานชีวภาพ (องค์การมหาชน) ผู้ให้ทุนสนับสนุนตลอดการทำวิจัยของข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยเซินเจิ้น (Shenzhen University) ที่มอบ โอกาสในการศึกษา วิจัย และใช้งานเครื่องมือวิทยาศาสตร์ระดับสูง ภายใต้ห้องปลอดเชื้อ (Clean Room) และห้องปฏิบัติการวิจัยทางด้านแสง

ขอขอบคุณ หน่วยสังเคราะห์ภาพระดับนาโน (Center of Nanoimaging: CNI) ที่มอบความรู้และประสบการณ์การใช้งานเครื่องมือวิทยาศาสตร์ในการสังเคราะห์ภาพระดับนาโน

ขอขอบคุณ ห้องปฏิบัติการวิจัยเทคโนโลยีโฟโตนิกส์ ณ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ที่ให้โอกาสการศึกษาการเรียงแสง และการใช้เครื่องมือสเปกโตรริง

ขอขอบคุณ นางสาวชญานิศา สุขเกษม ที่ให้ความช่วยเหลือ ช่วยคิดแก้ปัญหา ประสบการณ์ความรู้ที่ร่วมกันศึกษาและทดลอง ตลอดจนการทำอุปกรณ์ทางด้านแสง ด้วยการกัดลึกลงงานด้วยเครื่องจักรกลอัตโนมัติที่ทำงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

สุวิชา ศศิวิมลกุล

ผู้วิจัย

6105648 : สุวิชา ศศิวิมลกุล
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : การศึกษาผลของการใช้พลาสมอนิกเกรตติงในการปรับปรุง
 ค่าความดีเพื่อประยุกต์ใช้ทางไบโอเซนเซอร์
 หลักสูตร : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
 อาจารย์ที่ปรึกษา : รศ.ดร. สี่อจิตต์ เพ็ชรประสาน
 อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม : ดร. พิชญ์สิทธิ์ สุวรรณแพทย์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้ศึกษาโดยปรับปรุงค่าความดี (Figure of Merit: FOM) ของไบโอเซนเซอร์เชิงแสงในลักษณะโครงสร้างแบบเครชมานน์ (Kretschmann Configuration) ของเซนเซอร์โลหะผิวเรียบ โดยออกแบบเกรตติง (Grating) ด้วยวัสดุพอลิไดเมทิลไซลอคเซนลงบนผิวทองคำผิวเรียบ ซึ่งสามารถกระตุ้นโหมดฟาบรี-เปโรต์ (Fabry-Perot) ได้ โหมดฟาบรี-เปโรต์ที่ได้มีค่าความดี (FOM) มากกว่าการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวแบบพลาสมอน (Surface Plasmon Resonance :SPR) ในเซนเซอร์โครงสร้างแบบเครชมานน์ด้วยโลหะทองคำผิวเรียบ โดยศึกษาผลตอบสนองของเซนเซอร์โดยการจำลองผลในโปรแกรมแมตแลบ ด้วยสมการเฟรสเนล (Fresnel Equation) และการวิเคราะห์คลื่นคววคู่อย่างเคร่งครัด (Rigorous Coupled Wave Analysis) วิธีการคำนวณทั้งสองวิธีสามารถคำนวณการตอบสนองของเซนเซอร์ที่มีลักษณะเป็นผิวเรียบ และเกรตติง ตามลำดับ

วิทยานิพนธ์นี้รายงานวิธีการคำนวณตำแหน่งโหมดฟาบรี-เปโรต์ที่เกิดขึ้น โดยการคำนวณดังกล่าวได้นำทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผล (Effective Medium Theory) มาวิเคราะห์ร่วมกับสมการการจับคู่เฟส (Phase Matching) ตำแหน่งโหมดฟาบรี-เปโรต์ที่ได้จากการคำนวณดังกล่าว มีความถูกต้องและใช้เวลาในการคำนวณน้อย โดยเปรียบเทียบกับวิธีการวิเคราะห์คลื่นคววคู่อย่างเคร่งครัด

(วิทยานิพนธ์มีจำนวนทั้งสิ้น 122 หน้า)

คำสำคัญ: การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน, พลาสมอนิกเกรตติง, ค่าความดี, ไบโอเซนเซอร์, ฟาบรี-เปโรต์, การวิเคราะห์คลื่นคววคู่อย่างเคร่งครัด

ลายมือชื่อนักศึกษา ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

6105648 : Suvicha Sasivimolkul
 Thesis Title : Investigation on Effect of Plasmonic Grating on Figure of Merit
 Enhancement for Biosensing Applications
 Program : Master of Biomedical Engineering
 Thesis Advisor : Assoc. Prof. Suejit Pechprasarn, Ph.D.
 Thesis Co-Advisor : Phitsini Suvarnaphaet, Ph.D.

Abstract

This thesis has investigated the figure of merit (FOM) enhancement of the Kretschmann configuration based on optical biosensors by adding a polydimethylsiloxane grating layer on a uniform gold sensor surface. The grating layer enables the excitation of the Fabry-Perot mode, which has a figure of merit around 23 times better than the surface plasmon resonance mode in conventional Kretschmann configuration. To examine the sensor response. Optical responses were simulated in a MATLAB program using the Fresnel equation and the rigorous coupled wave analysis. The two calculation methods are appropriate for the calculation of the sensor response of the uniform surface and the grating surface, respectively.

This thesis explains how the Fabry-Perot mode position was calculated through the effective medium theory and in conjunction with the phase matching equation. The calculated Fabry-Perot mode position was accurate in cases of subwavelength grating and near-wavelength grating and required less computation time, compared to a rigorous coupled wave analysis.

(Total 122 pages)

Keywords: Surface Plasmon Resonance, Plasmonic Grating, Figure of Merit, Biosensor, Fabry-Perot, Rigorous coupled wave analysis

Student's Signature Thesis Advisor's Signature
 Thesis Co-Advisor's Signature

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ซ
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย	3
1.3 คำถามการวิจัย / สมมติฐานการวิจัย	3
1.4 กรอบแนวคิดการวิจัย	4
1.4.1 สมการของเฟรสเนล	5
1.4.2 การวิเคราะห์คลื่นควบคู่อย่างเคร่งครัด	6
1.5 นิยามศัพท์	6
1.6 ตารางดำเนินการวิจัย	8
บทที่ 2	
ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง / ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	11
2.1 ไบโอะเซนเซอร์	11
2.1.1 องค์ประกอบและประเภทของไบโอะเซนเซอร์	12
2.1.2 ไบโอะเซนเซอร์เชิงแสง	16
2.1.3 ไบโอะเซนเซอร์ชนิดไม่รูกำลัง	20
2.2 การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน	20
2.2.1 คลื่นอีวานสเซนส์	21
2.2.2 คุณสมบัติของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน	23
2.2.3 การกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอน	28

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	32
2.4.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดสารที่อาศัยเทคนิคการสั่น พ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน	32
2.4.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับ โครงสร้างเกรตติงบนไบโอเซนเซอร์ที่ อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน	35
2.5 วิธีการสร้างไบโอเซนเซอร์แบบฟิล์มบางในปัจจุบัน	39
2.5.1 การขึ้นรูปหรือเคลือบชั้นฟิล์ม	39
2.5.2 การทำลวดลายบนเซนเซอร์	40
บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย	49
3.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการจำลองผลบนโปรแกรมแมตแลบ	49
3.1.1 สมการของเฟรสเนล	49
3.1.2 การสะท้อนกลับของ โครงสร้างหลายชั้น	49
3.1.3 การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัด	53
3.1.4 ฟาบริ-เปโรต์	54
3.1.5 การประมาณค่าดัชนีหักเหของ โครงสร้างเกรตติงเป็นวัสดุผิวเรียบ	56
3.2 การจำลองผลบนโปรแกรมแมตแลบ	57
3.3 การออกแบบระบบแสงที่ใช้ในการทดลองและขั้นตอนการทดลอง	60
3.3.1 การออกแบบระบบแสงที่ใช้ในการทดลอง	60
3.3.2 ขั้นตอนการทดลอง	61
3.4 ขั้นตอนการสร้างเซนเซอร์	62
3.5 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	64
3.5.1 อุปกรณ์และซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการวิจัย	64
3.5.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	64
3.6 การวิเคราะห์ข้อมูล	65

สารบัญ (ต่อ)

		หน้า
	3.6.1 สภาพไว (S)	65
	3.6.2 ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM)	65
	3.6.3 ค่าความดี (FOM)	66
	3.6.4 ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR)	67
บทที่ 4	ผลการวิจัย	68
	4.1 ผลการจำลองด้วยโปรแกรมเมตแลบ	68
	4.1.1 ผลการจำลอง โครงแบบเครขมานัน์	69
	4.1.2 ผลการจำลอง โครงสร้างแบบเกรตติง	73
	4.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพ โครงสร้างเซนเซอร์แบบต่าง ๆ	96
	4.3 ผลการการทดลอง	98
	4.3.1 ผลการทดลอง โครงแบบเครขมานัน์ผิวเรียบ	99
บทที่ 5	สรุปผลและข้อเสนอแนะ	102
	5.1 สรุปผลการวิจัย	102
	5.2 ข้อเสนอแนะ	103
บรรณานุกรม		104
ภาคผนวก		
	ภาคผนวก ก สมการของเฟรสเนล	112
	ภาคผนวก ข การประมาณตำแหน่ง โหมดฟาบรี-เปโรต์ด้วยสมการเฟรสเนล และสมการการการจับคู่เฟส	118
ประวัติผู้วิจัย		122

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 ตารางการดำเนินการวิจัย	8
1.1 ตารางการดำเนินการวิจัย (ต่อ)	9
1.1 ตารางการดำเนินการวิจัย (ต่อ)	10
3.1 ตารางแสดงค่าตัวแปรต้นที่ต้องการศึกษา	57
3.1 ตารางแสดงค่าตัวแปรต้นที่ต้องการศึกษา (ต่อ)	58
4.1 ตารางสรุปค่าตัวแปรเชิงปริมาณของโครงแบบเครชมานัน	72
4.2 ตารางสรุปค่าตัวแปรเชิงปริมาณของโครงสร้างแบบเกรตติง	94
4.3 ค่าความคลาดเคลื่อนยินยอมของการสร้างเซนเซอร์	95
4.4 ตารางสรุปค่าตัวแปรเชิงปริมาณ โครงสร้างทั้ง 4 แบบ	98

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	แสดงตัวแปรของโครงสร้างไปโอเซนเซอร์	4
1.2	แผนภาพแสดงกรอบแนวคิดการวิจัย	5
2.1	แสดงองค์ประกอบของไปโอเซนเซอร์	11
2.2	แสดงประเภทของไปโอเซนเซอร์ด้วยการจำแนกจากหน่วยรับรู้ชีวภาพและทรานสดิวเซอร์	12
2.3	แสดงระบบการทำงานของไปโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน	19
2.4	การหักเหของแสงที่มุมตกกระทบ θ_0 ที่บริเวณรอยต่อของวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหเท่ากับ n_1 กับ n_2 และแสดงเวกเตอร์คลื่นทางแกน x และ แกน y ของเวกเตอร์คลื่นตกกระทบและเวกเตอร์คลื่นหักเห	22
2.5	แสดงลักษณะของคลื่นอีวานสเซนซ์	23
2.6	ความสัมพันธ์ของการกระจายของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน โดย เส้นโค้งสีน้ำเงินและเส้นโค้งสีแดงแสดงความสัมพันธ์ระหว่างโลหะกับอากาศและโลหะกับวัสดุไดอิเล็กตริกตามลำดับ และ เส้นประสีดำและเส้นทึบสีเขียวแสดงโมเมนต์เมื่อแสงตกกระทบสู่โลหะผ่านตัวกลางอากาศและปริซึมตามลำดับ	26
2.7	แสดงลักษณะของแสงที่มี (ก) โพลาริเซชันแบบพี และ (ข) โพลาริเซชันแบบเอส ตกกระทบบริเวณรอยต่อของสองตัวกลาง	28
2.8	(ก) โครงแบบเครชมานน์ (ข) โครงสร้างแบบออกโต (ค) โครงสร้างแบบเกรตติง และ (ง) โครงแบบเครชมานน์ ที่ถูกปรับปรุงพื้นผิวด้วยเกรตติง	29
2.9	การเลี้ยวเบนของแสงที่เคลื่อนที่ตกกระทบพื้นผิวที่มีลักษณะเป็นเกรตติง	30
2.10	ความสัมพันธ์ของการกระจายของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ในกรณีที่แสงตกกระทบกับพื้นผิวที่มีลักษณะเป็นเกรตติง	32
2.11	แสดงโครงสร้างที่วานิ และคณะออกแบบ	33

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
2.12	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของกลูโคสและมุมมองของพลาสมอนิกคัพ	34
2.13	แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของเอนไซม์กลูโคสออกซิเดสและสภาพไวของไบโอเซนเซอร์	34
2.14	แสดงถึงความจำเพาะของไบโอเซนเซอร์ ในการตรวจวัดสารละลายที่มีความซับซ้อน โดยแสดงในฟังก์ชันของความแตกต่างของมุมมองของพลาสมอนิกคัพก่อนใส่สารละลายและหลังใส่สารละลาย	35
2.15	ระบบการทดลองวัดประสิทธิภาพของไบโอเซนเซอร์ของ ปราดานา และคณะ	36
2.16	แสดงประสิทธิภาพของไบโอเซนเซอร์ของ ปราดานา และคณะ โดยแกน x แสดง เวกเตอร์คลื่นทางแกน x ของแสงตกกระทบ และแกน y แสดง ความถี่การสั่นของอิเล็กตรอนบนพื้นผิว	37
2.17	วิธีการสร้างโครงเกรตคิงทงโดยใช้วิธีกระบวนการลิโทกราฟีแบบประทับตราแบบซอฟต์แวร์ที่ใช้แสงอัลตราไวโอเลต (ก) เทพอลิไดเมทิลไซลอคเซนลงบนแม่พิมพ์ (ข) อบที่อุณหภูมิ 80 °C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง (ค) นำแม่พิมพ์พอลิไดเมทิลไซลอคเซนที่ได้ ออก (ง) เทสารไวต่อแสงอัลตราไวโอเลต (UV Resin) ลงบนแผ่นรองรับพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต จากนั้นใช้แม่พิมพ์พอลิไดเมทิลไซลอคเซนกดทับและฉายแสงอัลตราไวโอเลต (e) นำแม่พิมพ์พอลิไดเมทิลไซลอคเซนออก และ (f) เคลือบทองลงบนโครงสร้างที่ได้	38
2.18	แสดงขั้นตอนการทำแม่พิมพ์ (mold) โดยเทคนิค EBL (ก) วัสดุควอทซ์ (Quartz) (ข) เคลือบด้วยไทเทเนียมและไฮโดรเจนซิลิโคนไอเซน (Hydrogen Silsesquioxane : HSQ) ซึ่งเป็นสารไวแสงแบบลบ (Negative Resist) (ค) ฉาย EBL (ง) ล้าง (Developing) (จ) แกะสลักไทเทเนียมออก (ฉ) นำไฮโดรเจนซิลิโคนไอเซนออก (ช) แกะสลักควอทซ์ และ (ซ) นำไทเทเนียมออก	41

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.19	42
<p>ขั้นตอนในการสร้างแม่พิมพ์ด้วยเทคนิค FIB (ก) สร้างโมลขึ้นมาจากเครื่องขัด (Grinding) (ข) เคลือบ โมลด้วยโครเมียม (Cr) หนา 15 nm (ค) ฉาย FIB เพื่อกัดโครงสร้างที่ต้องการ และ (ง) แกะสลักโครเมียมออกและทำโมลให้สะอาด</p>	
2.20	43
<p>กระบวนการของลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้ความร้อน</p>	
2.21	44
<p>กระบวนการของลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต โดยมีการเคลือบสารไวต่อแสงอัลตราไวโอเล็ตลงบนแผ่นรองรับ จากนั้นใช้แม่พิมพ์กดทับพร้อมกับฉายแสงอัลตราไวโอเล็ต หลังจากนั้นจึงดึงแม่พิมพ์ออก (Demolding)</p>	
2.22	45
<p>กระบวนการของลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบซอฟต์แวร์แบบไมโครคอนแทค</p>	
2.23	47
<p>ภาพระบบ โครงสร้างแบบลอยด์</p>	
2.24	47
<p>แสดงรูปการทำงานของลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม</p>	
2.25	48
<p>แสดงลวดลายเกรตติงและเสา (Pillar) ที่ถูกสร้างด้วยลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม</p>	
3.1	50
<p>แสดงการเคลื่อนที่ของแสงในโครงสร้างหลายชั้น</p>	
3.2	50
<p>แสดงการเคลื่อนที่ของแสงในโครงสร้าง 3 ชั้น</p>	
3.3	53
<p>(ก) แสดงการเลี้ยวเบนแบบเป็นระนาบ (ข) แสดงการเลี้ยวเบนแบบเป็นกรวย</p>	
3.4	54
<p>แสดงลักษณะของแสงตกกระทบเกรตติง</p>	
3.5	55
<p>ลักษณะการเคลื่อนที่ของแสงแบบฟาบรี-เปโรต์</p>	
3.6	55
<p>ลักษณะภาพที่เกิดจากปรากฏการณ์ฟาบรี-เปโรต์ (ก) คุณภาพของการเกิดฟาบรี-เปโรต์ต่ำ (Low Finesse) (ข) คุณภาพของการเกิดฟาบรี-เปโรต์สูง (High Finesse)</p>	

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.7	แบบจำนวนการเปลี่ยนโครงสร้างเกรตติงเป็นโครงสร้างผิวเรียบ	57
3.8	โครงสร้างของเซนเซอร์ที่ต้องการศึกษา	58
3.9	แผนภาพขั้นตอนการจำลองผลบนโปรแกรมเมตแลบ	59
3.10	(ก) ระบบส่งแก๊สเข้าไปในระบบแสง และ (ข) ระบบแสงที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพตอบสนองของเซนเซอร์เชิงแสง	60
3.11	(ก) การสร้างชั้นฟิล์มไทเทเนียม และทองลงบนแผ่นแก้วรองรับ (ข) การสร้างแม่พิมพ์ต้นแบบด้วยการฉายด้วยลำอิเล็กตรอน (ค) การสร้างลวดลายเกรตติงด้วยการประทับตรา และ (ง) แสดงโครงสร้างเซนเซอร์เชิงแสง	63
3.12	แสดงการวัดค่าตัวแปรสภาพไวและค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) โดยแกน x แสดงค่า $n_0 \sin(\theta_0)$ และ แกน y แสดงค่าความสะท้อน จากผลการจำลองโครงสร้างแบบเรขาคณิต ชั้นฟิล์มโลหะทองหนา 50 nm โดยค่าดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์มีค่าเท่ากับ 1.33 (สีฟ้า) และ 1.34 (สีส้ม) แสดงตกกระทบมีโพลาไรเซชันแบบพี	66
4.1	แสดงตัวแปรที่ต้องการศึกษาของโครงสร้างแบบเรขาคณิตผิวเรียบ	69
4.2	(ก) ผลการจำลองการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) (ข) กราฟแสดงความสัมพันธ์ของค่าความสะท้อนและค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ที่ตำแหน่งมุมพลาสมอน (θ_p) ของแต่ละความหนาของทอง (d_m)	70
4.3	ผลการจำลองการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) ของโครงสร้างโครงสร้างแบบ เรขาคณิต เส้นประสีแดงแสดงตำแหน่งของมุมพลาสมอน (θ_p) ซึ่งคำนวณจากสมการที่ 2.11	71
4.4	(ก) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าตำแหน่งของมุมพลาสมอน (θ_p) และค่าสภาพไว (S) ต่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) และ (ข) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) และค่าความดี (FOM) ต่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)	71

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.5	ลักษณะของผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของโครงแบบ เครชมานน์	72
4.6	แสดงตัวแปรที่ต้องการศึกษาของโครงสร้างแบบเกรตติง	73
4.7	แสดงค่าความแตกต่างของค่าดัชนีหักเหระหว่างเกรตติงและสารตัวอย่าง โดยมีค่าความแตกต่างตั้งแต่ 0.5 ถึง 3.0 (เพิ่มขึ้นทีละ 0.5) และมีตัวแปร อื่น ๆ ดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $10 \lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ 0.1 ถึง 2.0 ค่าดัชนีหักเหของ เกรตติงเท่ากับ 1.5 RIU ถึง 4.0 RIU (เพิ่มขึ้นทีละ 0.5) ค่าดัชนีหักเหของ ตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0 องศา	74
4.8	แสดงค่าความสะท้อนของการเลี้ยวเบนลำดับที่ $m=0$ ในการศึกษาการ เปลี่ยนแปลงความหนาของเกรตติง (h_g) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบ พีและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm และ (ข) แสงโพลาไรเซชัน แบบเอสและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ได้แก่ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	77
4.9	แสดงค่าเฟสของแสงของการเลี้ยวเบนลำดับที่ 0 ในการศึกษาการ เปลี่ยนแปลงความหนาของเกรตติง (h_g) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบ พีและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm และ (ข) แสงโพลาไรเซชัน แบบเอสและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ได้แก่ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	77
4.10	แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบ เอส โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3 \lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนี หักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	78

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.11	79
แสดงค่าเฟสของแสงในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบเอส โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	
4.12	79
แสดงค่าความสะท้อนต่ำที่สุดของแต่ละความหนาของทอง (d_m) ของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพี (เส้นสีน้ำเงิน) และแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบเอส (เส้นสีแดง)	
4.13	81
แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงคาบเกรตติง (λ_g) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพีและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° และ (ข) แสดงตำแหน่งโหนดฟารี-เปโรต์	
4.14	82
แสดงตำแหน่งโหนดฟารี-เปโรต์ที่ได้จากการคำนวณซ้อนทับลงบนรูปที่ 4.13 ก ในช่วงคาบเกรตติง (λ_g) 0 ถึง $2\lambda_0$	
4.15	83
แสดงค่าเฟสของแสงในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงคาบเกรตติง (λ_g) ในช่วง 0 ถึง $2\lambda_0$ ของ แสงโพลาไรเซชันแบบพี ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.16	83
แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงคาบเกรตติง (λ_g) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบเอสและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° และ (ข) แสดงตำแหน่งโหนดฟาบรี-เปโรต์	
4.17	85
แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี ที่มีความหนาของทอง (d_m) 48 nm และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบเอส ที่มีความหนาของทอง (d_m) 38 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3 \lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	
4.18	85
แสดงค่าเฟสของแสงในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี ที่มีความหนาของทอง (d_m) 48 nm และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบเอส ที่มีความหนาของทอง (d_m) 38 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3 \lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	
4.19	87
แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) โดยใช้แสงโพลาไรเซชันแบบพี (ก) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 (ข) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 และ (ค) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 โดยมีตัวแปรอื่นดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.20	แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) โดยใช้แสงโพลาไรเซชันแบบเอส (ก) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 (ข) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 และ (ค) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 โดยมีตัวแปรอื่นดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 38 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ 1.25 λ_0 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	88
4.21	แสดงความเป็นเชิงเส้นของเซนเซอร์ โดยใช้ค่าตัวแปรดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ 1.25 λ_0 ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°	89
4.22	แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) โดยใช้แสงโพลาไรเซชันแบบพี (ก) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 (ข) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 และ (ค) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ 1.25 λ_0 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90°	90
4.23	(ก) แสดงผลตอบสนองของเซนเซอร์ สำหรับแสงโพลาไรเซชันแบบพี และมีตัวแปรอื่น ๆ ดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ 1.25 λ_0 ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.25 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° (ข) แสดงรูปขยายในกรอบสี่เหลี่ยมประสีแดงในรูปที่ 4.23 ก	92
4.24	(ก) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'A' (ข) (ก) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'B' (ค) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'C' และ (ง) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'D'	93

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.25 (ก) แผนภาพเซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบตั้งเดิม และ (ข) เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบกระจกแบรกก	96
4.26 (ก) ภาพที่ถ่ายโดยโครงแบบเครขมานันน์ โดยตัวอย่างเป็นอากาศ (ข) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์ (ค) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์หลังการปรับส่วนโค้ง (ง) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์จากการคำนวณด้วยสมการเฟรสเนล	100
4.27 (ก) ภาพที่ถ่ายโดยโครงแบบเครขมานันน์ โดยตัวอย่างเป็นแก๊สไนโตรเจน (ข) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์ (ค) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์หลังการปรับส่วนโค้ง (ง) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์จากการคำนวณด้วยสมการเฟรสเนล	101

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคเบาหวาน (Diabetes) เป็นภาวะที่ร่างกายมีระดับน้ำตาลในเลือดสูงกว่าปกติ อันเป็นผลมาจากความบกพร่องของการหลั่งอินซูลิน (Insulin) จากตับอ่อน หรือประสิทธิภาพการทำงานของอินซูลินลดลงจากภาวะดื้ออินซูลิน หรือทั้งสองอาการร่วมกัน โดยสมาคมโรคเบาหวานนานาชาติ รายงานว่าในปี พ.ศ. 2562 ผู้ป่วยโรคเบาหวานทั่วโลกมีจำนวน 463 ล้านคน และเพิ่มขึ้นเป็น 700 ล้านคนในปี พ.ศ. 2588 (Federation, 2019) อีกทั้งผู้ป่วยโรคเบาหวานจำนวน 3 ใน 4 อาศัยอยู่ในประเทศที่มีรายได้ต่ำถึงปานกลาง และจากข้อมูลของสมาคมโรคเบาหวานแห่งประเทศไทย รายงานว่าจำนวนผู้ป่วยเป็นโรคเบาหวานในประเทศไทยมีประมาณ 4.2 ล้านคน ในปี พ.ศ. 2560

ปัจจุบันการตรวจปริมาณน้ำตาลในเลือดที่นิยม คือ การเจาะเลือด เพื่อนำตัวอย่างเลือดไปตรวจวัด โดยใช้เครื่องตรวจปริมาณน้ำตาล ซึ่งสามารถตรวจวัดได้ทั้งที่โรงพยาบาลหรือผู้ป่วยสามารถตรวจวัดเองได้ที่บ้านผ่านเครื่องตรวจปริมาณน้ำตาลซึ่งปัจจุบันมีขนาดเล็กลง แต่อย่างไรก็ตามการตรวจทั้งที่โรงพยาบาลหรือที่บ้านด้วยตนเอง ก็ยังจัดเป็นการตรวจปริมาณน้ำตาลแบบรุกรักร่างกาย (Invasive) โดยปกติแล้ว ผู้ที่มีสุขภาพดีควรมีระดับของกลูโคสในเลือดขณะที่ไม่ได้ทานอาหารประมาณ 70 - 110 mg/dL เท่านั้น และต้องไม่ตรวจพบน้ำตาลกลูโคสในปัสสาวะเลยหากไตยังคงทำงานได้อย่างปกติ เนื่องจากไตทำหน้าที่ในการดูดซึมกลับน้ำตาลกลูโคสเข้าสู่ร่างกาย (AMPROHealth, 2560) อย่างไรก็ตามหากระดับน้ำตาลในเลือดสูงมากหรือมีระดับน้ำตาลประมาณ 160-180 mg/dL ก็อาจทำให้ไตไม่สามารถดูดซึมน้ำตาลกลูโคสกลับได้ทัน จึงทำให้มีน้ำตาลกลูโคสหลุดไปกับปัสสาวะ ดังนั้นกลุ่มของผู้ป่วยโรคเบาหวานที่มีปริมาณน้ำตาลในเลือดสูงมากกว่า 160 mg/dL จึงเป็นกลุ่มประชากรที่อยู่ในขอบข่ายของการศึกษานี้ เพื่อสร้างไบโอเซนเซอร์ที่สามารถใช้ตรวจได้โดยไม่รุกรักร่างกาย (Non-invasive)

ปัจจุบันไบโอเซนเซอร์ที่ใช้แพร่หลายในการตรวจระดับน้ำตาลในเลือด เป็นไบโอเซนเซอร์ชนิดเคมีไฟฟ้า และใช้เอนไซม์กลูโคสออกซิเดส (Glucose Oxidase) ซึ่งเป็นเอนไซม์

ที่มีความจำเพาะกับน้ำตาลกลูโคส เอนไซม์นี้ก่อให้เกิดผลิตภัณฑ์ในกระบวนการทางเคมี และใช้ผลิตภัณฑ์ดังกล่าวเป็นตัวบ่งชี้ถึงสัญญาณที่เปลี่ยนแปลง แต่อย่างไรก็ตามการตรึง (Immobilization) เอนไซม์กลูโคสออกซิเดสลงบนผิวของอิเล็กโทรดทำให้เกิดการลดทอนของสัญญาณระหว่างบริเวณที่ว่องไวต่อปฏิกิริยา (Active Site) ของเอนไซม์กลูโคสออกซิเดสกับพื้นผิวอิเล็กโทรด และเกิดการละลายของเอนไซม์กลูโคสออกซิเดส (Enzyme Leaching) (Unnikrishnan, Palanisamy, & Chen, 2013; Willner & Katz, 2000) เนื่องจากเอนไซม์มีอายุการใช้งานที่จำกัด เอนไซม์เสื่อมสภาพตามเวลาและสภาวะแวดล้อมที่จัดเก็บ หากจัดเก็บไม่เหมาะสมจะทำให้เอนไซม์เสียสภาพไวขึ้นและไม่สามารถนำมาใช้ในการวัดผลได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ เพื่อแก้ปัญหานี้ ขอบเขตงานวิจัยนี้จึงศึกษาไบโอเซนเซอร์เชิงแสงที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ซึ่งเป็นวิธีการหนึ่งในการตรวจวัดโมเลกุลชีวภาพที่ไหลผ่านบริเวณหน่วยรับรู้ทางชีวภาพของไบโอเซนเซอร์ และเป็นไบโอเซนเซอร์แบบไม่ติดฉลาก (Label-free Biosensor)

การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน (Surface Plasmon Resonance: SPR) คือการสั่นพ้องของพลาสมอนบนพื้นผิว (Surface Plasmon: SP) หรือการสั่นพ้องของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าบนพื้นผิว ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อ โมเมนตัมของแสงที่ตกกระทบมีค่าเท่ากับ โมเมนตัมของการสั่นของอิเล็กตรอนในโลหะมีสกุล (Noble Metals) ซึ่งทำให้พลังงานของแสงบางส่วนที่สะท้อนออกมาถูกดูดกลืนเข้าไปในโลหะมีสกุล ส่งผลให้เกิดตำแหน่งมุมองศาของการสะท้อนที่มีค่าความสะท้อนต่ำที่สุดหรือเรียกว่าพลาสมอนิกดิพ (Plasmonic Dip) และเรียกตำแหน่งมุมองศาของการสะท้อนที่เกิดพลาสมอนิกดิพว่ามุมพลาสมอน (Plasmonic Angle: θ_p) คลื่นพื้นผิวพลาสมอนนี้มีคุณสมบัติรับรู้การเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของ โมเลกุลหรือสารตัวอย่างที่อยู่บนพื้นผิวของโลหะมีสกุล เช่น หากตัวอย่างเป็นอากาศ มีค่าดัชนีหักเหเท่ากับ 1.00 มีมุมพลาสมอน (θ_p) ค่ามุมหนึ่ง และหากเปลี่ยนตัวอย่างเป็นน้ำ มีค่าดัชนีหักเหเท่ากับ 1.33 ก็จะมีมุมพลาสมอนอีกค่ามุมหนึ่ง ด้วยคุณสมบัตินี้จึงสามารถออกแบบไบโอเซนเซอร์ซึ่งสามารถตรวจวัดระดับความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคสที่ละลายอยู่ในตัวทำละลายได้ เนื่องจากเมื่อค่าความเข้มข้นของน้ำตาลกลูโคสในสารละลายเพิ่มมากขึ้น หมายถึงสารละลายน้ำตาลกลูโคสมีค่าดัชนีหักเหเพิ่มมากขึ้นอีกด้วย (Robinson & Dhanlaksmi, 2017)

ไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน มักใช้แสงที่มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วงแสงสีแดงจนถึงอินฟราเรดในการกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอน และใช้โลหะทองเป็นองค์ประกอบหนึ่งของไบโอเซนเซอร์ เนื่องจากทองเป็นโลหะมีสกุลที่กระตุ้นคลื่นพื้นผิว

ลาสมอนได้ดี ไม่ก่อให้เกิดกระบวนการออกซิเดชัน (Oxidation) (Hasan, Akter, Rifat, Rana, & Ali, 2017) และมีคุณสมบัติความเข้ากันได้กับเซลล์สิ่งมีชีวิต (Biocompatibility) (Xue et al., 2014) ไบโอะเซนเซอร์ชนิดนี้ให้สัญญาณเอาต์พุตออกมาในรูปของแสงสะท้อน ซึ่งต้องใช้อุปกรณ์รับแสง เช่น กล้องซีซีดี (Charge-coupled Device: CCD) เป็นต้น

ประเด็นที่น่าสนใจของไบโอะเซนเซอร์เชิงแสงที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนคือการออกแบบโครงสร้างของเซนเซอร์ในรูปแบบต่าง ๆ เช่น โครงสร้างเกรตติง (Grating) โครงสร้างแบบท่อนำคลื่น โครงสร้างแบบหลายชั้น โครงสร้างแบบเส้นใยนำแสง และอื่น ๆ (Gupta & Kant, 2018; Kumari, Mohapatra, & Moirangthem, 2017; Sadeghi & Shirvani, 2019) เพื่อกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอนและกระตุ้นให้เกิดโหมดอื่น ๆ ที่มีสภาพไว (Sensitivity: S) มากขึ้น และมีค่าความดี (Figure of Merit: FOM) ของไบโอะเซนเซอร์มากขึ้น เช่น โหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนระยะไกล (Long-range Surface Plasmon) โหมดฟาบริ-เปโรต์ (Fabry-Perot: FP) และโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนที่เกิดจากเกรตติง เป็นต้น ขอบเขตงานวิจัยนี้ศึกษาการปรับปรุงค่าความดี ของไบโอะเซนเซอร์ด้วยการออกแบบหน่วยรับรู้ทางชีวภาพของไบโอะเซนเซอร์ในลักษณะของเกรตติง

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

การศึกษาค่าของพลาสมอนิกเกรตติง (Plasmonic Grating) ในการปรับปรุงค่าความดี (FOM) ของไบโอะเซนเซอร์เชิงแสงที่อาศัยหลักการเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

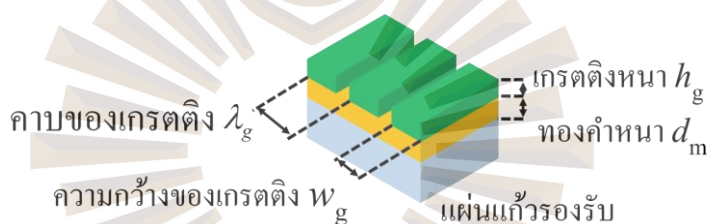
1.3 คำถามการวิจัย / สมมติฐานการวิจัย

การออกแบบโครงสร้างของไบโอะเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ได้แก่ ความหนาของทอง (d_m) ดัชนีหักเหของเกรตติง ความหนาของเกรตติง (h_g) คาบเกรตติง (λ_g) ความกว้างของเกรตติง (w_g) และฟิลล์แฟกเตอร์ (Fill Factor: FF) ทำให้ไบโอะเซนเซอร์มีค่าความดี มากขึ้น

1.4 กรอบแนวคิดการวิจัย

โครงสร้างไบโอเซนเซอร์ในขอบเขตการวิจัยนี้ประกอบไปด้วยตัวแปรดังแสดงในรูปที่ 1.1 ซึ่งประกอบไปด้วยตัวแปรดังนี้

- (1) ความหนาของทอง (d_m) ซึ่งแทนด้วยตัวแปร (d_m)
- (2) ดัชนีหักเหของเกรตติง ซึ่งแทนด้วยตัวแปร ($n_{grating}$)
- (3) ความหนาของเกรตติง (h_g) ซึ่งแทนด้วยตัวแปร (h_g)
- (4) คาบเกรตติง ซึ่งแทนด้วยตัวแปร (λ_g)
- (5) ความกว้างของเกรตติง ซึ่งแทนด้วยตัวแปร (w_g)
- (6) ฟิลล์แฟกเตอร์ ซึ่งแทนด้วยตัวแปร (FF) มีค่าเท่ากับอัตราส่วนของ w_g ต่อ λ_g



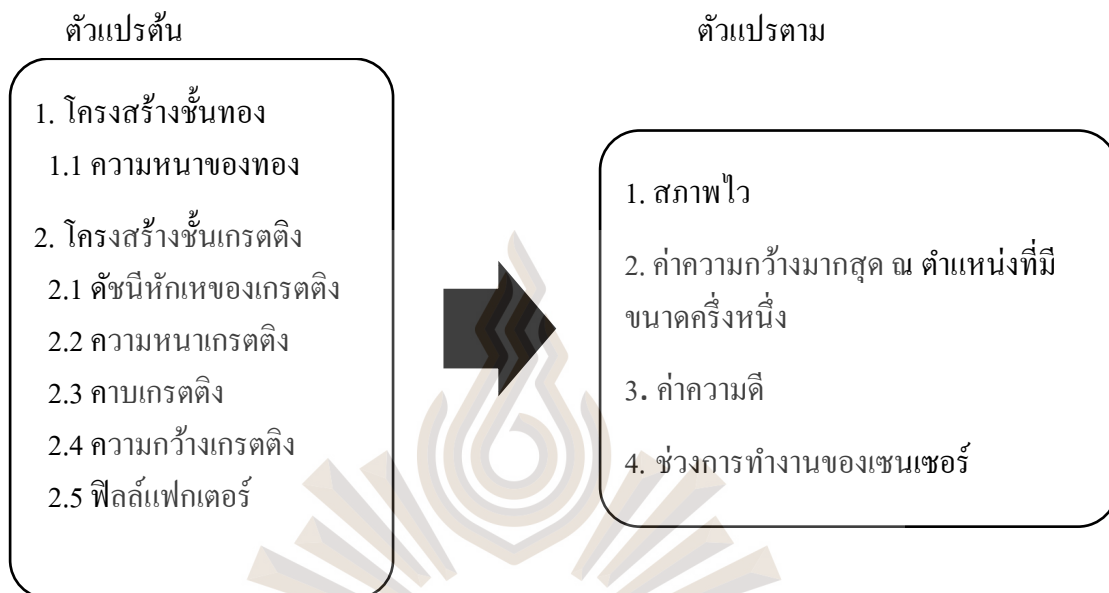
รูปที่ 1.1 แสดงตัวแปรของโครงสร้างไบโอเซนเซอร์

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

ตัวแปรต้น (Independent Variable) หรือโครงสร้างของไบโอเซนเซอร์ ได้แก่ ความหนาของทอง (d_m) ดัชนีหักเหของเกรตติง ความหนาของเกรตติง (h_g) คาบเกรตติง (λ_g) ความกว้างของเกรตติง (w_g) และฟิลล์แฟกเตอร์

ตัวแปรตาม (Dependent Variable) หรือค่าตัวแปรที่บ่งบอกถึงความสามารถของไบโอเซนเซอร์ ได้แก่ สภาวะไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (Full-width at Half-maximum: FWHM) ค่าความดี (FOM) และช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (Dynamic Range: DR) ซึ่งเปลี่ยนแปลงตามตัวแปรต้น ทั้งนี้ได้ให้นิยามโดยละเอียดในหัวข้อ 1.5 นิยามศัพท์ และหัวข้อ 3.5 การวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป

ตัวแปรควบคุม (Control Variable) ได้แก่ ความยาวคลื่นของแหล่งกำเนิดแสง กำลังของแหล่งกำเนิดแสง โพลาไรเซชันของแสง และสิ่งแวดล้อม เช่น อุณหภูมิ และ แสงจากภายนอก



รูปที่ 1.2 แผนภาพแสดงกรอบแนวคิดการวิจัย

วิเคราะห์ และเก็บข้อมูลตัวแปรตาม โดยการเปลี่ยนแปลงตัวแปรต้น เพื่อศึกษาผลของตัวแปรตามดังที่แสดงในรูปที่ 1.2 โดยศึกษาจากการคำนวณและการจำลองด้วยโปรแกรมแมตแลบ (MATLAB) เวอร์ชัน 2019a บนคอมพิวเตอร์ ตามวิธีการศึกษาดังนี้

1.4.1 สมการของเฟรสเนล

สมการของเฟรสเนล (Fresnel's Equation) ใช้ในการคำนวณที่เกี่ยวข้องกับการหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน (Reflection Coefficient) หรือค่าความสะท้อน (Reflectance) ค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (Transmission Coefficient) หรือค่าความส่งผ่าน (Transmittance) ซึ่งสามารถคำนวณขนาด (Amplitude) และเฟส (Phase) สมการของเฟรสเนลใช้สำหรับการคำนวณกรณีเซนเซอร์ที่มีลักษณะเป็นพื้นผิวเรียบ (Uniform) สามารถคำนวณได้ตั้งแต่โครงสร้างแบบ 2 ชั้น หรือมากกว่า

1.4.2 การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัด

การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัด (Rigorous Coupled Wave Analysis: RCWA) ใช้ในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน หรือค่าความสะท้อน ค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านหรือค่าความส่งผ่าน การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดสามารถใช้คำนวณได้ทั้งกรณีเซนเซอร์ที่มีลักษณะพื้นผิวเรียบและเซนเซอร์ที่มีลักษณะเป็นเกรตติง การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดนี้คำนวณคำตอบโดยตรงจากการจากแก้สมการอนุพันธ์แม่เหล็กไฟฟ้าของแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations of Electromagnetism) ซึ่งสามารถใช้คำนวณได้อย่างถูกต้องแม่นยำ

การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดยังสามารถใช้คำนวณขนาดของสนามไฟฟ้า (Electric Field) และสนามแม่เหล็ก (Magnetic Field) ทางแกน x y และ z ของโครงสร้างซึ่งขึ้นอยู่กับโพลาไรเซชันของแสงที่ตกกระทบ เช่น แสงโพลาไรเซชันแบบพี (P-Polarization) หรือแสงโพลาไรเซชันแบบทีเอ็ม (Transverse Magnetic Polarization: TM) สามารถคำนวณสนามไฟฟ้าทางแกน x และ z และคำนวณสนามแม่เหล็กทางแกน y และแสงโพลาไรเซชันแบบเอส (S-Polarization) หรือแสงโพลาไรเซชันแบบทีอี (Transverse Electric Polarization: TE) สามารถคำนวณสนามไฟฟ้าทางแกน y และคำนวณสนามแม่เหล็กทางแกน x และ z

ภายหลังการคำนวณโครงสร้างไบโอเซนเซอร์ด้วยสมการของเฟรสเนลและการวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัด ขั้นตอนต่อไป คือ การคำนวณและบันทึกค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ค่าความดี (FOM) และช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) เพื่อนำไปวิเคราะห์ต่อไป

1.5 นิยามศัพท์

ไบโอเซนเซอร์ (Biosensor) อุปกรณ์ตรวจจับ แสดง หรือส่งข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นเมื่อสารที่วิเคราะห์ (Analytes) หรือสารชีวโมเลกุล (Biomolecules) ไหลผ่านไบโอเซนเซอร์ ซึ่งมีทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ทำหน้าที่เปลี่ยนแปลงข้อมูลดังกล่าวเป็นสัญญาณไฟฟ้า

พลาสมอนิกเกรตติง (Plasmonic grating) เกรตติง คือ คำที่ใช้เรียก โครงสร้างซึ่งมีลักษณะเป็นคาบ เมื่อแสงผ่านชั้น โครงสร้างนี้ทำให้แสงเกิดการเลี้ยวเบน (Diffraction) สามารถใช้เกรตติงในการเพิ่มหรือลดทอนค่าความสะท้อน ค่าความส่งผ่าน หรือค่าการดูดกลืน (Absorbance) การนำเกรตติงมาใช้ในงานที่เกี่ยวกับคลื่นพื้นผิวพลาสมอน สามารถเรียกว่าเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าพลาสมอนิกเกรตติง

การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน (Surface plasmon resonance: SPR) การสั่นพ้องของพลาสมอนบนพื้นผิวหรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าบนพื้นผิว ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อความถี่ของแสงที่ตกกระทบมีค่าเท่ากับความถี่ของการสั่นของอิเล็กตรอนใน โลหะมีสกุลซึ่งทำให้พลังงานของแสงบางส่วนถูกดูดกลืนเข้าไปในโลหะมีสกุล ส่งผลให้เกิดตำแหน่งมุมองศาของการสะท้อนที่มีค่าความสะท้อนต่ำที่สุดหรือพลาสมอนิกดิฟและเรียกตำแหน่งของมุมที่เกิดพลาสมอนิกดิฟว่ามุมพลาสมอน (θ_p)

ฟิลล์แฟกเตอร์ (Fill factor: FF) อัตราส่วนระหว่างความกว้างของเกรตติง (w_g) ต่อคาบเกรตติง (λ_g) ซึ่งไม่มีหน่วย

สภาพไว (Sensitivity: S) อัตราส่วนระหว่างการเปลี่ยนแปลงของเอาต์พุต (Output) ต่ออินพุต (Input) หรือการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของพลาสมอนิกดิฟที่มุมพลาสมอน (θ_p) ต่อการเปลี่ยนแปลงดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์

ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (Full-width at half-maximum: FWHM) ค่าความกว้างของพลาสมอนิกดิฟที่มุมพลาสมอน (θ_p) ซึ่งเป็นฟังก์ชันของผลคูณระหว่างค่าดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงตกกระทบชั้นแรก (n_0) กับฟังก์ชันไซน์ของมุมตกกระทบ $\sin(\theta_0)$ หรือ $n_0 \sin(\theta_0)$ ณ ตำแหน่งที่ค่าความสะท้อนเท่ากับ 0.5 ซึ่งไม่มีหน่วย

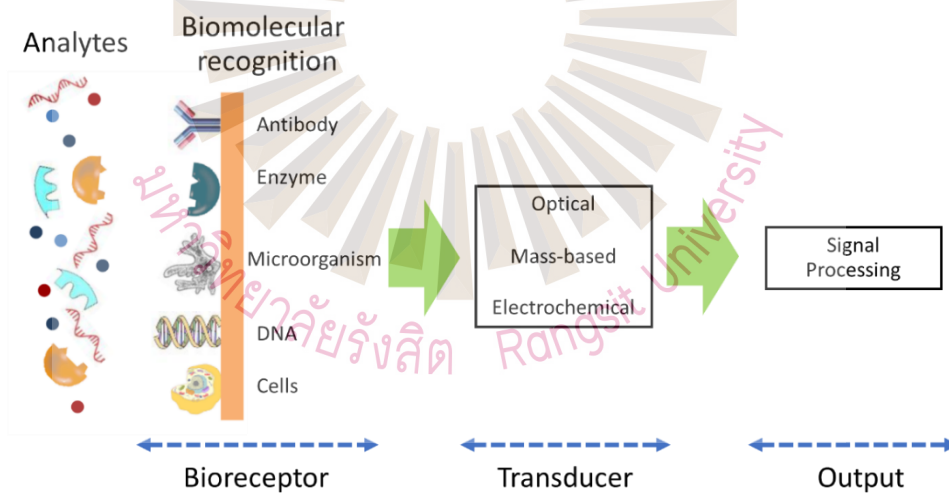
ค่าความดี (Figure of merit: FOM) ค่าตัวเลขที่เกิดจากการคำนวณอัตราส่วนระหว่างสภาพไวต่อค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ซึ่งไม่มีหน่วย หากค่าความดี (FOM) มีค่ามาก บ่งบอกถึงความเป็นเซนเซอร์ที่ดี

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง / ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ไบโอเซนเซอร์

ไบโอเซนเซอร์ คือ อุปกรณ์เชิงวิเคราะห์ (Analytical Device) ซึ่งนำไปใช้วิเคราะห์สารที่วิเคราะห์ หรือ องค์ประกอบชีวภาพ (Biological Element) ได้แก่ เนื้อเยื่อ (Tissue) จุลชีพ (Microorganism) ออร์แกเนลล์ (Organelle) เอนไซม์ (Enzyme) และสารภูมิต้านทาน (Antibody) เป็นต้น โดยมีทรานสดิวเซอร์ซึ่งเป็นหน่วยแปลงสัญญาณทางกายภาพหรือเคมีไปเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า จากนั้นสัญญาณถูกนำไปประมวลผลในระบบประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing System) ต่อไป (Schasfoort, 2017) ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงองค์ประกอบของไบโอเซนเซอร์

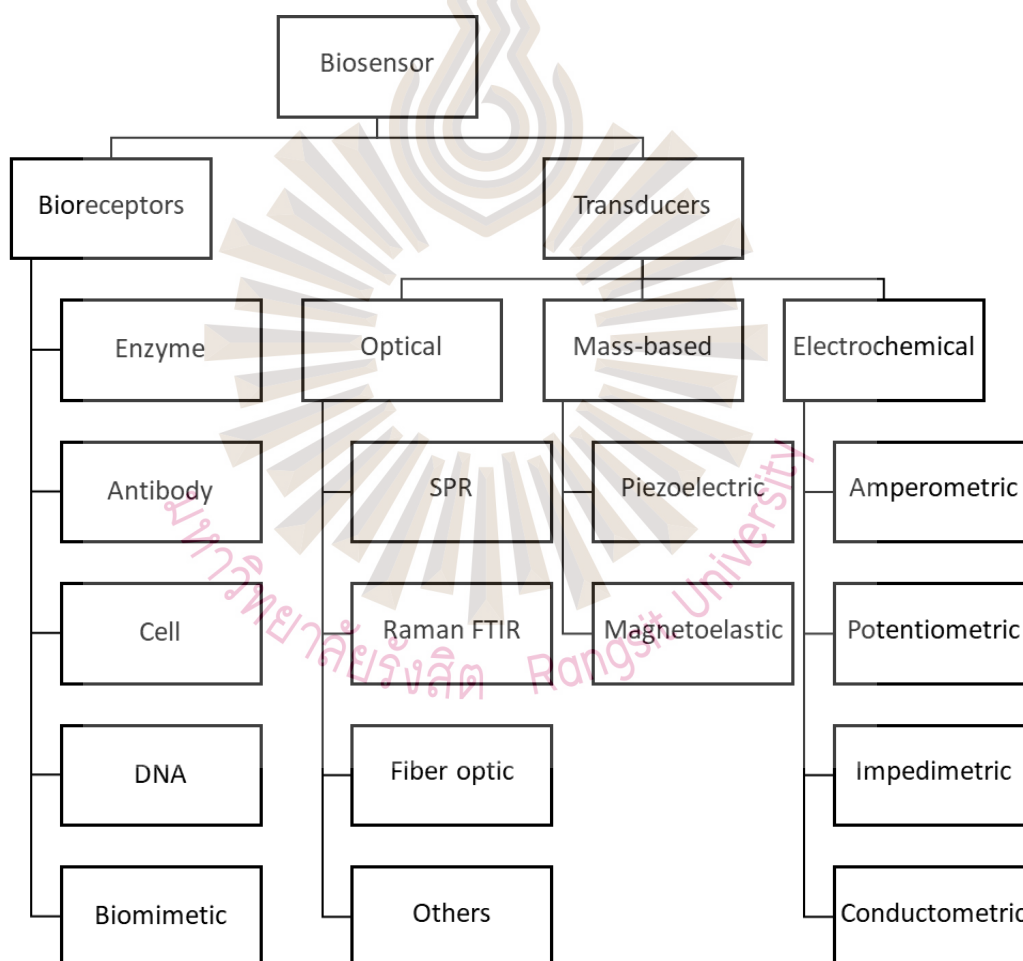
ที่มา: Qian et al., 2019

นอกจากนี้การนำไบโอเซนเซอร์ไปวิเคราะห์สารตัวหนึ่งในสารละลาย (Solution) ปัจจุบันมีวิธีการออกแบบให้ไบโอเซนเซอร์มีความจำเพาะต่อสารที่วิเคราะห์ได้โดยการออกแบบโมเลกุลจดจำ (Molecular Recognition) หรือหน่วยรับรู้ชีวภาพ (Bioreceptor) บนไบโอเซนเซอร์ ซึ่งช่วยให้

สารที่ต้องการวิเคราะห์มีโอกาสจับกับโมเลกุลจดจำมากขึ้น ซึ่งเป็นผลให้ไบโอเซนเซอร์มีความจำเพาะต่อสารที่ต้องการวิเคราะห์มากขึ้น

2.1.1 องค์ประกอบและประเภทของไบโอเซนเซอร์

ไบโอเซนเซอร์ประกอบไปด้วย 3 ส่วนหลัก ๆ ได้แก่ หน่วยรับรู้ทางชีวภาพ ทรานสดิวเซอร์ และระบบประมวลผลสัญญาณ ดังนั้นการแยกประเภทของไบโอเซนเซอร์นั้นสามารถแยกโดยใช้หน่วยรับรู้ชีวภาพ หรือทรานสดิวเซอร์เป็นเกณฑ์ได้ดังที่แสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 แสดงประเภทของไบโอเซนเซอร์ด้วยการจำแนกจากหน่วยรับรู้ชีวภาพและทรานสดิวเซอร์
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

2.1.1.1 การแยกประเภทไบโอเซนเซอร์โดยหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ

หน่วยรับรู้ทางชีวภาพ ทำหน้าที่จดจำโมเลกุลที่เข้าคู่กับตัวเอง ซึ่งเป็นองค์ประกอบสำคัญที่ช่วยให้ไบโอเซนเซอร์มีความจำเพาะ (Specificity) ต่อสารที่วิเคราะห์ หน่วยรับรู้ทางชีวภาพใช้กลไกปฏิกิริยาชีวเคมี (Biochemical Mechanism) ของสารหรือเซลล์ต่าง ๆ ซึ่งมีการแบ่งหน่วยรับรู้ออกเป็น 5 ประเภทใหญ่ ๆ ดังนี้

1) ไบโอเซนเซอร์ ประเภทของเซนเซอร์โดยทั่วไปที่ใช้หน่วยรับรู้ทางชีวภาพเป็นเอนไซม์ เนื่องจากไบโอเซนเซอร์ส่วนมากใช้เอนไซม์เป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ เอนไซม์โปรตีนธรรมชาติ (Natural Proteins) มีบทบาทสำคัญในการทำเร่งปฏิกิริยาใด ๆ ให้เกิดรวดเร็วขึ้น เมื่อนำเอนไซม์ไปใช้เป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ เอนไซม์มีความจำเพาะต่อโมเลกุลของสารที่วิเคราะห์ที่เข้ามาจับกับเอนไซม์ ซึ่งมีลักษณะการเข้าคู่ของโมเลกุลในแบบจำลองแม่กุญแจกับลูกกุญแจ (Lock and Key Model) จากนั้นจึงทำการตรวจจับสารผลิตภัณฑ์ (Product) ที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยา

2) อิมมูโนเซนเซอร์ (Immunosensor) ประเภทของเซนเซอร์ที่ใช้การเข้าคู่กันของสารภูมิคุ้มกันกับสารก่อภูมิคุ้มกัน (Antigen) เช่น การใช้สารภูมิคุ้มกัน A เป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ เพื่อมีความจำเพาะต่อสารก่อภูมิคุ้มกัน A เป็นต้น โดยทั่วไปแล้วอิมมูโนเซนเซอร์ใช้กับการทำอิมมูโนแอสเสย์ (Immunoassay) ซึ่งก็คือเทคนิคการหาปริมาณสารต่าง ๆ ในสารที่วิเคราะห์ เช่น เลือด ปัสสาวะ เป็นต้น โดยติดตามผลของปฏิกิริยาจำเพาะระหว่างสารก่อภูมิคุ้มกันและสารภูมิคุ้มกัน การทำอิมมูโนแอสเสย์เป็นเทคนิคการตรวจวัดที่เป็นที่นิยม และสามารถตรวจวัดสารที่มีความเข้มข้นต่ำ ๆ ได้ (Oh, Kim, Park, Lee, & Choi, 2004)

3) จีโนเซนเซอร์ (Genosensor) ประเภทของเซนเซอร์ที่ใช้การเข้าคู่กันของกรดนิวคลีอิก (Nucleic Acid) กับดีเอ็นเอ (DNA) เช่น การใช้ดีเอ็นเอสายเดี่ยว (Single-stranded DNA) เป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ เพื่อมีความจำเพาะต่อคู่เบส (Base-pairing) บนดีเอ็นเอคู่ตรงข้ามกัน (Paniel, Baudart, Hayat, & Barthelmebs, 2013)

4) แอปตาเซนเซอร์ (Aptasensor) ประเภทของเซนเซอร์ที่ใช้โครงสร้างเกี่ยวกับเซลล์ (Cellular Structure) กับ เซลล์ (Cell) เช่น การใช้แอปตาเมอร์ (Aptamer)

เป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ แอปตาเมอร์ คือ ดีเอ็นเอสายเดี่ยวสั้น ๆ หรือ เพปไทด์ (Peptide) สายสั้น ๆ มีความยาวประมาณ 30 ถึง 100 นิวคลีโอไทด์ (Nucleotides) การใช้แอปตาเมอร์เป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพมีความเสถียรภาพสูง และสามารถทำให้ไบโอเซนเซอร์ที่ได้มีความจำเพาะมากกว่าเซนเซอร์ประเภทที่ใช้หน่วยรับรู้ทางชีวภาพเป็นเอนไซม์หรือสารภูมิต้านทาน (Paniel et al., 2013)

ปัจจุบันมีการพัฒนาแอปตาเซนเซอร์ขึ้นมากมาย ซึ่งถูกนำไปประยุกต์ใช้กับเทคนิคการตรวจวัดแบบต่าง ๆ ดังนี้

(4.1) เทคนิคการตรวจแบบไม่ติดฉลาก (Label-free Method) เช่น เทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน (Albert, Lepinay, Caucheteur, & DeRosa, 2013) และ ควอตซ์คริสตัลไมโครบาลานซ์ (Wang & Li, 2013) (Quartz Crystal Microbalance: QCM)

(4.2) เทคนิคการตรวจแบบติดฉลาก (Labeled method) เช่น การใช้เคมีไฟฟ้า (Álvarez-Martos & Ferapontova, 2016) (Electrochemistry) ฟลูออเรสเซนซ์ (Lv et al., 2013) (Fluorescence) การเปล่งแสงที่เกิดจากปฏิกิริยาเคมี (Rahi, Sattarahmady, & Heli, 2016) (Chemiluminescence) และ ทรานซิสเตอร์สนามไฟฟ้า (Goda & Miyahara, 2013) (Field Effect Transistor)

5) ไบโอเซนเซอร์จุลินทรีย์ (Microbial Biosensor) ประเภทของไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยการเลียนแบบธรรมชาติ (Biomimetic) หรือเป็นการใช้จุลชีพ เช่น เชื้อรา (Fungi) หรือ แบคทีเรีย (Bacteria) ทำการตรึงลงบนทรานสดิวเซอร์ การใช้จุลชีพเป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพสามารถนำไปตรวจจับโมเลกุล สาร หรือ สภาพ (State) ของสิ่งแวดล้อมบริเวณนั้นได้ เนื่องจากจุลชีพยังคงเป็นเซลล์ที่มีชีวิต (Living Cell) ซึ่งภายในเซลล์ยังคงมีเอนไซม์หรือโปรตีนที่สามารถไปทำปฏิกิริยากับสารที่วิเคราะห์แบบมีความจำเพาะได้ และทำให้เกิดผลิตภัณฑ์หรือการเปลี่ยนแปลงที่ทำให้ทรานสดิวเซอร์ตรวจวัดได้

นอกจากนี้ยังมีการใช้โมเลกุลจดจำ ซึ่งก็คือการใช้โมเลกุลหนึ่ง ซึ่งมีความสามารถในการจดจำโมเลกุลอื่น โดยการใช้อันตรกิริยาพันธะ (Bonding Interaction) หรือรูปร่างโมเลกุล (Molecular Geometry) ความจำเพาะของอันตรกิริยาอาจเกิดขึ้นตั้งแต่ 2 โมเลกุล หรือ

มากกว่าผ่านการจับกันแบบไม่ใช่พันธะโคเวเลนต์ (Non-covalent Binding) เช่น การยึดเหนี่ยวแบบไฮโดรเจน (Hydrogen Bonding) แรงดึงดูดแบบไฮโดรโฟบิก (Hydrophobic Forces) หรือ แรงดึงดูดระหว่างโมเลกุลที่ไม่ชอบน้ำ แรงแวนเดอร์วาลส์ (Van der Waals Forces) หรือ แรงที่เกิดขึ้นระหว่างโมเลกุลหรืออะตอม ได้แก่ แรงระหว่างโมเลกุลไม่มีขั้ว และแรงระหว่างโมเลกุลมีขั้วกับไม่มีขั้ว อันตรกิริยาไพ-ไพ (π - π Interactions) การยึดเหนี่ยวแบบฮาโลเจน (Halogen Bonding) แรงที่เกิดจากประจุไฟฟ้าต่างชนิดกัน (Electrostatic Forces) และแรงที่เกิดจากแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Forces) เป็นต้น

2.1.1.2 การแยกประเภทไบโอเซนเซอร์โดยทรานสดิวเซอร์

ทรานสดิวเซอร์คือหนึ่งในองค์ประกอบที่สำคัญของไบโอเซนเซอร์ ซึ่งทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณที่ไบโอเซนเซอร์ตรวจวัดได้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ซึ่งสัญญาณที่สามารถตรวจวัดได้มีหลากหลายรูปแบบ อาทิ สัญญาณแบบเคมีไฟฟ้า สัญญาณแสง (Optical) สัญญาณจากการเปลี่ยนแปลงมวล (Mass Change) หรือ สัญญาณจากแม่เหล็ก (Magnetic)

ทั้งนี้ทรานสดิวเซอร์ที่แพร่หลายมากที่สุดคือทรานสดิวเซอร์แบบเคมีไฟฟ้าเนื่องจากปัจจุบันมีการพัฒนาไบโอเซนเซอร์ที่ใช้ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ มีการออกแบบให้พกพาได้ง่าย สักระยะสั้น ใช้งานง่าย มีต้นทุนต่ำจึงสามารถทำไบโอเซนเซอร์แบบใช้แล้วทิ้งได้ (Disposable) เซนเซอร์แบบเคมีไฟฟ้ามีขนาดเล็กที่สุดในบรรดาเซนเซอร์ทั้งหมด รวมถึงเซนเซอร์แบบแสงและแบบเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric) จึงแบ่งประเภทของไบโอเซนเซอร์ตามวิธีการที่ทรานสดิวเซอร์ตรวจวัด สามารถแบ่งเป็น 3 ประเภทใหญ่ ๆ ดังนี้

- (1) วิธีการตรวจวัดทางแสง (Optical Detection Method)
- (2) วิธีการตรวจวัดทางไฟฟ้าเคมี (Electrochemical Transducer)
- (3) วิธีการตรวจวัดทางน้ำหนัก (Mass-based Transducer)

ขอบเขตของการศึกษานี้เทคนิคการค้นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ดังนั้นเนื้อหาในส่วนนี้กล่าวถึงวิธีการตรวจวัดทางแสงเท่านั้น

1) วิธีการตรวจวัดทางแสง

วิธีการตรวจวัดทางแสงใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แสง (Optoelectronic Devices) ซึ่งก็คือทรานสดิวเซอร์ที่สามารถแปลงจากไฟฟ้าเป็นแสง (Electrical-to-optical) หรือ แสงเป็นไฟฟ้า (Optical-to-electrical) ซึ่งแสงก็คือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) และรวมถึงในรูปของรังสีที่มองไม่เห็น เช่น รังสีเอ็กซ์ (X-rays) รังสีอัลตราไวโอเล็ต (Ultraviolet) และรังสีอินฟราเรด (Infrared) อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แสงประกอบไปด้วย

1.1) ส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์แสง (Optoelectronic Components)

1.2) อุปกรณ์เชิงแสง (Optical Devices) เช่น ท่อนำคลื่น (Waveguide) และ เส้นใยนำแสง (Optical Fiber)

1.3) อุปกรณ์เปล่งแสง (Light-emitting Devices) เช่น ไดโอดเปล่งแสง (Light-emitting Diode) และ เลเซอร์ไดโอด (Laser Diode)

1.4) อุปกรณ์รับแสง (Light-receiving Devices) เช่น ตัวตรวจจับแสง (Photodetectors) และ เซลล์แสงอาทิตย์ (Solar Cell)

1.5) อุปกรณ์แสดงผล (Display Instruments) เช่น จอภาพผลึกเหลว (Liquid Crystal Display) และ จอแสดงผลชนิดไดโอดเปล่งแสง (LED Display)

2.1.2 ไบโอเซนเซอร์เชิงแสง

ไบโอเซนเซอร์เชิงแสง (Optical Biosensors) เป็นเครื่องมือที่การตรวจวัดและวิเคราะห์ที่สามารถนำไปพัฒนาและประยุกต์ไปใช้วัสดุต่าง ๆ ได้หลากหลาย เช่น งานวิจัยทางด้านชีวการแพทย์ (Biomedical Research) งานทางด้านสุขภาพ (Health Care) งานด้านเภสัชกรรม (Pharmaceutical) แม้กระทั่งงานทางด้านการเฝ้าสังเกตด้านสิ่งแวดล้อม (Environmental Monitoring) การรักษาความปลอดภัย และในสนามรบ (Battlefield) ก็ได้นำไปไบโอเซนเซอร์เชิงแสงไปใช้งานอีกด้วย โดยทั่วไปแล้วไบโอเซนเซอร์เชิงแสงประกอบไปด้วยองค์ประกอบหลัก ดังนี้

- (1) แหล่งกำเนิดแสง (Light source)
- (2) ตัวกลางที่แสงเคลื่อนที่ผ่าน (Optical Transmission Medium) เช่น เส้นใยนำแสง ท่อนำคลื่น และอื่น ๆ
- (3) หน่วยรับรู้ทางชีวภาพหรือโมเลกุลจดจำ เช่น เอนไซม์ สารก่อภูมิคุ้มกันทานจุลชีพ (Microbes) และอื่น ๆ
- (4) อุปกรณ์รับแสง

ไบโอเซนเซอร์เชิงแสงมีประโยชน์ดังนี้ มีความจำเพาะ มีความสามารถในการรับรู้จากระยะไกล (Remote Sensing) สามารถออกแบบระบบให้มีการแยกออกจากการรบกวนทางแม่เหล็กไฟฟ้า (Singh, Mishra, & Gupta, 2013) (Electromagnetic Interference) เป็นระบบที่มีความรวดเร็ว สามารถตรวจวัดได้แบบเวลาจริง (Real-time Measurement) สามารถออกแบบเซนเซอร์ให้มีอินพุตของสารที่วิเคราะห์หลายช่องได้ (Multi Channels) (Azzam, Hameed, Shehata, Heikal, & Obayya, 2016) มีระบบขนาดเล็ก และสามารถออกแบบระบบให้มีการรุกรานน้อย (Minimally Invasive) หรือไม่มีการรุกรานได้

ปริมาณหรือสัญญาณที่เปลี่ยนแปลงในไบโอเซนเซอร์เชิงแสงมีหลากหลายรูปแบบ เช่น การเปลี่ยนแปลงเฟส การเปลี่ยนแปลงแอมพลิจูด การเปลี่ยนแปลงโพลาไรเซชัน หรือการเปลี่ยนแปลงความถี่จากการที่แสงตกกระทบสู่ไบโอเซนเซอร์และก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงปฏิกิริยาทางกายภาพหรือเคมี โดยปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นนี้อาจมีหรือไม่มีหน่วยรับรู้ทางชีวภาพหรือตัวทำรอยก็ได้

ปัจจุบันไบโอเซนเซอร์เชิงแสงมีวิธีการตรวจ 2 วิธีได้แก่

1) วิธีการตรวจแบบฟลูออเรสเซนซ์ (Fluorescence-based Detection)

วิธีการตรวจนี้สารที่วิเคราะห์หรือหน่วยรับรู้ทางชีวภาพถูกติดฉลากด้วยสารฟลูออเรสเซนซ์ เช่น สีย้อม (Dyes) ซึ่งเปล่งแสงเมื่อสารที่วิเคราะห์เข้ามาทำอันตรกิริยากับตัวรับรู้ทางชีวภาพ หากปริมาณความเข้มแสงของการเปล่งแสงของสีย้อมมากหมายความว่าเกิดอันตรกิริยามาก วิธีการนี้มีสภาพไวมาก สามารถนำไปตรวจวัดโมเลกุลได้เล็กสุดได้ถึง 1 โมเลกุล (Single Molecule) แต่วิธีการนี้ก็ยังมีข้อเสียอยู่เนื่องจากต้องควบคุมปริมาณของความเข้มแสงที่ตกกระทบสู่

สารที่วิเคราะห์หรือสีย้อม เนื่องจากสีย้อมบางประเภทมีช่วงการเปล่งแสงที่สั้น ดังนั้นการควบคุมความเข้มแสงที่ตกกระทบคู่สารที่วิเคราะห์ ช่วยยืดระยะเวลาการเปล่งแสงได้

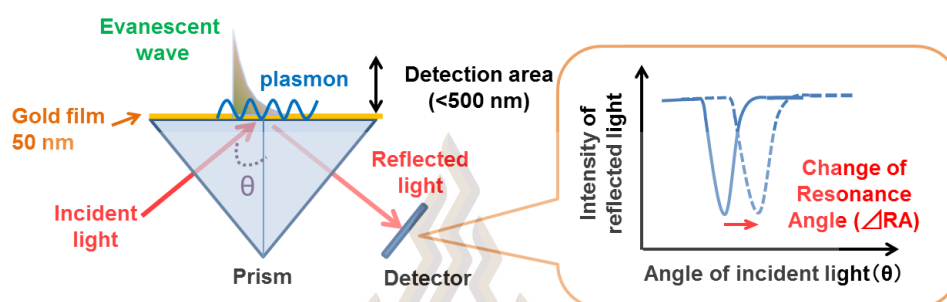
2) วิธีการตรวจแบบเสรีจากการติดฉลาก

วิธีการนี้สารที่วิเคราะห์ไม่จำเป็นต้องถูกติดฉลากด้วยสารฟลูออเรสเซนต์ เหมือนกับวิธีที่หนึ่ง หมายความว่าวิธีการนี้สามารถตรวจวัดหรือวิเคราะห์สารที่วิเคราะห์ได้โดยไม่ปนเปื้อนหรือเป็นสภาพที่เป็นธรรมชาติของสารที่วิเคราะห์ วิธีการนี้มีขั้นตอนที่ง่าย และประหยัดกว่า สามารถนำไปวัดได้ทั้งเชิงปริมาณ (Quantitative) และการวัดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของสารที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (Kinetic Measurement) ของอันตรกิริยาระหว่างโมเลกุลได้อีกด้วย

2.1.2.1 ไบโอะเซนเซอร์ที่ใช้เทคนิคชั้นฟองของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

การค้นฟองของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนเป็นหนึ่งในปรากฏการณ์ทางแสงที่สามารถนำปรากฏการณ์นี้ไปตรวจวัดสารที่วิเคราะห์แบบไม่รบกวนได้ หรือสามารถประดิษฐ์ไบโอะเซนเซอร์แบบไม่ติดฉลาก โดยไบโอะเซนเซอร์ที่ใช้เทคนิคการค้นฟองของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนแบบทั่วไป (Conventional SPR Biosensor) หรือเรียกโครงสร้างดังกล่าวว่า โครงแบบเครชแมนน์ (Kretschmann & Raether, 1968) ประกอบไปด้วยกระจกปริซึม (Prism) และฟิล์มโลหะมีสกุลบาง (Thin Noble Metallic Film) ดังรูปที่ 2.3 เทคนิคนี้อาศัยการกระตุ้นให้เกิดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) หรือคลื่นพื้นผิวพลาสมอน (Surface Plasmon Wave) หรืออนุภาคพื้นผิวพลาสมอน (Surface Plasmon Polariton: SPP) โดยการฉายแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงสีแดงถึงอินฟราเรดผ่านกระจกปริซึมตกกระทบฟิล์มโลหะมีสกุลบาง ซึ่งคลื่นพื้นผิวพลาสมอนนี้มีคุณสมบัติในการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเห (Reflective Index) ของสารที่วิเคราะห์ซึ่งอยู่บนพื้นผิวฟิล์มโลหะมีสกุลบาง เช่น หากสารที่วิเคราะห์นั้นเป็นอากาศและน้ำ ทำให้สัญญาณตอบสนองที่ต่างกันอันเนื่องมาจากดัชนีหักเหของอากาศ (ดัชนีหักเหเท่ากับ 1.00) และน้ำ (ดัชนีหักเหเท่ากับ 1.33) เป็นต้น และการนำไบโอะเซนเซอร์ชนิดนี้ไปตรวจวัดความเข้มข้นของสารละลายชนิดหนึ่งก็ย่อมตรวจวัดได้ เนื่องจากความเข้มข้น ค่ามวลโมเลกุลของสาร และค่าดัชนีหักเห มีความสัมพันธ์แบบเป็นเชิงเส้น หรือกล่าวได้ว่าหากสารมีความเข้มข้นเพิ่มขึ้น ย่อมแน่นอนว่าค่าดัชนีหักเหของสารก็ย่อมเพิ่มขึ้นแน่นอน รายละเอียดของการค้นฟองของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนนั้นได้อธิบายไว้โดยละเอียดในบท 2.2

ประโยชน์ของไบโอเซนเซอร์ที่ใช้เทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้แก่ มีสภาพไวสูง ใช้ปริมาณความเข้มข้นของสารต่ำ ๆ ได้ ตรวจวัดได้รวดเร็วและเป็นเวลาจริง ไม่มีขั้นตอนการเตรียมสารก่อนการวัด



รูปที่ 2.3 แสดงระบบการทำงานของไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิค

การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

ที่มา: Yanase et al., 2014

2.1.2.2 ไบโอเซนเซอร์ที่ใช้เทคนิคฟลูออเรสเซนซ์

ไบโอเซนเซอร์ที่ใช้เทคนิคฟลูออเรสเซนซ์ (Fluorescence-based Biosensor) (Pickup, Hussain, Evans, Rolinski, & Birch, 2005) เป็นเทคนิคในการตรวจวัดสารที่มีจุดเด่นในการวัดสารที่มีความเข้มข้นต่ำ ๆ ได้ดี และอย่างที่ได้อธิบายไปแล้วว่าสารที่วิเคราะห์ต้องผ่านขั้นตอนการเตรียมสารด้วยการติดฉลากด้วยสีย้อมก่อน เนื่องจากสารชีวโมเลกุลและสารที่วิเคราะห์ต่าง ๆ ล้วนไม่มีคุณสมบัติในการเปล่งแสงออกมาจากตัวเอง ดังนั้นจึงต้องพึ่งพาคุณสมบัติของสีย้อม จึงเรียกสีย้อมว่าโมเลกุลฟลูออเรสเซนซ์ (Fluorescence Molecule) การเปล่งแสงของโมเลกุลฟลูออเรสเซนซ์เกิดจากการฉายแสงช่วงความยาวคลื่นที่โมเลกุลฟลูออเรสเซนซ์ดูดกลืนพลังงานของแสงเข้าไป จากนั้นจึงคายพลังงานของแสงออกมาในช่วงความยาวคลื่นที่ยาวมากขึ้น

บางครั้งวิธีการตรวจวัดด้วยเทคนิคฟลูออเรสเซนซ์อาจไม่ทำการติดฉลากที่สารที่วิเคราะห์ แต่มีการทำรอยที่โมเลกุลจดจำหรือหน่วยรับรู้ทางชีวภาพแทน เมื่อสารที่วิเคราะห์เข้ามาทำอันตรกิริยากับหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ โมเลกุลฟลูออเรสเซนซ์จึงเปล่งแสง และสามารถตรวจวัดความเข้มข้นของสารที่วิเคราะห์ได้เช่นกัน

ไบโอเซนเซอร์ที่ใช้เทคนิคฟลูออเรสเซนซ์เป็นไบโอเซนเซอร์ที่ใช้โปรตีน (Protein-based Biosensor) หรือสารก่อภูมิคุ้มกันเป็นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ ซึ่งไบโอเซนเซอร์ชนิดนี้ประกอบไปด้วยพอลิเพปไทด์ 1 สาย (Polypeptide Chain) หรือมากกว่า พอลิเพปไทด์ทำหน้าที่เป็นโมเลกุลจดจำ และเปลี่ยนแปลงโครงสร้างเมื่อจับกับโมเลกุลของสารที่วิเคราะห์

2.1.3 ไบโอเซนเซอร์ชนิดไม่รุกราน

ไบโอเซนเซอร์ชนิดไม่รุกราน (Non-invasive Biosensor) เป็นที่สนใจของวงการแพทย์ นักวิทยาศาสตร์ และนักวิศวกร การพัฒนาไบโอเซนเซอร์ชนิดนี้ขึ้นต้องอาศัยการตรวจวัดปริมาณสารที่สนใจแบบอ้อม (Non-direct Method) หรือไม่รุกรานร่างกาย หมายถึงการตรวจวัดไม่ใช้สารที่วิเคราะห์เป็นเลือด ซีรัม (Serum) หรือ น้ำไขสันหลัง (Cerebrospinal Fluid) แต่เป็นการตรวจวัดจากน้ำตา (Tears) น้ำลาย (Saliva) เหงื่อ (Sweat) หรือสารน้ำแทรกใต้ผิวหนัง (Skin Interstitial Fluid) ประโยชน์ของวิธีการนี้คือสามารถตรวจวัดได้บ่อยขึ้น เนื่องจากการเก็บตัวอย่างสารที่วิเคราะห์นั้นเก็บได้ง่าย และไม่ก่อให้เกิดความเครียดต่อผู้ป่วยเมื่อเทียบกับวิธีแบบรุกราน ในทางตรงกันข้ามวิธีการนี้มีความท้าทายมาก เนื่องจากนักวิทยาศาสตร์และวิศวกรต้องมีความรู้ด้านเคมีและเข้าใจระบบการทำงานของร่างกายมนุษย์เพียงพอที่สามารถออกแบบไบโอเซนเซอร์ที่สามารถวัดปริมาณสารที่สนใจผ่านวัสดุอื่นแทนได้

2.2 การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

โดยปกติแล้ววัสดุกลุ่มโลหะมีความสามารถในการนำไฟฟ้า เนื่องจากมีอิเล็กตรอนอิสระ (Free Electron) เคลื่อนที่ไปมาภายในวัสดุด้วยความถี่ของการสั่นค่าหนึ่งเรียกว่า ความถี่พลาสมา (Plasma Frequency: ω_p) ซึ่งมีค่าเฉพาะขึ้นอยู่กับวัสดุ ลักษณะการสั่นดังกล่าวถูกนิยามให้เป็นคลื่นพื้นผิวชนิดหนึ่ง (Surface Wave) ปัจจุบันมีการค้นพบคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ซึ่งเกิดจากการรบกวนอิเล็กตรอนอิสระบนพื้นผิวของวัสดุด้วยอิเล็กตรอนหรือโฟตอนจากแสงที่ฉายลงบนผิววัสดุ คลื่นพื้นผิวพลาสมอนที่เกิดขึ้นมีคุณสมบัติที่สามารถนำไปสร้างเซนเซอร์เชิงแสง (Homola, 2003) หรือกล้องจุลทรรศน์ที่อาศัยคลื่นพื้นผิวพลาสมอนที่มีความละเอียดสูงได้ (Stabler, Somekh, & See, 2004)

อนุภาคของการสั่นในลักษณะที่เกิดจากปฏิกริยาระหว่างโฟตอนกับอิเล็กตรอน ถูกเรียกว่า พลาสมอน (Plasmons) ปฏิกริยาดังกล่าวเป็นการกระตุ้นระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของแสงที่ฉายลงบนวัสดุกับอิเล็กตรอนบนผิวของวัสดุ และเรียกลักษณะปรากฏการณ์ที่อิเล็กตรอนเคลื่อนที่สั่นพ้องด้วยความถี่ที่ค่าหนึ่งว่า โพลาริตอนของพลาสมอนพื้นผิว คลื่นที่เคลื่อนที่บริเวณรอยต่อระหว่าง 2 วัสดุมีคุณสมบัติคล้ายคลึงกับคลื่นอีวานเนสเซนซ์ (Evanescent Wave) ดังนั้นในหัวข้อนี้กล่าวถึงคลื่นอีวานเนสเซนซ์ คุณสมบัติของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน การกระตุ้นให้เกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอน รวมถึงปรากฏการณ์ใหม่อื่น ๆ ที่สามารถเกิดขึ้น

2.2.1 คลื่นอีวานเนสเซนซ์

คลื่นอีวานเนสเซนซ์ถูกกระตุ้นให้เกิดขึ้นจากปรากฏการณ์การสะท้อนกลับหมด (Total Internal Refraction: TIR) (Takayama, Bogdanov, & Lavrinenko, 2017) ที่บริเวณรอยต่อของตัวกลาง 2 ตัวกลางเช่น โลหะและวัสดุไดอิเล็กตริก และเรียกสนามไฟฟ้าที่เกิดบริเวณผิวที่เกิดการสะท้อนว่า สนามอีวานเนสเซนซ์ (Evanescent Field) คลื่นอีวานเนสเซนซ์สามารถอธิบายได้จากกฎของสเนล (Snell's law) ดังนี้

เมื่อแสงหรือเวกเตอร์คลื่น k (Wavevector หรือ k -vector) ตกกระทบบริเวณรอยต่อของวัสดุเกิดการหักเหดังรูปที่ 2.4 โดยเวกเตอร์คลื่น k เกิดจากการรวมเวกเตอร์แนวแกน x และแกน z (เมื่อให้เวกเตอร์ทางแกน y มีค่าเท่ากับ 0) ดังสมการที่ 2-1

$$k = \sqrt{k_x^2 + k_z^2} = n \frac{2\pi}{\lambda} = n \frac{\omega}{c} \quad (2-1)$$

เมื่อ n คือค่าดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงตกกระทบ หน่วย RIU (Refractive Index Unit)

λ คือ ความยาวคลื่นตกกระทบ หน่วย nm

ω คือ ความถี่เชิงมุมของวัสดุ หน่วย rad/s

และ c คือ อัตราเร็วของแสง มีค่าเท่ากับ 299,792,458 m/s

จากกฎของสเนลอธิบายการหักเหได้ดังสมการที่ 2-2 และทำให้ทราบอีกว่าเวกเตอร์คลื่นทางแกน x มีค่าเท่ากับของทั้งสองตัวกลางดังสมการที่ 2-3

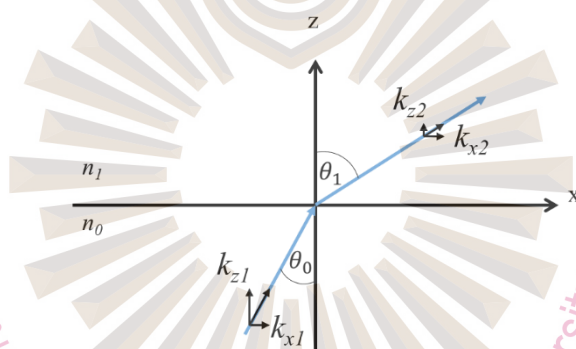
$$n_1 \sin \theta_0 = n_2 \sin \theta_1 \quad (2-2)$$

$$k_{x1} = k_{x2} \equiv k_x \quad (2-3)$$

จากสมการที่ 2-1 และ 2-3 สามารถแสดงเวกเตอร์คลื่นทางแกน z ได้
ดังนี้

$$k_{z2} = \sqrt{n_1^2 \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^2 - \left(\frac{n_2^2}{n_1^2} - \sin^2 \theta_1\right)} \quad (2-4)$$

กำหนดให้ n_1 มีค่ามากกว่า n_2 เพื่อให้สามารถเกิดปรากฏการณ์การสะท้อนกลับหมด เช่นกรณีที่แสงเคลื่อนที่ผ่านปริซึมและมีตัวอย่างเป็นอากาศหรือน้ำอยู่บนผิวของปริซึม จากสมการที่ 2-4 เมื่อเกิดปรากฏการณ์การสะท้อนกลับหมด ค่า $\sin \theta_1$ มีค่ามากกว่า n_2/n_1 ซึ่งทำให้เกิดค่าลบภายในรากที่สอง ดังนั้น k_{z2} จึงเป็นจำนวนจินตภาพ



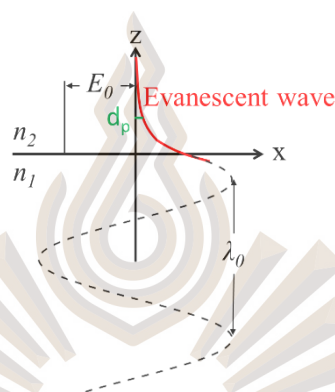
รูปที่ 2.4 การหักเหของแสงที่มุมตกกระทบ θ_0 ที่บริเวณรอยต่อของวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหเท่ากับ n_0 กับ n_1 และแสดงเวกเตอร์คลื่นทางแกน x และ แกน z ของเวกเตอร์คลื่นตกกระทบและเวกเตอร์คลื่นหักเห
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

ลักษณะของสนามไฟฟ้าสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2-5 และถูกแสดงดังรูปที่ 2.5

$$E_{z2}(z) = E_0 e^{-k_{z2}z} \quad (2-5)$$

เมื่อ E_0 คือ ค่าแอมพลิจูดของสนามไฟฟ้า และ j มีค่าเท่ากับ $\sqrt{-1}$ กล่าวคือลักษณะของสนามไฟฟ้ามีความเข้มสนามไฟฟ้าลดลงจากพื้นผิวไปสู่ตัวกลาง อีกทั้งเวกเตอร์คลื่นทางแกน x ก็มีการเคลื่อนที่ไปตามแกน x โดยมีแอมพลิจูดลดลงแบบเอกซ์โพเนนเชียล

ด้วย คุณสมบัติของคลื่นอีวานสเซนซ์ที่มีลักษณะของสนามไฟฟ้าจำกัดอยู่บริเวณพื้นผิวย่อต่อของสองตัวกลาง จึงสามารถประยุกต์ใช้คุณสมบัตินี้ในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_2) ที่เปลี่ยนแปลงไปบนพื้นผิวได้ โดยค่าความลึกในการทะลุทะลวง (Penetration Depth: d_p) ของคลื่นจากพื้นผิวไปสู่ตัวกลาง คือ ความลึกจากผิวย่อต่อของตัวกลางที่ทำให้แอมพลิจูดของสนามไฟฟ้าลดลงจนเหลือ $1/e$ ของค่าแอมพลิจูดสนามไฟฟ้าสูงสุดบนพื้นผิวย่อต่อ โดยที่ e คือ ค่าคงตัวของออยเลอร์ (Euler's Constant) มีค่าเท่ากับ 2.7182 (เพ็ชรประสาน, 2559) โดยค่าความลึกในการทะลุทะลวงจะถูกรักษาในหัวข้อถัดไป



รูปที่ 2.5 แสดงลักษณะของคลื่นอีวานสเซนซ์
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

2.2.2 คุณสมบัติของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

หัวข้อนี้อธิบายเกี่ยวกับคุณสมบัติของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน วิธีการหนึ่งที่อธิบายถึงปรากฏการณ์การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้ดี คือ การอธิบายด้วยความสัมพันธ์ของการกระจาย (Dispersion Relation) เป็นการอธิบายการเกิดโหนดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนด้วยความสัมพันธ์ของค่าเวกเตอร์คลื่นทางแกน x (k_x) และค่าความถี่เชิงมุม (ω) หรือความถี่ที่อิเล็กทรอนิกส์พื้นผิวบริเวณรอยต่อระหว่างสองตัวกลาง วิธีการนี้ถูกเผยแพร่โดย คาร์โดนา (Cardona, 1971) ความสัมพันธ์ของการกระจายเป็นความสัมพันธ์ที่แสดงถึงพลังงานจลน์และโมเมนตัมของแสงอีกด้วย (Taylor, 2005)

จากสมการของเฟรสเนลในภาคผนวก ก. อธิบายถึงความสัมพันธ์ของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าตกกระทบบริเวณรอยต่อของสองตัวกลางจะเกิดปรากฏการณ์การสะท้อนและการส่งผ่าน จากสมการที่ ก-6 ภายในภาคผนวก ก. แสดงค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีคิงนี้

$$r_p = \frac{|\bar{E}_r|}{|\bar{E}_i|} = \frac{n_0 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_0 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} = \frac{\tan(\theta_i - \theta_t)}{\tan(\theta_i + \theta_t)} \quad (ก-6)$$

เมื่อ \bar{E}_i คือ ขนาดสนามไฟฟ้าตกกระทบ หน่วย N/C

\bar{E}_r คือ ขนาดสนามไฟฟ้าสะท้อนกลับ หน่วย N/C

θ_i คือ มุมตกกระทบ หน่วย °

θ_t คือ มุมหักเหหรือมุมส่งผ่าน หน่วย °

n_0 คือ ดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงตกกระทบ หน่วย RIU

และ n_1 คือ ดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน หน่วย RIU

ค่าความสะท้อนของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพี (R_p) มีค่าเท่ากับ ค่าสัมบูรณ์ของสัมประสิทธิ์ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพียกกำลังสอง ดังสมการที่ 2-6

$$R_p = |r_p|^2 \quad (2-6)$$

สิ่งที่น่าสนใจในสมการที่ ก-6 คือ ค่าผลรวมและค่าผลต่างของมุม θ_i และมุม θ_t โดยแบ่งเป็น 2 กรณี ดังนี้

1) กรณีที่ $\theta_i + \theta_t = \pi/2$ กรณีนี้ตัวส่วนของสมการที่ ก-6 ในภาคผนวก ก. มีค่าเป็นอนันต์ จึงทำให้ค่าความสะท้อนมีค่าเท่ากับ 0 มุมที่ทำให้เกิดค่าความสะท้อนเป็น 0 ถูกเรียกว่า มุมบริวสเตอร์ (Brewster angle) ซึ่งเกิดได้ในแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีเท่านั้น

2) กรณีที่ $\theta_i - \theta_t = \pi/2$ ซึ่งตรงข้ามกับกรณีที่ 1 คือ ตัวเศษของสมการที่ ก-6 ในภาคผนวก ก. มีค่าเป็นอนันต์ ดังนั้นความสะท้อนจึงมีค่าอนันต์ หมายความว่า ขนาดของสนามไฟฟ้าสะท้อนกลับมีค่ามาก และขนาดของสนามไฟฟ้าตกกระทบจะมีค่าน้อย กรณีนี้เป็นกรณีที่เกิดการสั้นพ้อง จากความสัมพันธ์ของ $\theta_i - \theta_t = \pi/2$ สามารถจัดให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันตรีโกณมิติได้ ซึ่งมีค่าเท่ากับ $\cos \theta_i = -\sin \theta_t$ และจากรูปที่ 2.4 สามารถหาค่ามุมตกกระทบ θ_i ได้เท่ากับ $\tan \theta_i = k_{x1}/k_{z1} = -n_1/n_0$ จากความสัมพันธ์ทั้งหมดสามารถจัดรูปใหม่ได้ดังนี้

$$k_x^2 = k_1^2 - k_{z1}^2 = k_1^2 - k_x^2 \frac{\epsilon_0}{\epsilon_1} \quad (2-7)$$

$$k_x = \frac{\omega}{c} \sqrt{\frac{\epsilon_0 \epsilon_1}{\epsilon_0 + \epsilon_1}} = \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{\frac{\epsilon_0 \epsilon_1}{\epsilon_0 + \epsilon_1}} \quad (2-8)$$

$$k_{yi} = \frac{\omega}{c} \sqrt{\frac{\epsilon_i^2}{\epsilon_0 + \epsilon_1}} = \frac{2\pi}{\lambda} \sqrt{\frac{\epsilon_i^2}{\epsilon_0 + \epsilon_1}} \quad (2-9)$$

เมื่อ ϵ_0 คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของตัวกลางที่แสงตกกระทบ หน่วย F/m

ϵ_1 คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน หน่วย F/m

และ i แทนตัวกลางที่ 0 หรือตัวกลางที่ 1

สมการที่ 2-8 และ 2-9 เป็นสมการที่ใช้อธิบายการกระจายตามความถี่ของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนสำหรับรอยต่อระหว่างสองตัวกลางที่มีความหนาเป็นอนันต์ จากที่ได้กล่าวไปก่อนหน้านี้เกี่ยวกับการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนอิสระบนผิวของวัสดุจำพวกโลหะ หากนำสมการที่ 2-8 และ 2-9 ไปใช้การอธิบายวัสดุที่มีอิเล็กตรอนอิสระ จำเป็นต้องคิดค่าความถี่พลาสมาของวัสดุนั้น ๆ เพื่อนำค่าความถี่พลาสมาไปเป็นตัวหารค่าความถี่เชิงมุมทั้งหมด เสมือนเป็นการทำให้เป็นมาตรฐาน (Normalization) เพื่อให้กราฟการกระจายตามความถี่ง่ายต่อการเข้าใจ ค่าความถี่พลาสมาสามารถหาได้จากสมการที่ 2-10 และสมมติให้รอยต่อระหว่างสองตัวกลางเป็นวัสดุโลหะ (ตัวกลางที่ 1) กับวัสดุไดอิเล็กตริก (ตัวกลางที่ 2) ซึ่งค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของวัสดุโลหะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามความถี่เชิงมุมดังสมการที่ 2-11

$$\omega_p = \sqrt{4\pi n_e e^2 / m_e} \quad (2-10)$$

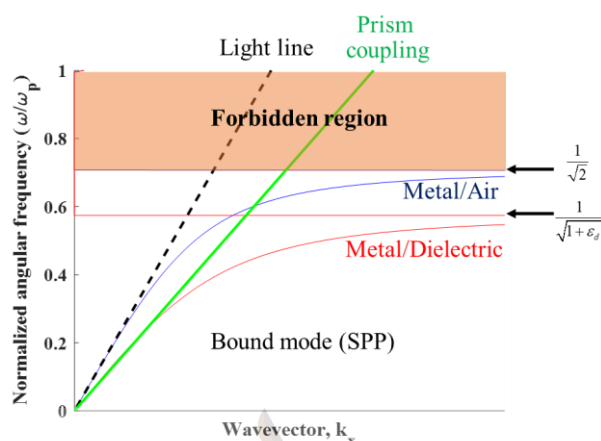
$$\epsilon_1(\omega) = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2} \quad (2-11)$$

เมื่อ ω_p คือ ความถี่พลาสมา หน่วย rad/s

n_e คือ ค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนอิสระ หน่วย N/m^3

e คือ ค่าประจุของอิเล็กตรอน มีค่าเท่ากับ $1.60217662 \times 10^{19}$ หน่วย C

และ m_e คือ ค่ามวลของอิเล็กตรอน มีค่าเท่ากับ $9.10938356 \times 10^{31}$ หน่วย kg



รูปที่ 2.6 ความสัมพันธ์ของการกระจายของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน โดย เส้นโค้งสีน้ำเงินและเส้นโค้งสีแดงแสดงความสัมพันธ์ระหว่างโลหะกับอากาศ และโลหะกับวัสดุไดอิเล็กตริกตามลำดับ และเส้นประสีดำและเส้นทึบสีเขียวแสดงโมเมนตัมเมื่อแสงตกกระทบ

สู่โลหะผ่านตัวกลางอากาศและปริซึมตามลำดับ

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

ความสัมพันธ์ของการกระจายของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน แสดงรูปที่ 2.6 ในกรณีที่แสงตกกระทบสู่โลหะผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศ โมเมนตัมของแสง (เส้นประสีดำ) ไม่พบส่วนที่ตัดกับเส้นโค้งสีน้ำเงินหรือสีแดงเลย หมายความว่าโมเมนตัมของแสงที่เคลื่อนผ่านตัวกลางซึ่งเป็นอากาศไม่สามารถกระตุ้นให้เกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้ และเมื่อให้แสงเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางซึ่งเป็นปริซึมพบว่าโมเมนตัมของแสง (เส้นทึบสีเขียว) มีส่วนที่ตัดกับเส้นโค้งสีน้ำเงินหรือสีแดง หมายความว่า คลื่นพื้นผิวพลาสมอนสามารถถูกกระตุ้นให้เกิดขึ้นได้โดยการใส่ปริซึม วิธีการนี้เรียกว่า การสะท้อนกลับหมดแบบลดทอน (Attenuated Total Reflection: ATR) ซึ่งถูกเผยแพร่ครั้งแรกโดย เกรชมานน์ และเรเทอร์ (Kretschmann & Raether, 1968)

เส้นโค้งสีน้ำเงินหรือสีแดงแสดงถึงความถี่พลาสมาของวัสดุ เมื่อตัวอย่างบนผิวของโลหะเป็นอากาศ และวัสดุไดอิเล็กตริก ซึ่งเห็นได้ว่าเมื่อตัวอย่างบนผิวโลหะเปลี่ยนไปความถี่พลาสมาก็เปลี่ยนแปลงไปด้วย ซึ่งมีความสัมพันธ์กับสมการที่ 2-8 ดังนั้นหากต้องปรับขนาดโมเมนตัมของแสงตกกระทบ สามารถปรับจากมุมตกกระทบเพื่อให้โมเมนตัมพอดีกับตำแหน่งความถี่พลาสมาได้ หากให้เวกเตอร์คลื่นแกน x ของแสงตกกระทบมีค่าเท่ากับ $k_{x,inc} = k_0 n_0 \sin(\theta_0)$ และเพื่อหาค่ามุมตำแหน่งที่เกิดการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนสามารถทำ

ได้โดย กำหนดให้เวกเตอร์แกน x ของแสงตกกระทบ มีขนาดเท่ากับสมการที่ 2-8 ซึ่งเป็นดังที่แสดงในสมการที่ 2-11

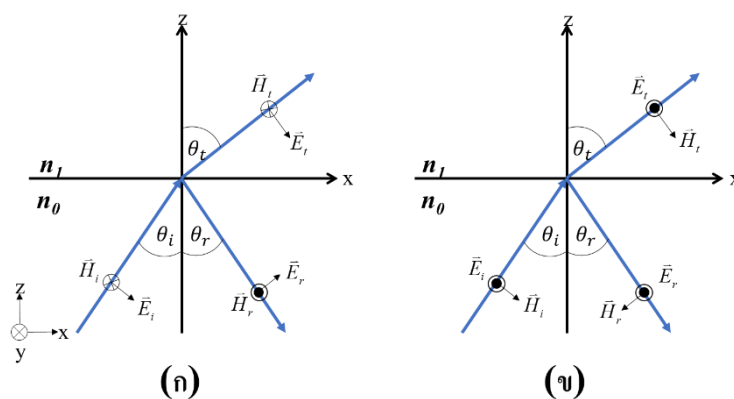
$$\frac{2\pi}{\lambda_0} n_0 \sin(\theta_0) = \frac{2\pi}{\lambda_0} \sqrt{\frac{\epsilon_m \epsilon_1}{\epsilon_m + \epsilon_1}} \quad (2-11)$$

- เมื่อ λ_0 คือ ความยาวคลื่นของแสงที่ตกกระทบ หน่วย nm
 n_0 คือ ค่าดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงตกกระทบ หน่วย RIU
 ϵ_m คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของโลหะ หน่วย F/m
 และ ϵ_1 คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของตัวอย่างบนพื้นผิวโลหะ หน่วย F/m

สมการที่ 2-11 เป็นสมการที่ใช้คำนวณมุมพลาสมอน (θ_p) ในกรณีที่มีโครงสร้างแบนราบ ซึ่งโครงสร้างนี้จะถูกอธิบายในหัวข้อการกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

รูปที่ 2.6 สามารถแบ่งลักษณะของคลื่นที่เกิดขึ้นเป็น 2 โหมด 1) โหมดที่ถูกคลื่นจำกัดอยู่บนพื้นผิว (Bound Mode) ซึ่งเป็นลักษณะของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนซึ่งมีสนามไฟฟ้าตั้งฉากกับพื้นผิว และมีการลดทอนแอมพลิจูดในทิศทางที่ไกลออกจากพื้นผิว และ 2) โหมดที่คลื่นถูกห้าม (Forbidden Region) ความถี่พลาสมาในขอบเขตนี้ (ขอบเขตแรงแเงาในรูปที่ 2.6) คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าถูกห้ามไม่เคลื่อนที่ภายในวัสดุโลหะซึ่งไม่มีคลื่นพื้นผิวพลาสมอนปรากฏ

นอกจากนี้ทิศทางของโพลาไรเซชันของแสงที่ตกกระทบสู่ผิวโลหะก็มีผลต่อการเกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอน เนื่องจากการจะกระตุ้นอิเล็กตรอนอิสระบนพื้นผิวของวัสดุโลหะได้นั้น จำเป็นต้องใช้ทิศทางของสนามไฟฟ้าตกกระทบมีทิศทางตั้งฉากกับพื้นผิว ซึ่งเป็นลักษณะของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพี ดังนั้นแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบเอสไม่สามารถกระตุ้นให้เกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้ รูปที่ 2.7 แสดงแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพี และโพลาไรเซชันแบบเอส



รูปที่ 2.7 แสดงลักษณะของแสงที่มี (ก) โพลาริเซชันแบบพี และ (ข) โพลาริเซชันแบบเอส ตกกระทบบริเวณรอยต่อของสองตัวกลาง

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

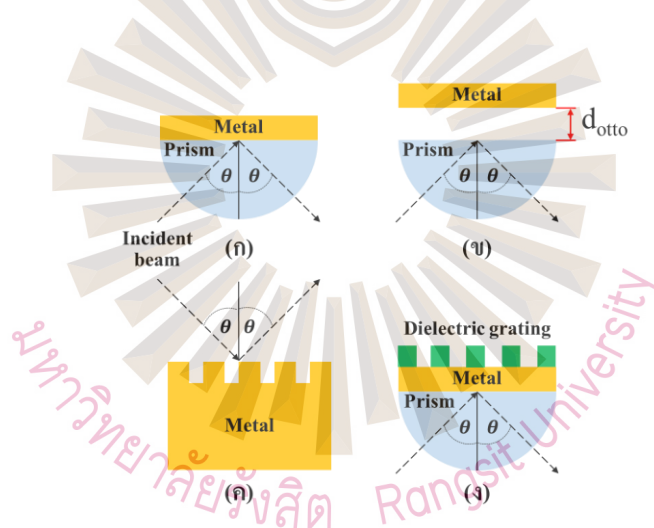
- เมื่อ
- \vec{H}_i คือ สนามแม่เหล็กตกกระทบ หน่วย T
 - \vec{H}_r คือ สนามแม่เหล็กสะท้อนกลับ หน่วย T
 - \vec{H}_t คือ สนามแม่เหล็กส่งผ่าน หน่วย T
 - \vec{E}_i คือ สนามไฟฟ้าตกกระทบ หน่วย V/m
 - \vec{E}_r คือ สนามไฟฟ้าสะท้อนกลับ หน่วย V/m
 - \vec{E}_t คือ สนามไฟฟ้าส่งผ่าน หน่วย V/m
 - θ_i คือ มุมตกกระทบ หน่วย $^\circ$
 - θ_r คือ มุมสะท้อน หน่วย $^\circ$
 - θ_t คือ มุมหักเหหรือมุมส่งผ่าน หน่วย $^\circ$
 - n_0 คือ ดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงตกกระทบ หน่วย RIU
 - และ n_1 คือ ดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน หน่วย RIU

2.2.3 การกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

ในหัวข้อนี้จะอธิบายถึงเทคนิคการกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ในปัจจุบันเทคนิคการกระตุ้นให้เกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนมีหลากหลายเทคนิค (Homola & Piliarik, 2006) เช่นการกระตุ้นด้วยปริซึม การกระตุ้นด้วยเกรตติง การกระตุ้นด้วยการนำคลื่น และการกระตุ้นด้วยอนุภาคระดับนาโน เป็นต้น ในงานวิจัยนี้จะกล่าวถึงการกระตุ้นด้วยปริซึม และเกรตติงเป็นหลัก

2.2.3.1 การกระตุ้นด้วยปริซึม

เทคนิคการกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอนด้วยปริซึม มีกลไกและลักษณะดังอธิบายในหัวข้อ 2.2.2 คุณสมบัติของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน เทคนิคนี้ถูกนำไปใช้ในเซนเซอร์ที่ใช้หลักการวัดด้วยปรากฏการณ์การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนจำนวนมาก เนื่องจากลักษณะของโครงสร้างชนิดนี้สะดวกในการเข้าถึงตัวอย่าง และง่ายต่อการจัดเรียงระบบแสง ปัจจุบันรูปแบบโครงสร้างที่รู้จักกันอย่างแพร่หลายคือ โครงแบบเครชมานน์ ดังรูปที่ 2.8 ก และโครงสร้างแบบออโตโต (Otto) (Otto, 1968) ดังรูปที่ 2.8 ข โครงสร้างแบบออโตโตเป็นโครงสร้างที่มีสภาพไวมากกว่าโครงแบบเครชมานน์ แต่ในทางกลับกัน โครงสร้างแบบออโตโตต้องการระยะห่างระหว่างปริซึมกับโลหะ (d_{otto}) ซึ่งมีค่าน้อยกว่าหนึ่งความยาวคลื่นแสงตกกระทบ ซึ่งเป็นเรื่องที่ยากในการควบคุมระยะห่างที่มีความแม่นยำในระดับนาโนเมตร ดังนั้น โครงสร้างแบบออโตโตไปจึงไม่เหมาะต่อการนำไปสร้างเป็นเซนเซอร์



รูปที่ 2.8 (ก) โครงแบบเครชมานน์ (ข) โครงสร้างแบบออโตโต (ค) โครงสร้างแบบเกรตติง และ (ง) โครงแบบเครชมานน์ ที่ถูกปรับปรุงพื้นผิวด้วยเกรตติง
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

2.2.3.2 การกระตุ้นด้วยเกรตติง

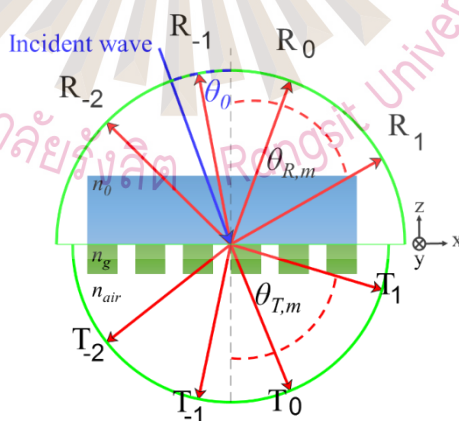
เกรตติง คือ คำที่ใช้เรียกลักษณะของโครงสร้างที่มีลักษณะซ้ำเดิมเป็นคาบ ในรูปที่ 2.8 ค แสดงลักษณะของเกรตติงโลหะ และรูปที่ 2.8 ง แสดงลักษณะการปรับปรุงโครงแบบเครชมานน์ด้วยเกรตติงไดอิเล็กทริก ในการศึกษาเกี่ยวกับพลาสมอน

นักวิทยาศาสตร์เรียกเกรตติงดังกล่าวว่า “พลาสมอนิกเกรตติง” หมายถึง เกรตติงที่ช่วยกระตุ้นให้เกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอน หรือเกรตติงที่ทำให้คุณสมบัติในงานด้านพลาสมอน เช่น การเพิ่มขนาดสนาม (Field Enhancement) (Iqbal et al., 2019) เป็นต้น

คุณสมบัติพื้นฐานของเกรตติง คือ เมื่อมีแสงตกกระทบสู่เกรตติง เกรตติงทำให้แสงเกิดการเลี้ยวเบน ออกเป็นลำดับการเบี่ยงเบนต่าง ๆ ลำดับการเลี้ยวเบน (Diffracted Order: m) มีค่าได้ตั้งแต่จำนวนเต็มลบ ศูนย์ และจำนวนเต็มบวก ปรัชญาการเลี้ยวเบนสามารถทำให้เกิดการเลี้ยวเบนทั้งแสงสะท้อนและแสงส่งผ่าน และเรียกเวกเตอร์คลื่นที่เกิดจากการเลี้ยวเบนว่าเวกเตอร์คลื่นของเกรตติง K_g (Grating Wave Vector) ดังแสดงในสมการที่ 2-12 และรูปที่ 2.9

$$K_g = m \frac{2\pi}{\lambda_g} \quad (2-12)$$

เมื่อ K_g คือ เวกเตอร์คลื่นของเกรตติง หน่วย nm^{-1}
 m คือ ลำดับการเบี่ยงเบน มีค่าเท่ากับ $\dots, -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3, \dots$
 และ λ_g คือ คาบเกรตติง หน่วย nm



รูปที่ 2.9 การเลี้ยวเบนของแสงที่เคลื่อนที่ตกกระทบพื้นผิวที่มีลักษณะเป็นเกรตติง
 ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

จากรูปที่ 2.9 R_{-2} , R_{-1} , R_0 และ R_1 แสดงถึงลำดับแสงสะท้อนที่ถูกเลี้ยวเบนโดยเกรตติงลำดับที่ -2 , -1 , 0 และ 1 ตามลำดับ และมีมุมเท่ากับ

$\theta_{R,-2}, \theta_{R,-1}, \theta_{R,0}$ และ $\theta_{R,-1}$ ตามลำดับ และ T_{-2}, T_{-1}, T_0 และ T_1 แสดงถึงลำดับแสงส่งผ่านที่ถูกเลี้ยวเบนโดยเกรตติงลำดับที่ -2, -1, 0 และ 1 ตามลำดับ และมีมุมเท่ากับ $\theta_{T,-2}, \theta_{T,-1}, \theta_{T,0}$ และ $\theta_{T,-1}$ ตามลำดับ

จากรูปที่ 2.9 การคำนวณมุมมองของการเลี้ยวเบนของแสงสะท้อนและแสงส่งผ่านที่ลำดับการเลี้ยวเบนใด ๆ สามารถพิจารณาได้จากผลรวมเวกเตอร์คลื่นทางแกน x ดังสมการที่ 2-13

$$k_{x,m} = k_{x,inc} + mK_g \quad (2-13)$$

เมื่อ $k_{x,m} = k_0 n_{avg} \sin \theta_m$ และ $k_{x,inc} = k_0 n_0 \sin \theta_0$ ดังนั้น

$$k_0 n_{avg} \sin \theta_m = k_0 n_0 \sin \theta_0 + mK_g \quad (2-14)$$

หารทั้งสมการด้วย k_0 จะได้ว่า

$$n_{avg} \sin \theta_m = n_0 \sin \theta_0 + m \frac{\lambda_0}{\lambda_g} \quad (2-15)$$

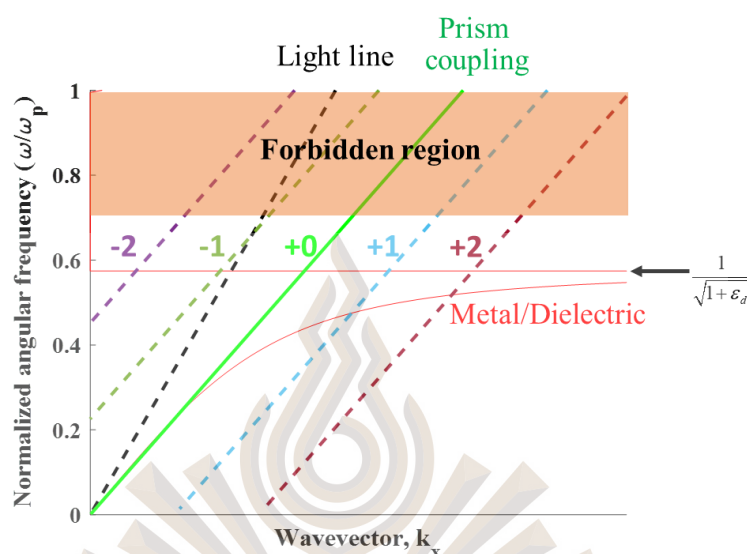
เมื่อ n_{avg} คือ ค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (Effective Refractive Index: n_{eff}) ของค่าดัชนีหักเหระหว่างเกรตติงกับตัวอย่าง การคำนวณค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) นั้นได้อธิบายในบทที่ 3 ในหัวข้อทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผล (Effective Medium Theory)

และ θ_m คือ ค่ามุมของการเลี้ยวเบนในลำดับใด ๆ สำหรับแสงส่งผ่าน หรือเรียกว่า $\theta_{T,m}$

หมายเหตุ สมการที่ 2-15 ในการคำนวณหาค่ามุมสำหรับแสงสะท้อนให้แทนที่ตัวแปร n_{avg} ด้วยตัวแปร n_0 และเรียกมุมมองของการเลี้ยวเบนในลำดับใด ๆ สำหรับแสงสะท้อน ว่า $\theta_{R,m}$

หากพิจารณาจากสมการที่ 2-13 ซึ่งแสดงถึงผลรวมเวกเตอร์คลื่นทางแกน x พิจารณาได้ว่าเวกเตอร์คลื่นตกกระทบทางแกน x บวกอยู่กับเวกเตอร์คลื่นของเกรตติง หมายความว่าหากแสงเคลื่อนที่ตกกระทบเกรตติงทำให้เกิดเวกเตอร์คลื่นของเกรตติงซึ่งช่วยเพิ่มผลรวมขนาดเวกเตอร์คลื่นทางแกน x ช่วยให้แสงตกกระทบไม่จำเป็นต้องใช้มุมกระทบที่มีค่ามากใน

การกระตุ้นให้เกิดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้ หากนำสมการที่ 2-13 ไปคำนวณ ความสัมพันธ์ของการกระจายของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ความสัมพันธ์ของการกระจายของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ในกรณีที่แสงตกกระทบกับพื้นผิวที่มีลักษณะเป็นเกรตติง
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

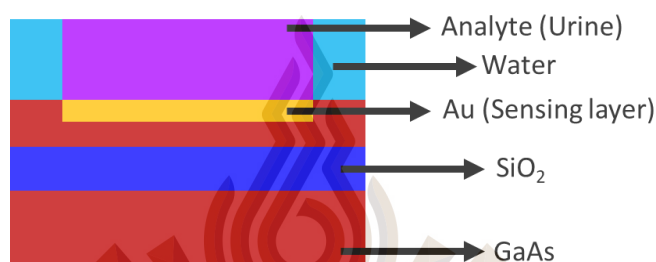
รูปที่ 2.10 เป็นกรณีที่แสงเคลื่อนที่ตกกระทบสู่โลหะผ่านปริซึม โดยในกรณีนี้พื้นผิวของโลหะถูกออกแบบให้มีลักษณะเป็นเกรตติงซึ่งเห็นได้ว่าโมเมนตัมของแสงสามารถเพิ่มขึ้นหรือลดลงจากเวกเตอร์คลื่นของเกรตติงได้

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.4.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดสารที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

1) แชน และคณะ (Sane, Patil, Sriram, & Sharan, 2015) ได้นำไป โอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนมาประยุกต์ใช้กับการตรวจวัดปริมาณน้ำตาลในเลือดแบบไม่รุกล้ำ โดยงานวิจัยดังกล่าวมีจุดประสงค์เพื่อวัดปริมาณน้ำตาลจากปัสสาวะ โดยมีหลักการ คือ หากความเข้มข้นของน้ำตาลในสารละลายหรือปัสสาวะเพิ่มขึ้น ส่งผลให้เกิดการ

เปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของสารละลาย อันเนื่องมาจากมวลโมเลกุลของน้ำตาลมีมากขึ้น โครงสร้างของเซนเซอร์ดังกล่าวมีลักษณะเป็น โครงสร้างหลายชั้น (Multi-layer) และมีช่องท่อนำคลื่น (Channel Waveguide) ดังรูปที่ 2.11 โครงสร้างดังกล่าวมีช่องท่อนำคลื่น คือ ซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO_2) ที่มีชั้นของแกเลียมอาร์เซไนด์ (GaAs) ประกอบอยู่ด้านบนและล่าง เคลือบด้วยชั้นของฟิล์มโลหะทอง (Au) และชั้นของสารที่วิเคราะห์วิเคราะห์หรือปัสสาวะ

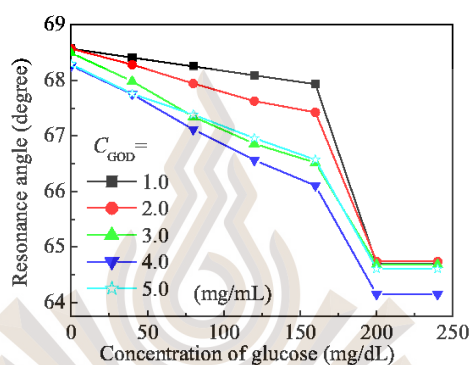


รูปที่ 2.11 แสดงโครงสร้างที่วางนิตและคณะออกแบบ
ที่มา: Sane et al., 2015

การเดินทางของแสงภายในช่องท่อนำคลื่นกระตุ้นให้เกิดปรากฏการณ์การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนหลายครั้งจากการสะท้อนไปมาภายในชั้นดังกล่าว ในลักษณะของเส้นใยนำแสง วิธีการวิเคราะห์ผลของ เซน และคณะ (Sane et al., 2015) วิเคราะห์โดยจำลองผลด้วยโปรแกรมฟูลเวฟ (FullWAVE) ของบริษัท RSOFT และโปรแกรมมีพ (MEEP) เป็น โอเพนซอร์สซอฟต์แวร์ (Opensource Software) ทั้งสองโปรแกรมใช้หลักการวิธีผลต่างสืบเนื่องจำกัดโดเมนเวลา (Finite Difference Time Domain: FDTD) ในการจำลองผลทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และใช้โปรแกรมแมตแลบในการจำลองค่าดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์ที่มีค่าตั้งแต่ 1.33 ถึง 1.47 โดยเพิ่มขึ้นทีละ 0.02 โครงการวิจัยดังกล่าววิเคราะห์ผลตอบสนองจากแสงที่ส่องผ่านหรือค่าความส่งผ่าน เซน และคณะ ได้รายงานวาทะโอเซนเซอร์มีสภาพไวเมื่อใช้แสงตกกระทบที่มีความยาวคลื่น 1,615 nm ถึง 1,635 nm งานวิจัยนี้ไม่ได้กล่าวถึงการออกแบบชั้นหน่วยรับรู้ทางชีวภาพ หรือ โมเลกุลจดจำที่มีความจำเพาะต่อน้ำตาลกลูโคส ซึ่งเป็นน้ำตาลที่ละลายอยู่ในสารละลายปัสสาวะ

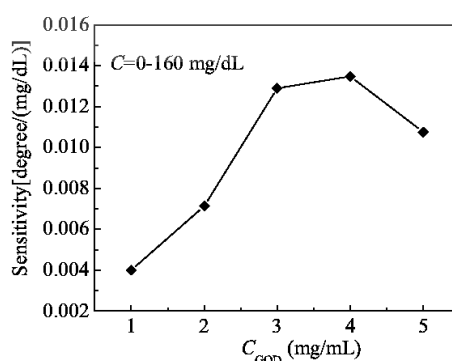
2) ลี และคณะ (Li, Yuan, Gong, Hu, & Yang, 2018) ได้ศึกษาถึงการออกแบบไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน โดยการตรึงเอนไซม์กลูโคสออกซิเดส (Glucose Oxidase Enzyme: GODs) ภายในอนุภาคซิลิกอนไดออกไซด์

ขนาดนาโน (SiO_2 Nanoparticles) ในรูปของเมโซเซลลูลาร์โฟมซิลิกา (Mesocellular Foam Silica: MCFs) ซึ่งติดลงบนฟิล์มเจลาตินโพลีอะครีลาไมด์ (Polyacrylamide: PAM) ซึ่งโครงสร้างดังกล่าวอยู่บนผิวของฟิล์มโลหะทอง ดี และคณะ (Li et al., 2018) รายงานว่าวิธีการนี้ทำให้เซนเซอร์มีสภาพไวเท่ากับ $0.0135 \text{ }^\circ/(\text{mg/dL})$ และไบโอเซนเซอร์ที่ได้มีการตอบสนองเชิงเส้น (Linear Response) ในช่วงที่สารละลายน้ำตาลกลูโคสมีความเข้มข้น 0 mg/dL ถึง 160 mg/dL ดังรูปที่ 2.12 และมีความเข้มข้นของเอนไซม์กลูโคสออกซิเดสเท่ากับ 4.0 mg/mL



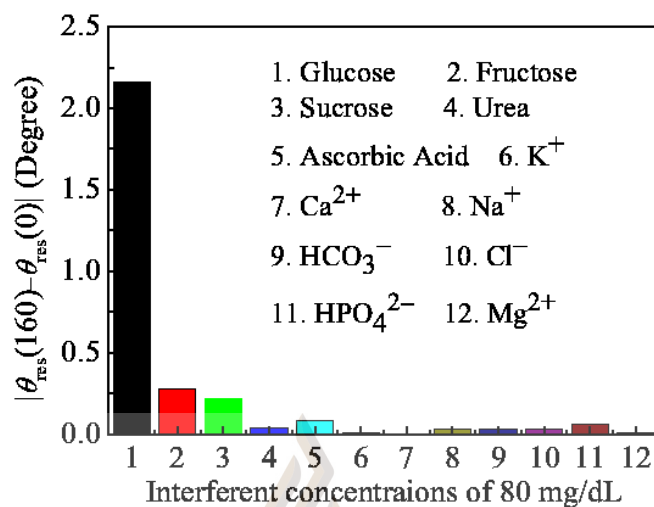
รูปที่ 2.12 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของกลูโคสและมุมองศาของพลาสมอนิกดิฟฟิ
ที่มาจาก Li et al., 2018

ดี และคณะ (Li et al., 2018) ยังรายงานอีกว่าปริมาณความเข้มข้นของเอนไซม์กลูโคสออกซิเดส มีผลต่อสภาพไวของเซนเซอร์ (ดังรูปที่ 2.13) และรายงานผลการทดลองการวัดปริมาณกลูโคสในเลือดที่ประกอบด้วย กรดแอสคอร์บิก (Ascorbic Acid) หรือวิตามินซี และไอออนต่าง ๆ เมื่อออกแบบการทดลองโดยระดับความเข้มข้นของสารต่าง ๆ ความเข้มข้น 80 mg/dL พบว่าเซนเซอร์ที่ได้มีความจำเพาะต่อน้ำตาลกลูโคสมาก (ดังรูปที่ 2.14)



รูปที่ 2.13 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นของเอนไซม์กลูโคสออกซิเดส และสภาพไวของ
ไบโอเซนเซอร์

ที่มาจาก Li et al., 2018



รูปที่ 2.14 แสดงถึงความจำเพาะของไบโอเซนเซอร์ ในการตรวจวัดสารละลายที่มีความซับซ้อน โดยแสดงในฟังก์ชันของความแตกต่างของมุมองศาของพลาสมอนิกคัพ ก่อนใส่สารละลายและหลังใส่สารละลาย

ที่มา: Li et al., 2018

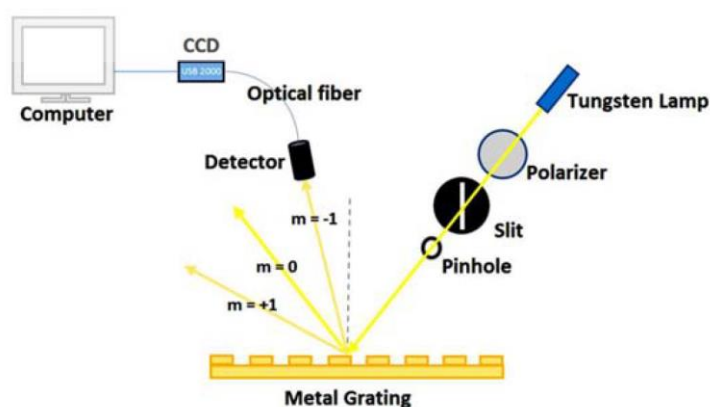
2.4.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับโครงสร้างเกรตติงบนไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการ สัน พ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

1) ปราดานา และคณะ (Pradana, Chalimah, & Hidayat, 2018) ได้รายงาน วิธีการสร้างเกรตติงที่ทำด้วยวัสดุพอลิเมอร์ และรายงานผลการทดลองการวัดประสิทธิภาพของ ไบโอเซนเซอร์

1.1) ขั้นตอนการเตรียมเจลตั้งต้น (Precursor Gel) เจลตั้งต้นถูกเตรียม โดยวิธีการโซล-เจล (Sol-gel Method) ซึ่งเป็นหนึ่งในวิธีการเตรียมอนุภาคนาโน โดยวิธีการ โซล-เจลเป็นการเตรียมวัสดุนาโน โดยการเปลี่ยนรูปจากของเหลว (Sol) ให้อยู่ในรูปของสาร แขนวลอยที่มีขนาดอนุภาคประมาณ 0.1 μm ถึง 1 μm มีลักษณะเกาะตัวกันเป็นร่างแหอย่างไม่เป็น ระเบียบที่เรียกว่าเจล (Gel) หลังจากนั้นนำสารที่ได้ไปให้พลังงานความร้อนที่มีอุณหภูมิในช่วงไม่ เกิน 1,000 $^{\circ}\text{C}$ ได้ผลิตภัณฑ์ในรูปแบบต่าง ๆ เช่น เส้นใย (Fiber) ผง (Powder) แอโรเจล (Aerogel) และ ซีโรเจล (Xerogel) เป็นต้น

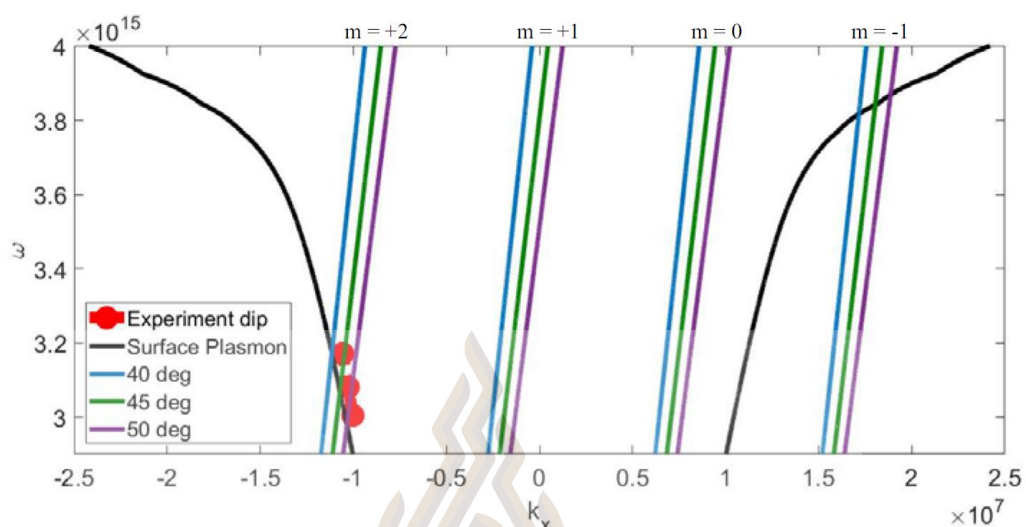
โดยปรานาดา และคณะได้นำ 3-ไตรเมทอซิริล โพรพิล เมทาคริเลต (3-(Trimethoxysilyl) propyl methacrylate: TMSPMA) ไปละลายในเอทานอลและใส่กรดไฮโดรคลอริก 1 M ซึ่งเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา (Catalyst) สารละลายนี้ถูกนำไปคน (Stir) ด้วยความเร็ว 260 รอบต่อนาที เป็นเวลา 72 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 50 °C ผลลัพธ์ที่ได้ คือ เจลพอลิเมอร์ตั้งต้น กระบวนการนี้ดำเนินการในห้องที่ปราศจากแสงจากภายนอก (Dark Room) เพื่อป้องกันพอลิเมอร์ที่ไวต่อแสง (Photo Polymerization)

1.2) ขั้นตอนการสร้างเกรตติง โครงสร้างเกรตติงที่ใช้พอลิเมอร์ที่มีความหนาในระดับไมครอน (Sub-micron) ถูกสร้างโดยเจลพอลิเมอร์ โดยกระบวนการลิโทกราฟีแบบประทับตราขนาดนาโน (Nano-imprint Lithography) โดยเจลพอลิเมอร์ถูกเทบนตราประทับหรือแม่พิมพ์ที่ทำจากซิลิกอน (Silicon Stamp) ทิ้งไว้ในสุญญากาศ 30 นาที จากนั้นฉายแสงยูวีความยาวคลื่น 405 nm เป็นเวลา 15 นาที หลังจากนั้นจะได้โครงสร้างเกรตติง ซึ่งจากนั้นถูกนำไปเคลือบผิวด้วยชั้นของฟิล์มโลหะทองหนา 50 nm ด้วยเทคนิคการสปัตเตอร์ริง (Sputtering) จากนั้นปรานาดา และคณะ นำไปโอเซนเซอร์ที่ได้ไปทดลองวัดประสิทธิภาพด้วยระบบดังรูปที่ 2.15 ผลการทดลองจากระบบดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 2.16 อธิบายได้ว่าโครงสร้างเกรตติงทำให้เกิดลำดับการเลี้ยวเบนที่ลำดับต่าง ๆ เช่น $m=+2, +1, 0, -1$ เป็นต้น จากรูปหมายความว่าโหนดของการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนที่เกิดขึ้น โดยการกระตุ้นด้วยการเลี้ยวเบนของแสงลำดับที่ +2 และพบว่าพลังงานของแสงถูกดูดกลืนไป ณ มุมที่เกิดปรากฏการณ์ การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนขึ้น ผลการวิจัยนี้แสดงถึงหลักการเลี้ยวเบนของเกรตติงนั้นสามารถช่วยกระตุ้นให้เกิดปรากฏการณ์การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้โดยไม่ต้องใช้ปริซึม



รูปที่ 2.15 ระบบการทดลองวัดประสิทธิภาพของไบโอเซนเซอร์ของ ปรานาดา และคณะ

ที่มา: Pradana et al., 2018



รูปที่ 2.16 แสดงประสิทธิภาพของไบโอเซนเซอร์ของ ปรานาดา และคณะ โดยแกน x แสดง

เวกเตอร์คลื่นทางแกน x ของแสงตกกระทบ และแกน y

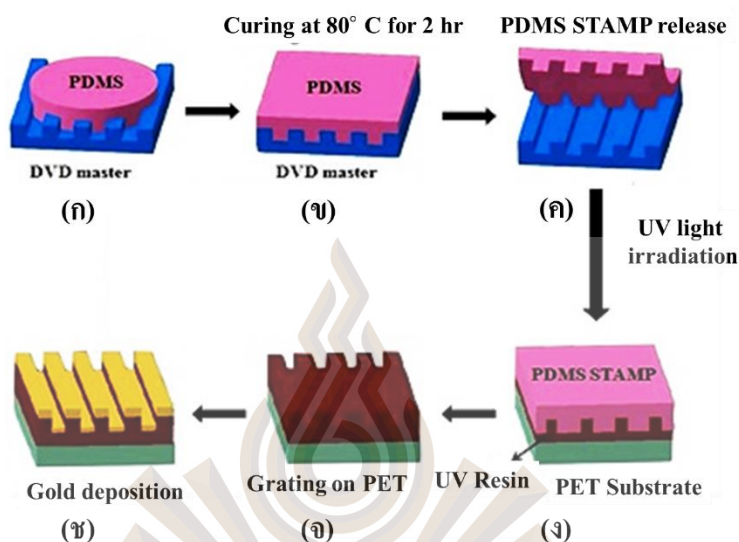
แสดงความถี่การสั่นของอิเล็กตรอนบนพื้นผิว

ที่มา: Pradana et al., 2018

2) โมฮาพัตตรา และคณะ (Mohapatra, Kumari, & Moirangthem, 2017) ได้รายงานเกี่ยวกับการสร้างไบโอเซนเซอร์ที่ใช้กระบวนการลิโทกราฟีแบบประทับตราแบบซอฟต์แวร์ที่ใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต (Soft UV-nanoimprint Lithography: Soft UV-NIL) โดยโมฮาพัตตรา และคณะใช้แม่พิมพ์จากแผ่นดีวีดี (DVD) ซึ่งลวดลายบนพื้นผิวแผ่นดีวีดีมีลักษณะเป็นเกรตติงขนาดนาโนเมตร เพื่อนำมาทำแม่พิมพ์พิมพ์ซึ่งใช้วัสดุพอลิไดเมทิลไซลอกเซน (Polydimethylsiloxane: PDMS) และมีการสร้างโครงสร้างขึ้นมาดังรูปที่ 2.17 และมีการเคลือบผิวด้วยฟิล์มโลหะทอง โมฮาพัตตรา และคณะได้รายงานว่าการสร้างเกรตติงที่ได้มีสภาพไวเท่ากับ 797 ± 17 nm/RIU และมีการทดลองการตรวจจับแบบอิสระจากการทำรอยหรือไม่มีโมเลกุลจดจำบนทอง โดยสารที่วิเคราะห์คือ โปรตีน โบวีนซีรัมอัลบูมิน (Bovine Serum Albumin: BSA) และแอนติ-โปรตีน โบวีนซีรัมอัลบูมิน (Anti-bovine Serum Albumin: anti-BSA) พบว่ามีขีดจำกัดการตรวจวัด (Detection Limit) เท่ากับ 123 pg/mm^2

โครงสร้างของแม่พิมพ์ดีวีดี มีคาบ ความกว้างของเกรตติง (w_g) และความสูงเกรตติง เท่ากับ 720 nm 450 nm และ 160 nm ตามลำดับ หลังจากสร้างโครงสร้างเซนเซอร์ออกมา

เซนเซอร์ที่ได้มีโครงสร้างคาบ ความกว้าง และความสูงเกรตติง เท่ากับ 720 nm 450 nm และ 156 nm (มีความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 125 nm)



รูปที่ 2.17 วิธีการสร้าง โครงเกรตติงทองโดยใช้วิธีกระบวนการลิโทกราฟีแบบประทับตราแบบซอฟต์แวร์ที่ใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต (ก) เทพอลิโดเมทิลไซลอคเซนลงบนแม่พิมพ์ (ข) อบที่อุณหภูมิ 80 °C เป็นเวลา 2 ชั่วโมง (ค) นำแม่พิมพ์พอลิโดเมทิลไซลอคเซนที่ได้ ออก (ง) เทสารไวต่อแสงอัลตราไวโอเล็ต (UV Resin) ลงบนแผ่นรองรับพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลตจากนั้นใช้แม่พิมพ์พอลิโดเมทิลไซลอคเซนกดทับและฉายแสงอัลตราไวโอเล็ต (e) นำแม่พิมพ์พอลิโดเมทิลไซลอคเซนออก และ (f) เคลือบทองลงบนโครงสร้างที่ได้

ที่มา: Mohapatra et al., 2017

วิธีการขึ้นรูปไบโอเซนเซอร์วิธีการนี้มีวิธีการออกแบบที่ง่ายและใช้ต้นทุนน้อย ด้วยวิธีการนี้สามารถพัฒนาไปสู่การทำเซนเซอร์ที่ใช้แล้วทิ้งราคาถูกในปริมาณมากได้ และโครงสร้างเกรตติงช่วยให้เซนเซอร์มีคุณภาพดียิ่งขึ้น

2.5 วิธีการสร้างไบโอเซนเซอร์แบบฟิล์มบางในปัจจุบัน

2.5.1 การขึ้นรูปหรือเคลือบชั้นฟิล์ม

โครงสร้างของไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการส่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน ล้วนมีโครงสร้างของเซนเซอร์ในระดับไมโครเมตรถึงนาโนเมตร ซึ่งเทคโนโลยีที่ใช้สร้างนั้นเรียกว่า เทคโนโลยีฟิล์มบาง (Thin Film Technology) (Frey & Khan, 2015) จากความหนาของชั้น (Layer) ต่าง ๆ บนเซนเซอร์มีลักษณะบาง เรียกว่า ฟิล์มบาง (Thin Films) โดยปัจจุบันเทคนิคในการขึ้นรูปฟิล์มบางถูกแบ่งออกเป็น 2 วิธีได้แก่

1) วิธีทางกายภาพ (Physical Technique) ซึ่งได้แก่วิธีการให้ความร้อน (Thermal) วิธีการระเหยด้วยการใช้ลำของอิเล็กตรอน (Electron Beam Evaporation) วิธีการสปัตเตอริงที่ใช้ความถี่แบบกระแสตรง (Direct Current: DC) หรือความถี่วิทยุ (Radio Frequency: RF) และวิธีการสปัตเตอริงแบบไอออน (Ion Beam Sputtering) และวิธีการใช้แสงเลเซอร์ในการขึ้นรูป (Laser Ablation)

2) วิธีทางเคมี (Chemical Technique) ซึ่งได้แก่การพ่นสเปรย์ไพโรไลซิส (Spray Pyrolysis) วิธีการเคลือบผิวด้วยไอเคมี (Chemical Vapor Deposition: CVD) และวิธีโซล-เจล

แต่ละวิธีการมีวิธีการควบคุมความหนาของฟิล์ม มีความเหมาะสมต่อโครงสร้างต่างกัน รวมถึงแต่ละวิธีมีค่าใช้จ่ายในการขึ้นรูปฟิล์มที่แตกต่างกัน โดยขึ้นอยู่กับโครงสร้างที่ต้องการสร้างนั้นควรใช้วิธีการใดจึงเหมาะสม ทั้งนี้ขอบเขตของการศึกษาจะอธิบายถึงหลักการขึ้นรูปฟิล์มด้วยวิธีการระเหยด้วยการใช้ลำของอิเล็กตรอนเป็นหลัก เนื่องจากวัสดุที่ใช้ในโครงสร้างคือทองซึ่งมีความหนาในระดับนาโนเมตร วิธีการขึ้นรูปฟิล์มด้วยวิธีการระเหยด้วยการใช้ลำของอิเล็กตรอนจึงเป็นวิธีที่เหมาะสม (Whitney et al., 2005)

2.5.2 การทำลวดลายบนเซนเซอร์

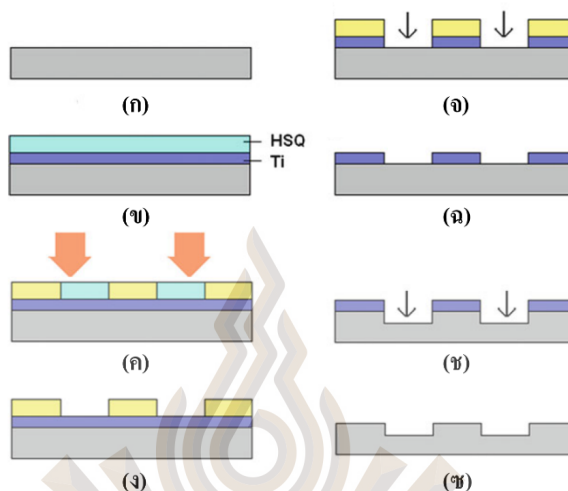
ลิโทกราฟี (Lithography) เป็นวิธีการทำลวดลาย (Patterns) จากแม่พิมพ์ (Mask) ไปสู่วัสดุอีกชั้นหนึ่ง ซึ่งอาจเป็นพอลิเมอร์หรือโลหะที่มีความหนาในระดับไมโครเมตรจนถึงระดับนาโนเมตร ทั้งนี้ปัจจุบันระบบลิโทกราฟีแบบใช้ลำแสงแบบเกาส์ (Gaussian Beam) ที่มีการโฟกัสอย่างเป็นระเบียบ (Finely Focused Gaussian Particle Beam) ซึ่งถูกใช้ในกระบวนการทำลวดลายบนแผ่นเวเฟอร์ (Wafer) สร้างลวดลายได้ค่อนข้างช้าและไม่สามารถทำลวดลายที่มีความละเอียดในระดับนาโนเมตรได้

หากต้องการทำโครงสร้างที่มีความคาบที่มีค่าน้อยกว่าความยาวคลื่น (Subwavelength Periodicity) หรือมีขนาดน้อยกว่า 100 nm ซึ่งมีขนาดเล็กกว่าขีดจำกัดความละเอียดของลิโทกราฟีแบบแสง (Photolithography) ดังนั้นในกระบวนการพิมพ์ระดับนาโนเมตร (Nanofabrication) ที่มีความละเอียดในระดับที่น้อยกว่า 100 nm จำเป็นต้องใช้ ลิโทกราฟีแบบลำอิเล็กตรอน (Electron Beam: E-beam) ซึ่งเป็นเทคนิคที่ถูกใช้กันอย่างกว้างขวางในการสร้างโครงสร้างระดับนาโนเมตร ซึ่งเทคนิคนี้สามารถสร้างลวดลายได้ทั้งรูปแบบเกรตติง 1 มิติ (One Directional Grating) และเกรตติง 2 มิติ (Two Directional Grating) เทคนิคนี้สามารถสร้างลวดลายที่มีความละเอียดต่ำกว่า 10 nm ได้

2.5.2.1 ลิโทกราฟีแบบลำอิเล็กตรอน

ลิโทกราฟีแบบลำอิเล็กตรอน (Electron-beam Lithography: EBL) เป็นการรวมระหว่างกระบวนการลิฟต์-ออฟ (Lift-off) และเทคนิคการทำลิโทกราฟีแบบลำอิเล็กตรอนโดยสารไวต่อลำอิเล็กตรอน (Electron-beam Resist Coating) ที่เคลือบไว้บนแผ่นรองรับ ถูกทำให้แข็งตัว (Exposed) โดยลำอิเล็กตรอน จากนั้นสารป้องกันที่ไม่แข็งตัวจะถูกล้างออก (Developed) ในตัวทำละลาย ลวดลายที่เกิดขึ้นจากสารป้องกันที่แข็งตัวนั้นสามารถใช้เป็นแม่พิมพ์ในกระบวนการแกะสลัก (Etching) เพื่อใช้สร้างโครงสร้างโลหะระดับนาโนเมตร และขั้นตอนสุดท้าย คือ การลิฟต์-ออฟ ซึ่งเป็นการแกะแม่พิมพ์ในตัวทำละลายเพื่อล้างสารไวต่อลำอิเล็กตรอนที่ยังคงเหลือและวัสดุที่ไม่ต้องการออกไป เทคนิคนี้สามารถนำไปใช้ในการสร้างโครงสร้างได้หลายลักษณะ เช่น โครงสร้างเกรตติงทองระดับนาโนเมตร (Subwavelength Gold Nanograting) โครงสร้างโลหะระดับนาโนใน 2 มิติ (2D Metallic) วงแหวนระดับนาโน (Nanoring) ทรงพีระมิด

(Pyramid) และทรงกระบอก (Nanocylinders) เป็นต้น เทคนิคลิโทกราฟีแบบลำอิเล็กตรอนมีข้อเสีย คือ ราคาของเครื่องที่มีราคาสูง อัตราการผลิตที่ช้า พื้นที่ของลวดลายที่ทำได้มีขนาดเล็ก



รูปที่ 2.18 แสดงขั้นตอนการทำแม่พิมพ์ (mold) โดยเทคนิค EBL (ก) วัสดุควอทซ์ (Quartz) (ข) เคลือบด้วยไทเทเนียมและไฮโดรเจนซิลิซิกวไอเซน (Hydrogen Silsesquioxane: HSQ) ซึ่งเป็นสารไวแสงแบบลบ (Negative Resist) (ค) ฉาย EBL (ง) ล้าง (Developing) (จ) แกะสลักไทเทเนียมออก (ฉ) นำไฮโดรเจนซิลิซิกวไอเซนออก (ช) แกะสลักควอทซ์ และ (ซ) นำไทเทเนียมออก

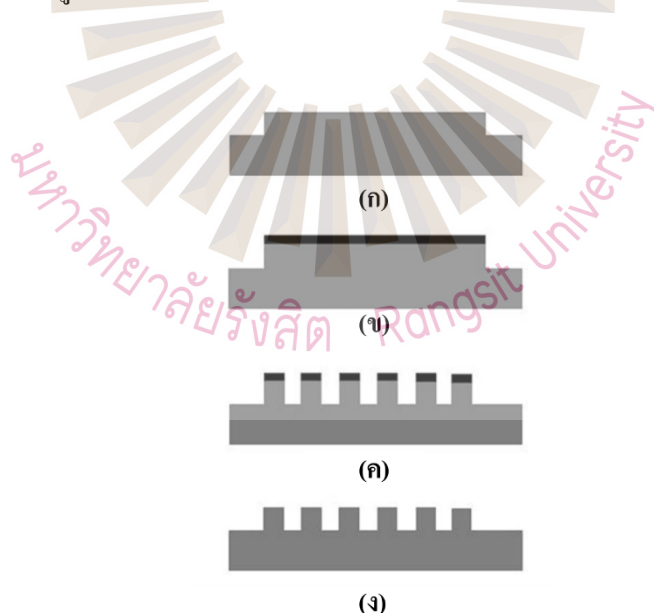
ที่มา: Zhou, 2013

2.5.2.2 ลิโทกราฟีแบบการโฟกัสของลำแสงไอออน

เทคนิคลิโทกราฟีแบบการโฟกัสของลำแสงไอออน (Focused Ion Beam Lithography: FIB) หรือรู้จักกันอีกชื่อหนึ่ง คือ เทคนิคการกวาดลำแสง (Scanning Beam Technique) วิธีการนี้เป็นวิธีทั่วไปสำหรับการขึ้นรูปโครงสร้างที่มีลักษณะเป็นรูหรือช่องเป็นอาร์เรย์ (Hole/slot Array) ในฟิล์มโลหะหนา (Thick Metal Film) วิธีการนี้ยังถูกใช้ตรวจสอบปรากฏการณ์ส่งผ่านของแสงพิเศษ (Extraordinary Optical Transmission Phenomenon: EOT) จากเหตุผลที่มีการทดลองส่งผ่านแสงไปยังอาร์เรย์ของรูขนาดนาโนเมตรของฟิล์มทองและเงิน พบว่าเกิดปรากฏการณ์ที่ช่วยเพิ่มการส่งผ่านของแสง (Enhanced Optical Transmission) ในบางความยาวคลื่น ซึ่งพบว่าการเพิ่มการส่งผ่านที่เกิดขึ้นขึ้นอยู่กับขนาด คาบ และรูปร่างของรูขนาดนาโนเมตร นักวิทยาศาสตร์เชื่อว่าการเกิดปรากฏการณ์การสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนนั้นเป็นสิ่งที่ทำให้เกิดการส่งผ่านมากขึ้น เนื่องจากเมื่อแสงตกกระทบอาร์เรย์ของรูขนาดนาโนเมตรเกิดคลื่นพลาสมอนที่ด้านหนึ่งของฟิล์ม

โลหะ ซึ่งอาร์เรย์ของรูช่วยส่งผ่านคลื่นพลาสมอนไปยังอีกฝั่งของฟิล์มโลหะ รวมถึงด้วยลักษณะโครงสร้างที่เป็นอาร์เรย์ทำให้แสงเกิดการกระเจิงออก ซึ่งเหตุนี้อาร์เรย์ของรูจึงช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการส่งผ่านของแสง

ในกระบวนการขึ้นรูปรูขนาดนาโน เส้นทางการลำแสงไอออนและช่วงเวลาการฉายรังสี (Irradiation Interval) ต้องคำนวณอย่างระมัดระวังเพราะลำแสงไอออนที่มีความเข้มสูงที่กระจายตัวแบบเกาส์อาจทำให้เกิดการกัดผิววัสดุที่ผ่านการสปีดเตอริงมากเกินไป ซึ่งทำให้โครงสร้างที่ได้ไม่เป็นไปตามที่ออกแบบไว้ โครงสร้างระดับนาโนเมตรที่สร้างได้สามารถขึ้นรูปได้ที่ความละเอียดน้อยกว่า 100 nm เทคนิคนี้ยังถูกใช้ในการสร้างโครงสร้างในการทดลองเกี่ยวกับการแผ่รังสีจากสารต่าง ๆ จากการดูดซับ 2 โฟตอน (2-photon Photoluminescence) ที่มีความสามารถในการช่วยเพิ่มการส่งผ่านของแสง ซึ่งในโครงสร้างนี้สามารถเพิ่มประสิทธิภาพการส่งผ่านได้ถึง 110 เท่า ด้วยโครงสร้างช่องสลิต (Slit) ที่มีคาบเท่ากับ 500 nm และมีขนาดของช่อง (Gap Size) เท่ากับ 25 nm การปรับปรุงโครงสร้างเหล่านี้มีแนวคิดจากสร้างจุดโฟกัสระดับนาโนและมีการแทรกสอดของสัญญาณคลื่นความถี่ที่ไปปรับควบคุมการเคลื่อนที่ของคลื่นพลาสมอน โดยใช้หลักการของช่องหรือรูขนาดนาโนเมตร



รูปที่ 2.19 ขั้นตอนในการสร้างแม่พิมพ์ด้วยเทคนิค FIB (ก) สร้างโมลขึ้นมาจากเครื่องขัด (Grinding) (ข) เคลือบโมลด้วยโครเมียม (Cr) หนา 15 nm (ค) ฉาย FIB เพื่อกัดโครงสร้างที่ต้องการ และ (ง) แกะสลักโครเมียมออกและทำโมลให้สะอาด

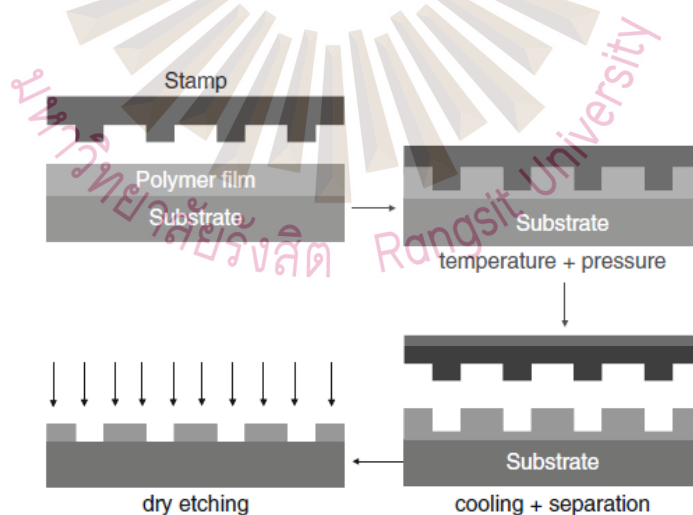
ที่มา: Zhou, 2013

2.5.2.3 ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตร

ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตร (Nanoimprint Lithography: NIL) สามารถแบ่งออกเป็น 3 ประเภท คือแบบใช้ความร้อน (Thermal NIL) แบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต (UV-NIL) และแบบซอฟท์ (Soft Lithography)

2.5.2.4 ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้ความร้อน (Thermal NIL)

วิธีการนี้สามารถเรียกอย่างการปั๊มด้วยความร้อน (Hot embossing) ซึ่งเป็นเทคนิคลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรในยุคแรกที่ถูกพัฒนาโดยชู และคณะ (Chou, Krauss, & Renstrom, 1995) ซึ่งอธิบายถึงการสร้างฟิล์มบางด้วยการเคลือบแบบเหวี่ยง (Spin Coating) บนแผ่นฐาน (Substrate) แม่พิมพ์ถูกนำมากดทับกับพื้นผิวของฟิล์มบาง และในขณะเดียวกันก็ให้ความร้อนด้วย หลังจากนั้นให้นำแม่พิมพ์ออกพร้อมกับการให้ความเย็น (Cooling) ขั้นตอนต่อมา คือกระบวนการพลาสมา (Plasma Process) หรือการแกะสลักด้วยไอออนลบ (Dry Etching) เพื่อถ่ายโอนรูปแบบ (Transfer) ลงในวัสดุ แผ่นฝังลำดับขั้นตอนของกระบวนการลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้ความร้อนเป็นดังแสดงในรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 กระบวนการของลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้ความร้อน

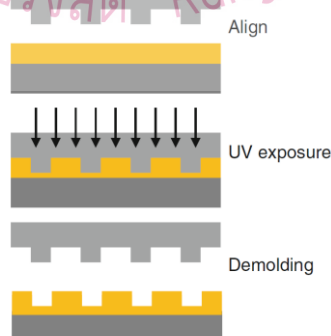
ที่มา: Zhou, 2013

2.5.2.5 ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต

ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต (UV-NIL) ในปีคริสต์ศักราช 1996 นักวิทยาศาสตร์ชื่อแจน ฮาอิสมา เวอไฮเจน แวนเดนฮิวเวล และแวนเดนเบิร์ก (Haisma, Verheijen, Van Den Heuvel, & Van Den Berg, 1996) ได้รายงานสามารถทำลวดลายที่มีความหนาเท่ากับหรือน้อยกว่า 100 nm โดยใช้สารไวต่อแสงอัลตราไวโอเล็ต (UV Curable Resist) ในการทดลองของเขามีการใช้แม่พิมพ์การกดทับลวดลายลงบนสารไวต่อแสงอัลตราไวโอเล็ต และทำการฉายแสงอัลตราไวโอเล็ตแทนการใช้ความร้อน เทคนิคนี้เรียกว่าลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต

หากเทียบกับลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้ความร้อน ค่าความหนืด (Viscosity) ของสารไวต่อแสงอัลตราไวโอเล็ตมีค่าน้อยกว่าแบบใช้ความร้อน ประโยชน์หรือจุดเด่นของการใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต คือ สามารถทำได้ในอุณหภูมิห้อง และใช้ความดันต่ำกว่าแบบความร้อน

ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต สามารถใช้ได้กับทั้งวัสดุแข็ง เช่น ควอตซ์ และวัสดุนิ่ม เช่น พอลิไดเมทิลไซลอกเซน โดยหากใช้วัสดุนิ่ม วิธีการนี้ถูกเรียกว่า ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบซอฟท์ โดยใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต (Soft UV-NIL)

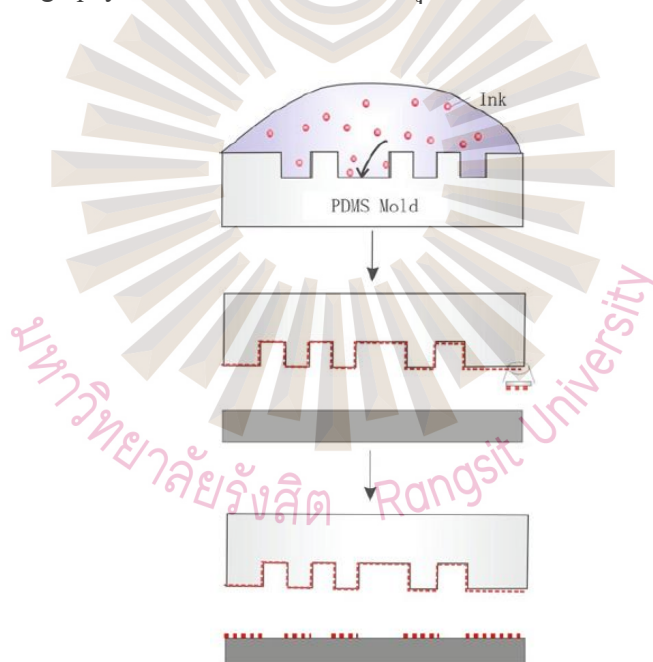


รูปที่ 2.21 กระบวนการของลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบใช้แสงอัลตราไวโอเล็ต โดยมีการเคลือบสารไวต่อแสงอัลตราไวโอเล็ตลงบนแผ่นรองรับ จากนั้นใช้แม่พิมพ์กดทับพร้อมกับฉายแสงอัลตราไวโอเล็ต หลังจากนั้นจึงดึงแม่พิมพ์ออก (Demolding)

ที่มา: Zhou, 2013

2.5.2.6 ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบซอฟท์

ลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบซอฟท์ (Soft NIL) นี้ ถูกเสนอครั้งแรกโดยเซียและไวท์ไซด์ ในปี ค.ศ.1998 (Xia & Whitesides, 1998) ได้ทดลองการขึ้นรูปลวดลายในระดับไมโครเมตรหรือนาโนเมตร โดยการใช้แม่พิมพ์ที่มีคุณสมบัตินุ่ม สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ โดยทั่วไปเทคนิคนี้ประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอนคือ 1) การสร้างแม่พิมพ์แม่ (Mother Template) ที่สร้างขึ้นมาจากวิธีการลิโทกราฟีทั่วไป 2) ทำการคัดลอกจากแม่พิมพ์แม่ไปสู่แม่พิมพ์ลูก (Daughter Stamp) ที่ใช้วัสดุนุ่ม โดยมักใช้พอลิไดเมทิลซิลอกเซน และ 3) กดทับลวดลายด้วยการใช้แม่พิมพ์ลูกไปสู่วัสดุที่ต้องการ เทคนิคนี้เป็นพื้นฐานสู่เทคนิคอื่น ๆ เช่น การพิมพ์ไมโครคอนแทค (Microcontact Printing: μ CP) การทำแม่พิมพ์ (Replica Molding: REM) การคัดลอกโมลระดับไมโครเมตร (Microtransfer Molding: μ TM) และลิโทกราฟีแบบคัดลอกในระดับนาโน (Nanotransfer Lithography: nTP) ซึ่งแต่ละเทคนิคก็มีจุดเด่นของเทคนิคนั้น ๆ



รูปที่ 2.22 กระบวนการของลิโทกราฟีแบบประทับตราระดับนาโนเมตรแบบซอฟท์

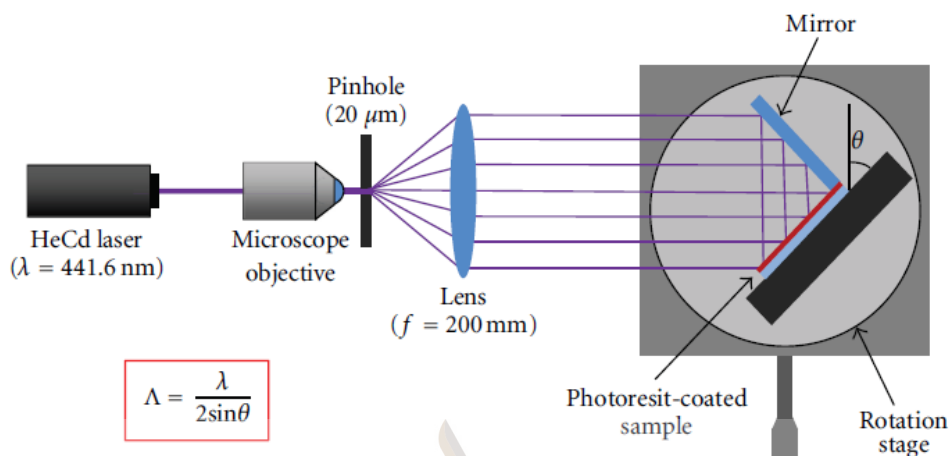
แบบไมโครคอนแทค

ที่มา: Zhou, 2013

2.5.2.7 ลิโทกราฟีแบบอาศัยการแทรกสอดของเลเซอร์

ลิโทกราฟีแบบอาศัยการแทรกสอดของเลเซอร์ (Laser Interference Lithography: LIL) เป็นเทคนิคที่ไม่ใช้แม่พิมพ์ (Maskless) ซึ่งใช้หลักการแทรกสอด (Interference) ของเลเซอร์ 2 เลเซอร์ สร้างลวดลายบนวัสดุสารไวแสง (Photoresist) เทคนิคนี้มีประโยชน์ในการสร้างโครงสร้าง 2 มิติในพื้นที่ขนาดใหญ่ และมีขั้นตอนในการเตรียมที่ไม่ซับซ้อน สามารถทำลวดลายได้หลากหลาย เนื่องจากอุปกรณ์สามารถปรับการเอียงของลำแสง มุมองศาที่เกิดการแทรกสอด และโพลาไรเซชันของแสงได้ และสามารถสร้างลวดลายได้อย่างรวดเร็วเมื่อเทียบกับเทคนิคลิโทกราฟีแบบล้าอิเล็กตรอน

เทคนิคลิโทกราฟีแบบอาศัยการแทรกสอดของเลเซอร์ใช้รูปแบบการจัดเรียงของลอยด์ (Lloyd's Configuration) (Li, Shimizu, Ito, Gao, & Zeng, 2013) ดังที่แสดงในรูปที่ 2.23 โดยสารไวแสงนั้นถูกติดตั้งบนแท่นวางที่สามารถหมุน (Rotating Stage) ปรับมุมมององศาได้ละเอียดมากเพื่อใช้ควบคุมคาบบนโครงสร้างที่ต้องการสร้างลวดลาย แหล่งกำเนิดแสงเลเซอร์มีช่วงความเป็นโคฮีเรนต์ยาว (Long Coherence Length) ซึ่งเพียงพอต่อการเปลี่ยนเฟส โดยระบบมีตัวกรองความถี่สูง การแทรกสอดระหว่างแสงกระทบและแสงสะท้อนจากกระจกสร้างลวดลาย เนื่องจากการแทรกสอดในรูปแบบของคลื่นนิ่ง (Standing Wave) บนวัสดุ ลวดลายที่แทรกสอดกันสร้างพื้นผิวให้มีลักษณะเป็นคลื่นไซน์ (Sine Wave) ซึ่งมีคาบเท่ากับ $\Lambda = \lambda / (2 \sin \theta)$ เมื่อ λ เป็นค่าความยาวคลื่นของเลเซอร์ และ θ คือ ก่ามุมครึ่งหนึ่งมุมที่แสงตกกระทบ จากความสัมพันธ์ข้างต้นคาบมีค่าต่ำสุดประมาณ $\lambda / 2$ หรือน้อยกว่า 100 nm ซึ่งเป็นความละเอียดที่ช่วงแสงขาว (Visible Light) ไม่สามารถทำได้ เพื่อสร้างลวดลายขนาดเล็กจำเป็นต้องใช้แหล่งกำเนิดแสงอัลตราไวโอเล็ต (Ultraviolet หรือ UV) หรือแสงอัลตราไวโอเล็ตในช่วงความยาวคลื่น 10 nm ถึง 124 nm ซึ่งเรียกว่า แสงอัลตราไวโอเล็ตแบบขีดสุด (Extreme Ultraviolet : EUV) เพื่อเพิ่มความละเอียด แต่ก็ยังมีข้อจำกัดแหล่งกำเนิดแบบแสงอัลตราไวโอเล็ตแบบขีดสุดมีพลังงานต่ำ

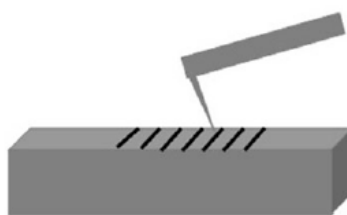


รูปที่ 2.23 ภาพระบบ โครงสร้างแบบลอยด์

ที่มา: Busacca, Stivala, Curcio, & Assanto, 2012

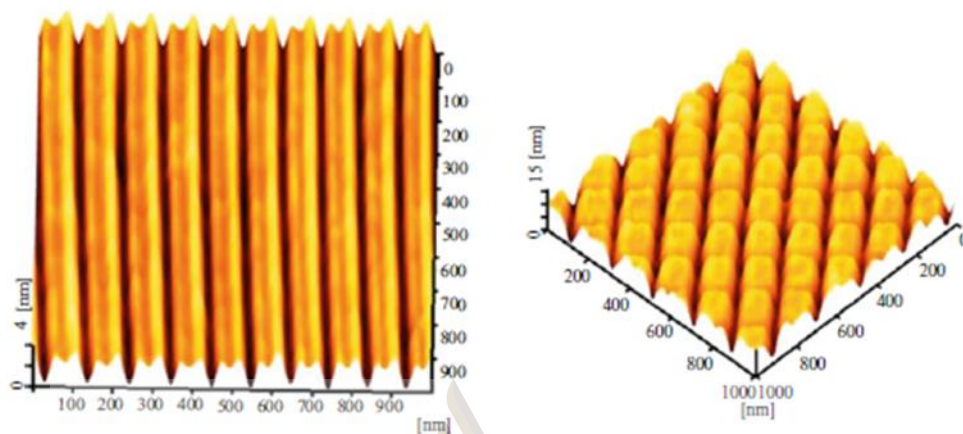
2.5.2.8 ลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม (AFM Lithography)

กล้องจุลทรรศน์แรงอะตอมมักถูกใช้เพื่อวัดสัณฐานวิทยา (Morphology) หรือโครงสร้างพื้นผิวของวัสดุ และลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอมเป็นวิธีการที่ใช้สร้างลวดลายลงบนผิวที่เป็นของแข็ง (Solid) ด้วยการใช้หัวเข็มเอเอฟเอ็ม (AFM Tip) ในการวาดลวดลายที่ต้องการ การขีดข่วน (Scratching) ออกซิเดชัน หรือรีดักชัน (Reduction) เป็นวิธีที่ใช้อย่างกว้างขวางเพื่อใช้ปรับปรุงพื้นผิว วิธีการนี้สามารถใช้สร้างโครงสร้างที่เล็กกว่า 50 nm ได้ บนซิลิกอน และวัสดุอื่นๆ เช่น พอลิเมทิลเมทาคริเลต (Polymethyl Methacrylate: PMMA) ความละเอียดของลวดลายที่สร้างโดยวิธีการนี้ขึ้นอยู่กับรูปร่างของหัวเข็มเอเอฟเอ็ม วิธีการนี้ค่อนข้างช้า สามารถสร้างลวดลายได้ประมาณ 1 $\mu\text{m/s}$ ดังนั้นวิธีการนี้มีข้อจำกัดในการสร้างชิ้นงานขนาดใหญ่ รูปที่ 2.25 และ รูปที่ 2.26 แสดงขั้นตอนการทำงานของลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม และลวดลายพื้นผิวที่ถูกสร้างด้วยลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม ตามลำดับ



รูปที่ 2.24 แสดงรูปการทำงานของลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม

ที่มา: Zhou, 2013



รูปที่ 2.25 แสดงผลตายกราฟและเสา (Pillar) ที่ถูกสร้างด้วยลิโทกราฟีแบบกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม
ที่มา: Zhou, 2013



บทที่ 3

ระเบียบวิธีการวิจัย

3.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการจำลองผลบนโปรแกรมแมตแลบ

3.1.1 สมการของเฟรสเนล

สมการของเฟรสเนล (สื่อจิตต์ เพ็ชรประสาน, 2559) เป็นสมการที่ใช้ในการคำนวณสัมประสิทธิ์การสะท้อนและสัมประสิทธิ์การส่งผ่านของแสงที่ตกกระทบระหว่างรอยต่อของตัวกลางที่ 1 และตัวกลางที่ 2 สมการของเฟรสเนลยังถูกใช้ในการคำนวณสัญญาณเอาต์พุตของไบโอเซนเซอร์ที่อาศัยเทคนิคการล้นฟุ้งของคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้

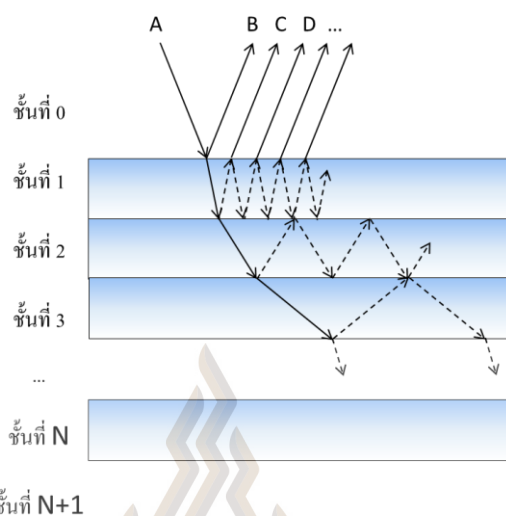
สมการของเฟรสเนลเหมาะต่อการใช้คำนวณโครงสร้างไบโอเซนเซอร์ที่มีลักษณะเป็นพื้นผิวเรียบหรือไม่มีเกรตติง วิธีการนี้สามารถคำนวณโพลาไรเซชันของแสงได้ทั้งสองชนิด คือ 1) โพลาไรเซชันแบบพี และ 2) โพลาไรเซชันแบบเอส

3.1.2 การสะท้อนกลับของโครงสร้างหลายชั้น

การสะท้อนกลับของโครงสร้างหลายชั้น (Reflectivity of a Multi-layer) เมื่อพิจารณาทางเดินแสง (Optic Ray) ในชั้นฟิล์มบาง ชั้นฟิล์มบางนั้นสามารถนำทางแสงและเกิดการสะท้อนกลับไปมาภายในชั้นหลายครั้ง (Multiple Reflection) จำนวนการสะท้อนทั้งหมดสามารถคำนวณได้จากผลรวมเชิงเรขาคณิต (Geometric Summation) ซึ่งสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน และสัมประสิทธิ์การส่งผ่านได้ในกรณีที่ เป็นโครงสร้าง N ชั้น (โดย $N > 2$)

อีกวิธีการหนึ่ง คือ การแก้สมการแม่เหล็กไฟฟ้าของแมกซ์เวลล์ของแสงแต่ละโพลาไรเซชัน จากนั้นจึงนำค่าเวกเตอร์เจาะจง (Eigenvector) และค่าเจาะจง (Eigenvalue) ของแต่ละชั้นมาคูณกัน เพื่อหาเวกเตอร์ผลลัพธ์ เรียกวิธีการนี้ว่าวิธีเมทริกซ์ส่งผ่าน (Transfer Matrix) (Pechprasarn & Albutt, 2019)

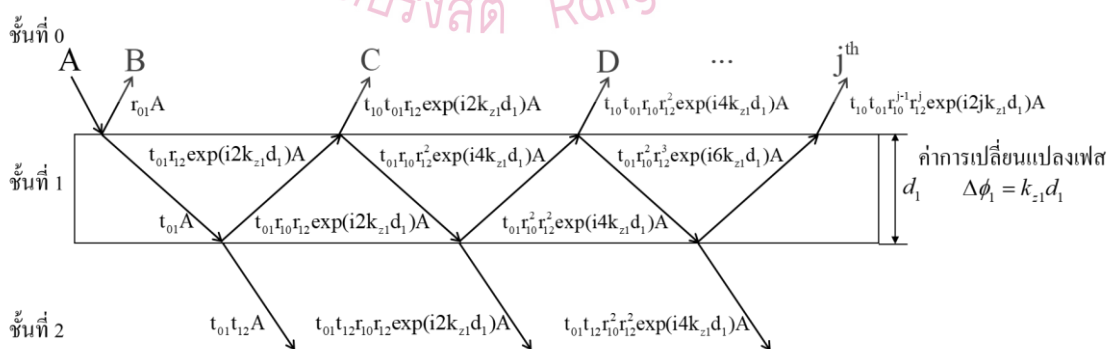
การเคลื่อนที่ของแสงในโครงสร้างหลายชั้น



รูปที่ 3.1 แสดงการเคลื่อนที่ของแสงในโครงสร้างหลายชั้น

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

จากรูปที่ 3.1 มีเวกเตอร์แสง A ตกกระทบลงบนโครงสร้างหลายชั้น การหาเวกเตอร์แสงสะท้อนทั้งหมด เท่ากับ ผลรวมเวกเตอร์แสงที่เกิดการส่งผ่านเข้าไปในชั้นวัสดุและสะท้อนกลับออกมา มีค่าเท่ากับ ผลรวมของเวกเตอร์ B เวกเตอร์ C เวกเตอร์ D และเวกเตอร์ประกอบอื่น ๆ ซึ่งหาได้จากการพิจารณาแต่ละรอยต่อเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนและสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน รวมถึงค่าการเปลี่ยนแปลงเฟสเพื่อนำมาคิดเป็นค่าเวกเตอร์ดังกล่าว ทั้งนี้เพื่อให้เข้าใจง่ายขึ้นจึงอธิบายในลักษณะโครงสร้างแบบ 3 ชั้น ดังที่แสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงการเคลื่อนที่ของแสงในโครงสร้าง 3 ชั้น

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

จากรูปที่ 3.2 รอยต่อระหว่างชั้นที่ 0 และชั้นที่ 1 เวกเตอร์ของแสง A ตกกระทบทำให้เกิดการสะท้อนซึ่งคือเวกเตอร์ $r_{01}A$ และเกิดการส่งผ่านคือเวกเตอร์ $t_{01}A$ จากนั้นเวกเตอร์ $t_{01}A$ จึงเคลื่อนที่ต่อไปและไปตกกระทบที่รอยต่อระหว่างชั้นที่ 1 และชั้นที่ 2 ซึ่งเกิดการสะท้อนพร้อมกับการเปลี่ยนเฟสของแสงซึ่งคือเวกเตอร์ $t_{01}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)A$ และเกิดการส่งผ่านคือเวกเตอร์ $t_{01}t_{12}A$

หากพิจารณาต่อไปเรื่อย ๆ พบว่าเวกเตอร์ของแสงที่เกิดการสะท้อนจะถูกคูณด้วยค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน (r_{ij}) ของชั้นรอยต่อที่แสงตกกระทบ และเวกเตอร์ของแสงที่เกิดการส่งผ่านจะถูกคูณด้วยค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (t_{ij}) ของชั้นรอยต่อที่แสงตกกระทบ และเมื่อใดที่เวกเตอร์ของแสงเกิดการเปลี่ยนทิศทางเคลื่อนที่ เวกเตอร์ของแสงจะถูกคูณด้วยค่าการเปลี่ยนแปลงเฟส $\exp(i2\Delta\phi)$ ของชั้นรอยต่อที่แสงตกกระทบ ดังนั้น

เวกเตอร์ B จึงค่าเท่ากับ $r_{01}A$

เวกเตอร์ C จึงมีค่าเท่ากับ $t_{10}t_{01}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)A$

เวกเตอร์ D จึงมีค่าเท่ากับ $t_{10}t_{01}r_{10}r_{12}^2\exp(i4k_{z1}d_1)A$

สำหรับเวกเตอร์ที่ j^{th} ใด ๆ จะได้ $t_{10}t_{01}r_{10}^{j-1}r_{12}^j\exp(i2jk_{z1}d_1)A$

เวกเตอร์แสงที่เคลื่อนที่สะท้อนกลับ ไปกลับมภายในชั้นที่ 1 มีจำนวนเทอมของสัมประสิทธิ์การสะท้อนและค่าการเปลี่ยนแปลงเฟสที่เพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 และหากพิจารณาผลรวมเวกเตอร์แสงสะท้อนทั้งหมด ผลรวมของเวกเตอร์ B เวกเตอร์ C เวกเตอร์ D และเวกเตอร์ประกอบอื่น ๆ จากโครงสร้าง 3 ชั้น ได้ผลรวมเป็นดังที่แสดงในสมการที่ 3-1

$$r_{\text{slab}}A = B + C + D + \dots = [r_{01} + t_{10}t_{01}r_{12} \sum_{j=0}^{\infty} r_{12}^j r_{10}^j \exp(i2jk_{z1}d_1)]A \quad (3-1)$$

กำหนดให้ $\beta = r_{12}r_{10}\exp(i2k_{z1}d_1)$ สามารถจัดเรียงสมการที่ 3-1 ใหม่ได้ดังที่แสดงในสมการที่ 3-2

$$r_{\text{slab}} = r_{01} + (t_{10}t_{01}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)) \sum_{j=0}^{\infty} \beta^j \quad (3-2)$$

จากความสัมพันธ์ผลรวมของอนุกรมเรขาคณิตที่มีอัตราส่วนทั่วไป q มีค่าเท่ากับ $\frac{1}{1-q}$ จากความสัมพันธ์ดังกล่าวสามารถจัดเรียงสมการที่ 3-2 ได้ว่า

$$r_{\text{slab}} = r_{01} + \frac{t_{10}t_{01}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)}{1-r_{10}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)} \quad (3-3)$$

จากโพลาริเซชันแบบพี และ โพลาริเซชันแบบเอส

$$t_{ij}^p t_{ji}^p = \frac{Y_i}{Y_j} (1-r_{ij}^p) \frac{Y_j}{Y_i} (1+r_{ij}^p) = 1 - (r_{ij}^p)^2 \quad (3-4)$$

และ

$$t_{ij}^s t_{ji}^s = (1-r_{ij}^s)(1+r_{ij}^s) = 1 - (r_{ij}^s)^2 \quad (3-5)$$

และความสัมพันธ์ $r_{10} = -r_{01}$ จะได้

$$r_{\text{slab}} = \frac{r_{01} + r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)}{1 + r_{01}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)} \quad (3-6)$$

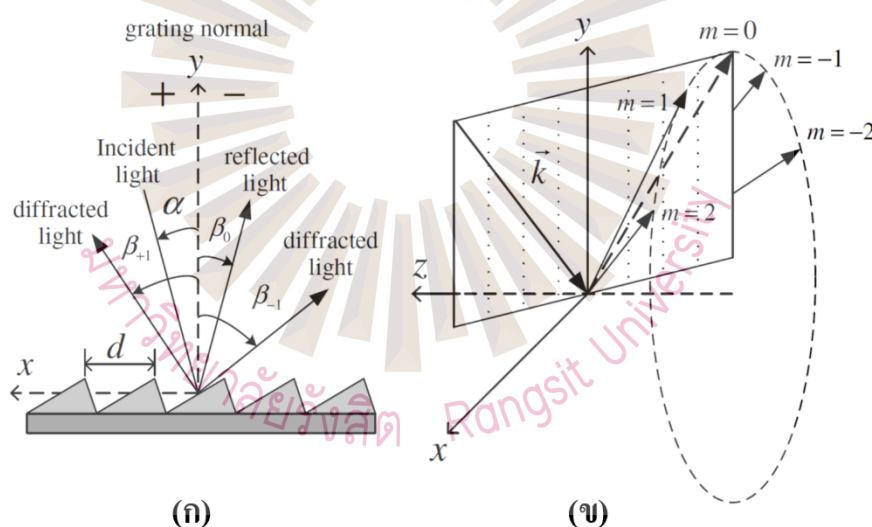
และสำหรับกรณีแสงส่งผ่าน

$$t_{\text{slab}} = \frac{t_{01}t_{12}\exp(ik_{z1}d_1)}{1 + r_{01}r_{12}\exp(i2k_{z1}d_1)} \quad (3-7)$$

สมการที่ 3-6 และ 3-7 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับทั้งหมด และค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านทั้งหมดตามลำดับ

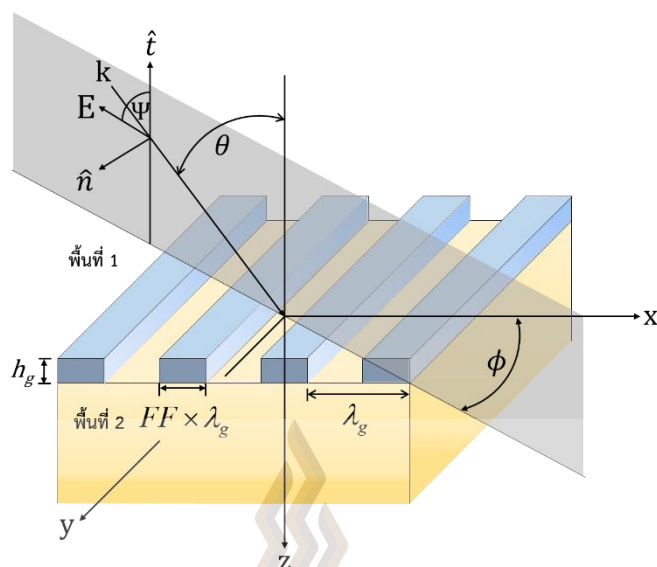
3.1.3 การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัด

การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดใช้สำหรับการคำนวณค่าความสะท้อนหรือค่าความส่องผ่านของแสงหรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ตกกระทบทำมุมองศาตกกระทบ (θ) เทคนิคนี้นิยมใช้คำนวณในกรณีของเซนเซอร์ที่มีโครงสร้างเป็นเกรตติง การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดสามารถใช้คำนวณสัมประสิทธิ์การสะท้อนและสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน ได้ทั้งกรณีที่เกิดการเลี้ยวเบนแบบเป็นระนาบ (Planar Diffraction) และการเลี้ยวเบนแบบกรวย (Conical Diffraction) ดังแสดงในรูปที่ 3.3 กรณีการเลี้ยวเบนทั้งสองรูปแบบนั้นขึ้นอยู่กับมุมแอสิมัท (Azimuthal Angle: ϕ) ดังแสดงในรูปที่ 3.4 ซึ่งเป็นมุมที่กำหนดความสัมพันธ์ระหว่างระนาบการตกกระทบ (Plane of Incidence) และเวกเตอร์คลื่นของเกรตติง ในการคำนวณดังกล่าวยังสามารถคำนวณแสงที่มีทิศทางหรือมุมโพลาไรเซชัน (Polarization Angle: Ψ) ใดๆ หมายความว่าเทคนิคนี้สามารถคำนวณได้ทั้งกรณีที่มีแสงโพลาไรเซชันแบบพีและโพลาไรเซชันแบบเอส



รูปที่ 3.3 (ก) แสดงการเลี้ยวเบนแบบเป็นระนาบ (ข) แสดงการเลี้ยวเบนแบบเป็นกรวย

ที่มา: Yang, 2016



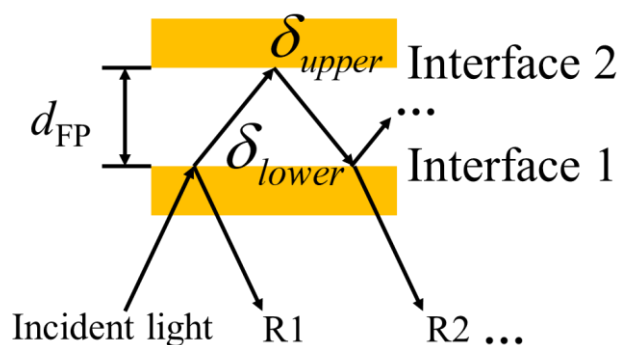
รูปที่ 3.4 แสดงลักษณะของแสงตกกระทบบเรตติง

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดเป็นเทคนิคการคำนวณหาคำตอบโดยตรงจากสมการแมกซ์เวลล์ ซึ่งเป็นวิธีการแบบไม่วนซ้ำ (Non-iterative) และสามารถกำหนดค่าตัวแปรได้ (Deterministic) โดยอาศัยตัวแปรสถานะ (State-variable) โดยคำตอบที่มีความถูกต้องที่สุดเกิดจากการกำหนดจำนวนเทอมของการขยายตัวของสนามฮาร์มอนิก (Field Space-harmonic Expansion) ยิ่งจำนวนเทอมของการขยายตัวของสนามฮาร์มอนิกมาก คำตอบที่ได้จากการคำนวณก็ยิ่งถูกต้องมากขึ้นเท่านั้น แต่อย่างไรก็ตามความถูกต้องของคำตอบจะลู่เข้าสู่ค่า ๆ หนึ่ง (Convergence) ซึ่งจำนวนเทอมของการขยายตัวของสนามฮาร์มอนิกที่ใช้นั้นมีค่าไม่เท่ากันในแต่ละโครงสร้าง โดยขึ้นกับค่าบเรตติง (λ_g) สมการคำนวณการวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดถูกเผยแพร่โดย โมฮาราม และแกนน (Moharam & Gaylord, 1981)

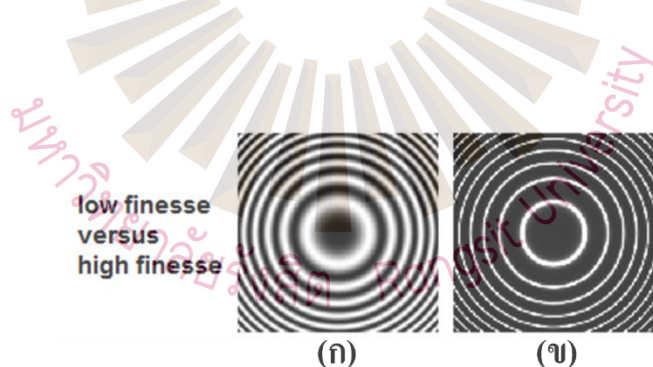
3.1.4 ฟาบริ-เปโรต์

ฟาบริ-เปโรต์ (Hernández, 1988) คือ ปรากฏการณ์ที่แสงถูกนำพาให้เกิดการสะท้อนกลับไปกลับมาภายในชั้นวัสดุหรือตัวกลาง โดยเรียกชั้นนี้ว่าชั้นสั่นพ้อง (Resonant Layer) หรือช่องสั่นพ้อง (Resonant Cavity) โดยทั่วไปโครงสร้างที่สามารถทำให้เกิดฟาบริ-เปโรต์ได้ย่อมเกิดจากพื้นผิวที่มีคุณสมบัติสะท้อน 2 พื้นผิวที่วางขนานกัน เช่น แผ่นฟิล์มทองบาง 2 แผ่นที่วางห่างกันด้วยระยะ d_{FP} ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ลักษณะการเคลื่อนที่ของแสงแบบฟาบรี-เปโรต์
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

จากรูปที่ 3.5 เมื่อแสงตกกระทบบนที่รอยต่อที่ 1 (Interface 1) แสงเกิดการส่งผ่านและสะท้อนกลับออกมาเป็นแสงสะท้อน R1 มีการเปลี่ยนแปลงเฟสเท่ากับ φ_{lower} แสงที่ส่งผ่านเข้าไปยังชั้นสั่นพ้องเกิดการสะท้อนอีกครั้งหนึ่งที่รอยต่อที่ 2 (Interface 2) มีการเปลี่ยนแปลงเฟสเท่ากับ φ_{upper} และเมื่อเคลื่อนที่กลับไปยังรอยต่อที่ 1 แสงเกิดการส่งผ่านและสะท้อน ณ รอยต่อนี้ แสงที่ส่งผ่านออกมาถูกเรียกว่า แสงสะท้อน R2 และแสงสะท้อนนี้เคลื่อนสะท้อนกลับไปยังภายในชั้นสั่นพ้องต่อไป หากนำเลนส์นูนและกล้องซีซีดี เข้าไปรับแสงที่สะท้อนออกมาได้ผลการทดลองดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ลักษณะภาพที่เกิดจากปรากฏการณ์ฟาบรี-เปโรต์ (ก) คุณภาพของการเกิดฟาบรี-เปโรต์ต่ำ (Low Finesse) (ข) คุณภาพของการเกิดฟาบรี-เปโรต์สูง (High Finesse)

ที่มา: Hernández, 1988

การเกิดแถบสว่างและแถบมืดของปรากฏการณ์ฟาบรี-เปโรต์สามารถอธิบายดังสมการที่ 3-8 (George et al., 2017; Liang, Peng, Hu, & Zou, 2013) และเรียกสมการนี้ว่าสมการการจับคู่เฟส (Phase-matching Condition) (Xu et al., 2012) ตำแหน่งมุมที่เกิดดิฟฟของโหมดฟาบรี-เปโรต์ เรียก มุมฟาบรี-เปโรต์ (θ_{FP})

$$2k_z d_{FP} + \delta_{lower} + \delta_{upper} = 2M\pi \quad (3-8)$$

เมื่อ k_z คือ เวกเตอร์ตามแนวแกน z ของชั้นสั่นพ้อง หน่วย rad
 d_{FP} คือ ความหนาของชั้นสั่นพ้อง หน่วย μm
 δ_{lower} และ δ_{upper} คือ ค่าการเปลี่ยนแปลงเฟสที่เกิดจากการสะท้อนที่รอยต่อที่ 1 และ รอยต่อที่ 2 ตามลำดับ ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการเฟรสเนลคังที่ได้อธิบายไว้ในภาคผนวก ข.
 และ M คือ ลำดับโหมดฟารี-เปโรต์ ซึ่งมีความเป็นจำนวนเต็มตั้งแต่ 0, 1, 2, ...

ปัจจุบันเทคนิคฟารี-เปโรต์ได้ถูกนำไปประยุกต์ทำเซนเซอร์ในรูปแบบต่าง ๆ อาทิเช่น ไฟเบอร์ออปติกเซนเซอร์ที่มีค่าสภาพไว (S) สูง (Kersey, Jackson, & Corke, 1983) ซึ่งใช้ วัสดุอัญมณี การสั่นเชิงกล คลื่นเสียง หรือแม้กระทั่งสนามแม่เหล็ก (Yoshino, Kurosawa, Itoh, & Ose, 1982) เป็นต้น และเนื่องจากลักษณะของโหมดฟารี-เปโรต์ที่เกิดขึ้นนั้นมีค่าความกว้างมากสุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) น้อยกว่าโหมดคลื่นสั่นพ้องพื้นผิวพลาสมอนมาก จึงทำให้ โหมดนี้มีความน่าสนใจต่อการนำไปทำเซนเซอร์ที่วัดดัชนีหักเหของตัวอย่าง

3.1.5 การประมาณค่าดัชนีหักเหของโครงสร้างเกรตติงเป็นวัสดุผิวเรียบ

วิธีการประมาณค่าดัชนีหักเหในชั้นโครงสร้างที่มีลักษณะเกรตติงหรือวัสดุคอมโพสิต (Composite Materials) ที่มีหลายดัชนีหักเหของวัสดุอยู่ด้วยกัน ให้เสมือนเป็นชั้นฟิล์มบางซึ่งมีค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) นั้นช่วยทำให้การประมวลผลบนคอมพิวเตอร์ใช้เวลาอันน้อยลงอย่างมาก วิธีการนี้มีชื่อเรียกว่า ทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผล (Effective Medium Theory: EMT) (Choy, 2015) และปีคริสตศักราช 1998 ลาลาน และฮิวโกนิน (Lalanne & Hugonin, 1998) ได้ศึกษา ทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผล และรายงานวิธีการคิดค่าดัชนีประสิทธิผลสำหรับโครงสร้างเกรตติงที่อยู่ในช่วงไม่เกิน 1 ความยาวคลื่นแสงตกกระทบ โดยใช้ตัวแปรจำนวนมากในการสร้างสมการ ต่อมาในปีคริสตศักราช 2011 ชมิด และคณะ (Schmid et al., 2011) ได้รายงานวิธีการคิดค่าดัชนีประสิทธิผลสำหรับโครงสร้างเกรตติงที่อยู่ในช่วงไม่เกิน 1 ความยาวคลื่นแสงตกกระทบดังสมการที่ 3-9

$$n_{eff} = \sqrt{n_1^2 FF + n_2^2 (1 - FF)} \quad (3-9)$$

- เมื่อ n_{eff} คือ ค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff})
 n_1 คือ ค่าดัชนีหักเหของเกรตติง
 n_2 คือ ค่าดัชนีหักเหของสารที่ต้องการวิเคราะห์
 และ FF คือ ฟิลล์แฟกเตอร์ คือ อัตราส่วนของความกว้างของเกรตติง (w_g) และคาบเกรตติง (λ_g)

รูปที่ 3.7 แสดงภาพการจำลองโครงสร้างเกรตติงเป็นโครงสร้างผิวเรียบ จากวิธีการนี้นอกจากช่วยลดเวลาในการประมวลผลค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนและสัมประสิทธิ์การส่งผ่านแล้ว อีกทั้งยังลดความซับซ้อนในการคำนวณการหาเฟสที่สะท้อนจากรอยต่อที่ 1 และรอยต่อที่ 2 โดยสามารถใช้สมการเฟรสเนลได้อีกด้วย



รูปที่ 3.7 แบบจำลองการเปลี่ยนโครงสร้างเกรตติงเป็นโครงสร้างผิวเรียบ

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

3.2 การจำลองผลบนโปรแกรมแมตแลบ

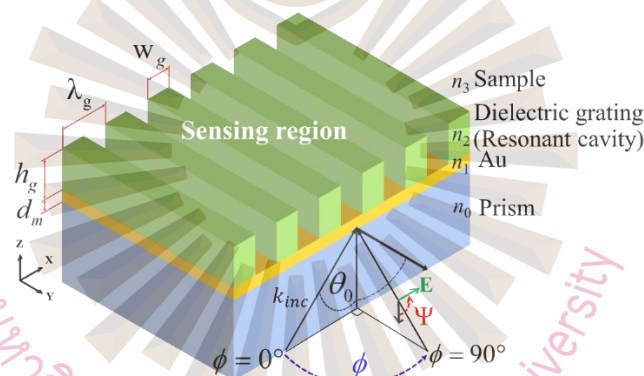
การจำลองผลโครงสร้างของตัวแปรต้นด้วยทฤษฎีที่เกี่ยวข้องตามที่อธิบายในหัวข้อ 3.1 โดยในขั้นตอนนี้ได้จำลองโดยการเปลี่ยนแปลงตัวแปรต้นที่ต้องการศึกษาดังตารางที่ 3.1 และแสดงตัวแปรในรูปที่ 3.8

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงค่าตัวแปรต้นที่ต้องการศึกษา

ตัวแปร	ช่วงค่าของตัวแปรหรือลักษณะของตัวแปรที่ต้องการศึกษา
โครงสร้างของเกรตติง	เกรตติงแบบสี่เหลี่ยม (Rectangular Grating)
แผ่นแก้วรองรับ (n_0)	1.52
ความหนาของทอง (d_m)	1 nm ถึง 60 nm
ค่าดัชนีหักเหของทอง (n_1)	$0.18344 + 3.4332i$ (Johnson & Christy, 1972)

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงค่าตัวแปรต้นที่ต้องการศึกษา (ต่อ)

ตัวแปร	ช่วงค่าของตัวแปรหรือลักษณะของตัวแปรที่ต้องการศึกษา
ค่าดัชนีหักเหของเกรตติง (n_2)	1.4283 (พอลิไดเมทิลไซลอกเซน) (Schneider, Draheim, Kamberger, & Wallrabe, 2009)
ความหนาของเกรตติง (h_g)	0 ถึง $5\lambda_0$
คาบเกรตติง (λ_g)	0 ถึง $10\lambda_0$
ฟิล์มแพกเตอร์ (FF)	0 ถึง 1
ค่าดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์ (n_3 or n_s)	1.00 ถึง 1.5
โพลาริเซชันของแสงตกกระทบ	โพลาริเซชันแบบพี หรือโพลาริเซชันแบบเอส
หาคมมุมแอซิมัท (ϕ)	0° และ 90°



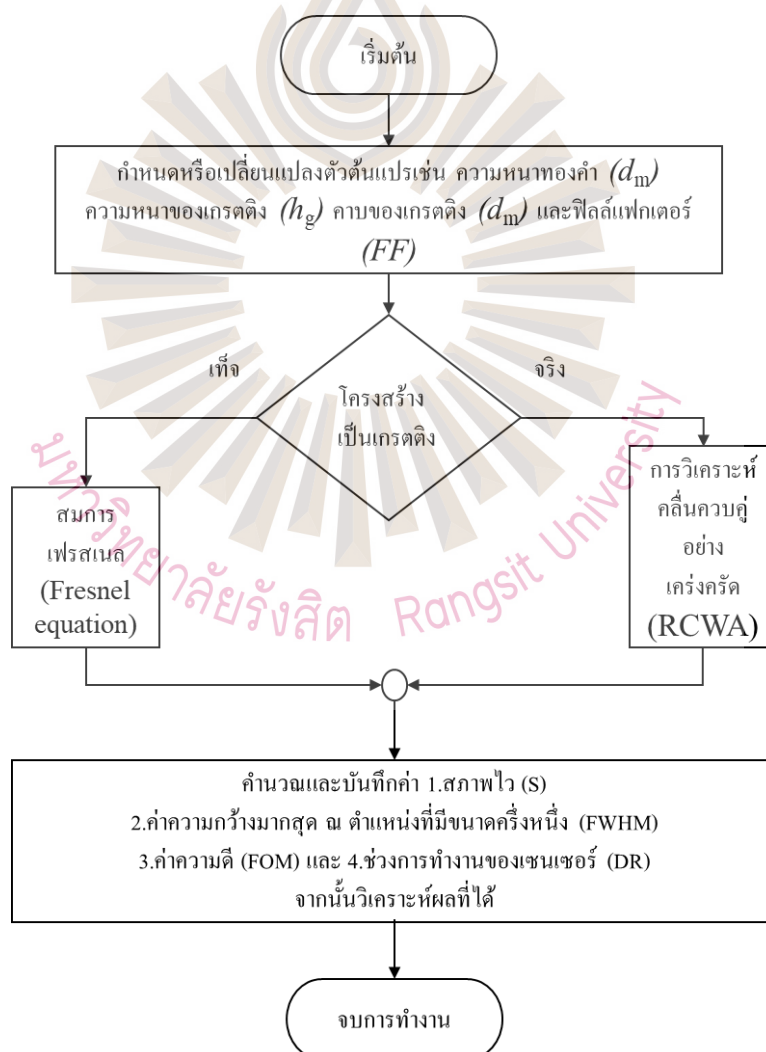
รูปที่ 3.8 โครงสร้างของเซนเซอร์ที่ต้องการศึกษา

ที่มา: Sasivimolkul, Pechprasarn, & Somekh, 2021

การจำลองผลของไบโอสเซนเซอร์ เริ่มต้นจำลองผลโครงสร้างแบบผิวเรียบในลักษณะของโครงแบบเครชมานน์ จากนั้นจึงจำลองผลของโครงสร้างแบบเกรตติงต่อไป และรูปที่ 3.9 แสดง การจำลองผลบนโปรแกรมแมตแลบ

1) โครงแบบเครชมานน์ของเซนเซอร์ผิวเรียบ โครงสร้างลักษณะนี้ มีตัวแปรเพียงความหนาของทอง (d_m) ที่ต้องศึกษา การจำลองผลโครงแบบเครชมานน์เพื่อใช้เป็นค่าอ้างอิงในการจำลองผลของโครงสร้างแบบเกรตติงต่อไป โครงสร้างแบบผิวเรียบใช้สมการเฟรสเนลในการคำนวณผลของโครงสร้าง

2) โครงสร้างแบบเกรตติง เริ่มต้นด้วยการกำหนดค่าตัวแปรความหนาของทอง (d_m) คำนวณหักเหของเกรตติง (n_2) ความหนาเกรตติง คาบเกรตติง (λ_g) และฟิลล์แพกเตอร์ (FF) ขึ้นมาค่าหนึ่ง จากนั้นจึงศึกษาผลของแต่ละตัวแปรโดยการเปลี่ยนค่าตัวแปรที่ต้องการศึกษาและกำหนดให้ตัวแปรอื่นคงที่ ทำการจำลองผลในลักษณะนี้จนครบทุกตัวแปร โครงสร้างแบบเกรตติงใช้การวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดในการคำนวณผลของโครงสร้าง การวิเคราะห์ผลของโครงสร้างจะวิเคราะห์จากค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด Δ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ค่าความดี (FOM) และช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) ของแต่ละโหมดที่เกิดขึ้น เพื่อเปรียบเทียบความเป็นเซนเซอร์ของแต่ละโครงสร้าง รวมถึงวิเคราะห์และอธิบายปรากฏการณ์หรือโหมดการทำงานที่เกิดขึ้นในโครงสร้างอีกด้วย



รูปที่ 3.9 แผนภาพขั้นตอนการจำลองผลบน โปรแกรมเมตแลบ
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

3.3 การออกแบบระบบแสงที่ใช้ในการทดลองและขั้นตอนการทดลอง

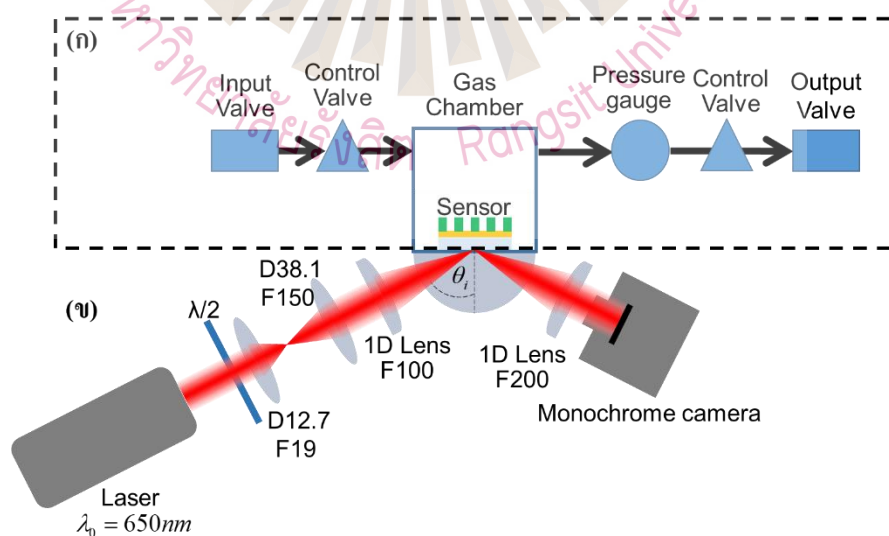
3.3.1 การออกแบบระบบแสงที่ใช้ในการทดลอง

ระบบที่ใช้ในการทดลองถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ 1) ระบบส่งแก๊สเข้าไปในระบบแสง และ 2) ระบบแสงที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพผลตอบสนองของเซนเซอร์เชิงแสง

3.3.1.1 ระบบส่งแก๊สเข้าไปในระบบแสง

ระบบส่งแก๊สเข้าไปในระบบแสงประกอบไปด้วยอุปกรณ์ดังนี้

- 1) วาล์วขาเข้า (Input Valve)
- 2) วาล์วแก๊สควบคุมขาเข้า (Control Valve)
- 3) ห้องแก๊ส (Gas Chamber) ออกแบบจากกล่องใส่ตัวอย่างอะคริลิก ขนาด กว้าง 18 มิลลิเมตร ยาว 18 มิลลิเมตร สูง 18 มิลลิเมตร
- 4) มาตรวัดความดันแก๊ส (Pressure Gauge)
- 5) วาล์วแก๊สควบคุมขาออก
- 6) วาล์วขาออก (Output Valve)
- 7) ท่อส่งแก๊ส ได้แก่ สายยางขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.10 (ก) ระบบส่งแก๊สเข้าไปในระบบแสง และ (ข) ระบบแสงที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพผลตอบสนองของเซนเซอร์เชิงแสง

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

3.3.1.2 ระบบแสงที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพผลตอบสนองของเซนเซอร์เชิงแสง

ระบบแสงที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพผลตอบสนองของเซนเซอร์เชิงแสง ประกอบด้วยอุปกรณ์ดังนี้

- 1) แหล่งกำเนิดเลเซอร์ไดโอด ความยาวคลื่น 650 nm
- 2) แผ่นโพลาไรเซอร์ (Polarizer) หรือแผ่น $\lambda/2$ ($\lambda/2$ Waveplate) ใช้สำหรับปรับมุมโพลาไรเซชันของแสงตกกระทบบ
- 3) เลนส์นูนแกมราบ (Plano Convex Lens) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.7 mm ความยาวโฟกัส 19 mm
- 4) เลนส์นูนแกมราบ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 38.1 mm ความยาวโฟกัส 150 mm
- 5) เลนส์ทรงกระบอก (Cylindrical Lenses) ความยาวโฟกัส 100 mm
- 6) ปริซึมแก้วครึ่งวงกลม เส้นผ่านศูนย์กลาง 3 นิ้ว
- 7) เลนส์ทรงกระบอก ความยาวโฟกัส 200 mm
- 8) กล้องถ่ายภาพแบบ โมโน โครม (Monochrome Camera) (Huatengvision, 2019) เซนเซอร์ชนิดแบบกึ่งตัวนำเมทัลออกไซด์ควบเสริม (Complementary Metal-oxide-semiconductor: CMOS) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.18 mm กว้าง 5.76 mm ยาว 4.29 mm ความละเอียด 2,592 x 1,944 ตารางพิกเซล (pixel x pixel) มีความลึกสี (Color Depth) 12 Bit สามารถรับแสงได้ในช่วงความยาวคลื่น 350 nm ถึง 1,050 nm

หมายเหตุ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเลนส์ และความยาวโฟกัสของเลนส์สามารถปรับเปลี่ยนได้โดยคำนึงขนาดของแสงให้เหมาะสมกับขนาดเซนเซอร์รับภาพ

3.3.2 ขั้นตอนการทดลอง

- 1) วางเซนเซอร์เชิงแสงภายในห้องแก๊ส และปิดห้องแก๊สให้เรียบร้อย เปิดวาล์วแก๊สควบคุมขาเข้า และวาล์วแก๊สควบคุมขาออก
- 2) นี้อากาศเข้าไปในระบบ

3) บันทึกภาพ เพื่อคำนวณค่ามุมพลาสมอน (θ_p) ณ ตำแหน่งที่ตัวอย่างเป็นอากาศ และใช้เป็นค่ามุมพลาสมอน (θ_p) อ้างอิง

4) ไล่แก๊สไนโตรเจนเข้าไปในระบบสักระยะเวลาหนึ่ง เพื่อไล่อากาศออกจากระบบ จากนั้นจึงปิดวาล์วควบคุมแก๊สขาออก และสังเกตมาตรวัดความดันแก๊สว่ามีความดันถึงจุดที่กำหนดไว้หรือไม่ หากถึงจุดที่กำหนดแล้วให้ปิดวาล์วแก๊สควบคุมขาเข้า และหยุดไล่แก๊สไนโตรเจนเข้าระบบทันที

5) บันทึกภาพ เพื่อคำนวณค่ามุมพลาสมอน (θ_p) ที่เปลี่ยนแปลงไป

6) เปิดวาล์วแก๊สควบคุมขาเข้า และวาล์วแก๊สควบคุมขาออก จากนั้นฉีดอากาศเข้าไปในระบบ เพื่อไล่แก๊สไนโตรเจนออกจากระบบ

7) บันทึกภาพ เพื่อคำนวณค่ามุมพลาสมอน (θ_p) ที่เปลี่ยนแปลงไป

8) คำนวณค่าความเข้มข้นของแก๊สไนโตรเจนย้อนกลับ จากข้อมูลมุมพลาสมอน (θ_p) ที่เปลี่ยนแปลงไป

3.4 ขั้นตอนการสร้างเซนเซอร์

โครงสร้างเซนเซอร์ถูกแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ 1) โครงแบบเครชมานน์แบบผิวเรียบ และ 2) โครงสร้างเซนเซอร์รูปแบบเครชมานน์ที่มีเกรตติงอยู่บนผิว ดังนั้นขั้นตอนการสร้างเซนเซอร์มีส่วนที่เหมือนกันคือขั้นตอนการทำแผ่นฟิล์มทองบางลงบนแผ่นรองรับ ขั้นตอนดังต่อไปนี้เป็นรายละเอียดครอบคลุมทั้งสองโครงสร้างข้างต้น และรูปที่ 3.10 แสดงแผนภาพขั้นตอนการสร้างเซนเซอร์

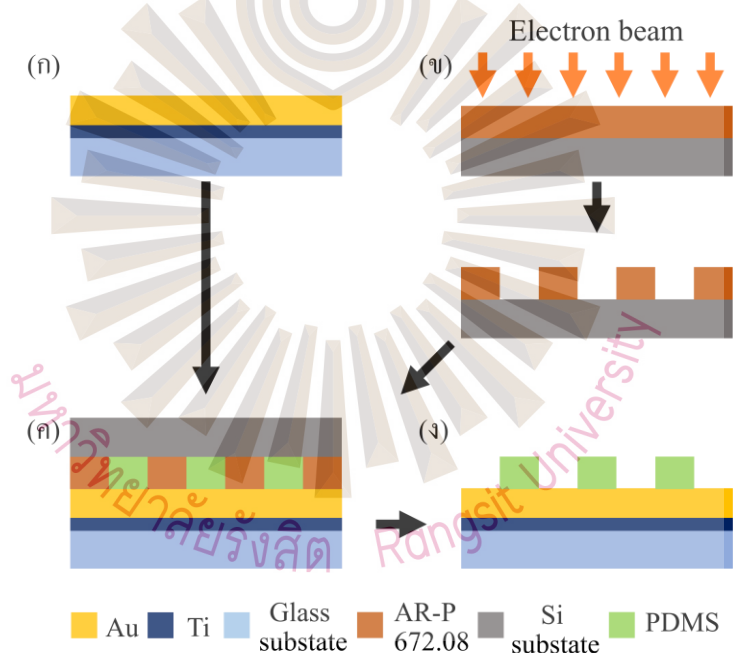
สร้างชั้นฟิล์มไทเทเนียมความหนา 2 nm และตามด้วยชั้นฟิล์มทองความหนา 48 nm ลงบนแผ่นแก้วรองรับด้วยวิธีการทำให้เป็นไอโดยความร้อน (Thermal Evaporator) (Gupta, Dyer, & Weimer, 2002) ทำแม่พิมพ์ต้นแบบ (Master Mold) สำหรับทำลวดลายเกรตติงดังต่อไปนี้

1) ปั่นเหวี่ยงสารไวลาอิลีกรอน AR-P 672.08 ลงบนแผ่นซิลิคอนรองรับ ด้วยความเร็วรอบ 3000 rpm เป็นระยะเวลา 1 นาที จากนั้นจึงนำไปอบร้อนบนแผ่นนำความร้อน (Hot Plate) ที่อุณหภูมิ 150 °C เป็นระยะเวลา 3 นาที (GmbH, 2008)

2) นำไปฉายด้วยลำอิเล็กตรอน ด้วยขนาดกระแส 3.3 nA ความต่างศักย์ 80 keV โดยใช้วิธีการฉายลำแสงหลายครั้ง (Multi-shot Exposure) ให้มีปริมาณ โดสทั้งหมดเท่ากับ $550 \mu\text{C}/\text{cm}^2$ เป็นเวลา 3 นาที

3) จากนั้นนำเซนเซอร์ไปล้างด้วยไอโซโพรพิล แอลกอฮอล์ (Isopropyl Alcohol: IPA) เป็นเวลา 1 นาที จากนั้นจึงนำไปวางบนแผ่นนำความร้อน ที่อุณหภูมิ $150 \text{ }^{\circ}\text{C}$ เป็นเวลา 3 นาที

4) นำพอลิไดเมทิลไซลลอกเซน ผสมกับสารบ่ม (Curing Agent) ในอัตราส่วน 10 ต่อ 1 และเทลงบนผิวทองซึ่งอยู่บนแผ่นแก้วรองรับ จากนั้นนำแม่พิมพ์ต้นแบบมาประทับพอลิไดเมทิลไซลลอกเซนลงบนผิวทอง เพื่อสร้างลวดลาย จากนั้นนำไปอบร้อนที่อุณหภูมิ $65 \text{ }^{\circ}\text{C}$ เป็นเวลา 1 ชั่วโมง และดึงแม่พิมพ์ต้นแบบออก ทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้อง (Hosokawa, Hanada, & Maeda, 2001)



รูปที่ 3.11 (ก) การสร้างชั้นฟิล์มไทเทเนียม และทองลงบนแผ่นแก้วรองรับ (ข) การสร้างแม่พิมพ์ต้นแบบด้วยการฉายด้วยลำอิเล็กตรอน (ค) การสร้างลวดลายเกรตติงด้วยการประทับตรา และ (ง) แสดงโครงสร้างเซนเซอร์เชิงแสง

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

3.5 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

3.5.1 อุปกรณ์และซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการวิจัย

อุปกรณ์เชิงแสง เช่น แผ่นวางอุปกรณ์แสง (Optical Breadboard) อุปกรณ์ยึดจับทางแสงเชิงกล (Optomechanical Component) และกระจกสะท้อน (Mirror)

เคมีภัณฑ์ เช่น ฟิล์มโลหะทอง สารไวแสง แก๊สไนโตรเจน พอลิไดเมทิลไซลอกเซน และน้ำปราศจากไอออน (Deionized Water)

วัสดุภัณฑ์อื่น ๆ เช่น คอมพิวเตอร์ และแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงแบบปรับค่าได้ (DC Power Supply)

ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการวิจัย คือ โปรแกรมแมตแลบ

3.5.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1) กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM) ใช้สำหรับการดูโครงสร้างของเซนเซอร์ที่ได้ เพื่อวัดขนาดของโครงสร้างเช่น ความหนาของทอง (d_m) ความหนาของเกรตติง (h_g) คาบเกรตติง (λ_g) และความกว้างของเกรตติง (w_g) เป็นต้น

2) กล้องจุลทรรศน์แบบสนามกว้าง (Widefield Microscope) ใช้สำหรับการดูโครงสร้างของเซนเซอร์เบื้องต้น โดยใช้เลนส์ใกล้วัตถุที่มีกำลังขยาย 100x

3) เครื่องเคลือบฟิล์มด้วยเทคนิคการระเหยด้วยลำอิเล็กตรอนหรือเครื่องเคลือบฟิล์มด้วยเทคนิคการระเหยด้วยลำแสงไอออน ใช้สำหรับการเคลือบหรือสร้างชั้นฟิล์มโลหะทอง

4) ลิโทกราฟีแบบเลเซอร์ที่ใช้หลักการฉายแสงด้วย 2 โฟตอน (2-photon Polymerization Machine) หรือลิโทกราฟีแบบใช้ลำอิเล็กตรอน ใช้สำหรับการสร้างลวดลายของเกรตติงบนฟิล์มโลหะทอง

3.6 การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิเคราะห์ของโครงสร้างไบโอเซนเซอร์ที่ออกแบบด้วยตัวแปรต้น สามารถวิเคราะห์ผลได้จากตัวแปรตามหรือตัวแปรเชิงปริมาณ (Quantitative Parameter) ได้แก่

3.6.1 สภาพไว (S)

สภาพไว (S) คือ อัตราส่วนระหว่างการเปลี่ยนแปลงของเอาต์พุตต่ออินพุต หรือ การเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของพลาสมอนิกคัพที่มุมพลาสมอน (θ_p) ต่อการเปลี่ยนแปลงดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 3-10 และแสดงวิธีการวัดในรูปแบบที่ 3-12

$$Sensitivity = \frac{\partial Signal}{\partial Measurand} = \frac{\partial n_0 \sin \theta_{res}}{\partial n_{sample}} \quad (3-10)$$

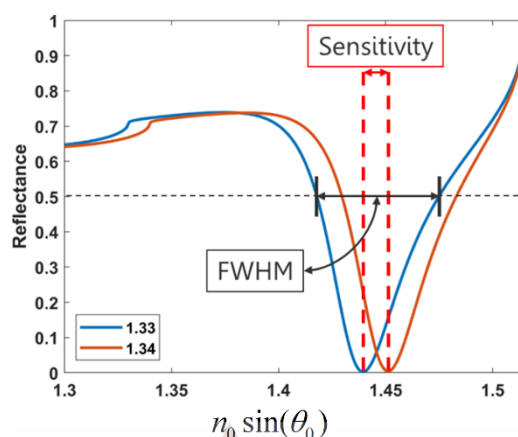
โดยที่ $Sensitivity$ คือ ค่าสภาพไว (S) ในการตอบสนอง หน่วย a.u./RIU

$\partial Signal$ คือ การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเอาต์พุต หรือ ความแตกต่างของ $n_0 \sin \theta_{res}$ ซึ่งไม่มีหน่วย

และ $\partial Measurand$ คือ การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณอินพุต หรือ ความแตกต่างของค่าดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์ หน่วย RIU

3.6.2 ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM)

ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) คือ ค่าความกว้างของพลาสมอนิกคัพที่มุมพลาสมอน (θ_p) ณ ตำแหน่งที่ค่าความสะท้อนเท่ากับ 0.5 สามารถวัดค่าดังแสดงในรูปแบบที่ 3.9 ตัวแปรเชิงปริมาณนี้ไม่มีหน่วย และแกน x แสดงค่า $n_0 \sin(\theta_0)$



รูปที่ 3.12 แสดงการวัดค่าตัวแปรสภาพไวและค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) โดยแกน x แสดงค่า $n_0 \sin(\theta_0)$ และ แกน y แสดงค่าความสะท้อน จากผลการจำลอง โครงแบบเรขมาณัน ชั้นฟิล์มโลหะทองหนา 50 nm โดยค่าดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์มีค่าเท่ากับ 1.33 (สีฟ้า) และ 1.34 (สีส้ม) แสดงตกกระทบมีโพลาไรเซชันแบบพี

ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

3.6.3 ค่าความดี (FOM)

ค่าความดี (FOM) คือ ค่าตัวเลขที่เกิดจากการคำนวณอัตราส่วนระหว่างสภาพไว ต่อค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 3-11 ค่าความดี (FOM) นี้มีความสัมพันธ์ไปในทิศทางเดียวกันกับค่าคุณภาพ (Quality Factor: Q-factor) (Bitarafan & DeCorby, 2017; Ismail, Kores, Geskus, & Pollnau, 2016) ซึ่งนิยมใช้ใน โครงสร้างจำพวกที่เกิดการสั่นพ้องของ โหมด เช่น ฟาบริ-เปโรต์ เป็นต้น ดังนั้นเพื่อให้ง่ายต่อการ เปรียบเทียบ ในงานวิจัยนี้ใช้เปรียบเทียบ โดยใช้ค่าความดี (FOM) ดังสมการที่ 3-11

$$FOM = \frac{Sensitivity}{FWHM} \quad (3-11)$$

โดยที่ FOM คือ ค่าความดี ซึ่งไม่มีหน่วย

$Sensitivity$ คือ ค่าสภาพไว (S) ในการตอบสนอง หน่วย a.u./RIU

และ $FWHM$ คือ ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ซึ่งไม่มีหน่วย

3.6.4 ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR)

ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) คือ ค่าตัวเลขที่บ่งบอกว่าเซนเซอร์นี้สามารถนำไปวัดสัญญาณหรือข้อมูลจากสารที่วิเคราะห์ได้ในช่วงใดบ้าง งานวิจัยนี้เป็นเซนเซอร์เชิงแสง ซึ่งบอกช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) ในรูปของค่าดัชนีหักเห โดยการวัดค่านี้ได้จากการจำลองเปลี่ยนค่าดัชนีหักเหของสารที่วิเคราะห์ในช่วง 1.00 ถึง 1.52 จากนั้นวัดค่าความสะท้อน ณ ตำแหน่งมุมพลาสมอน (θ_p) ของแต่ละค่าดัชนีหักเห หากค่าความสะท้อนต่ำกว่า 0.25 ถือว่าโครงสร้างที่จำลองผลนั้น สามารถตรวจวัดสารที่วิเคราะห์ที่มีค่าดัชนีหักเหดังกล่าวได้



บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 ผลการจำลองด้วยโปรแกรมแมตแลบ

ผลการจำลองด้วยโปรแกรมแมตแลบในหัวข้อนี้ศึกษาตัวแปรต้น ได้แก่ ความหนาของทอง (d_m) ดัชนีหักเหของเกรตติง (n_2) ความหนาของเกรตติง (h_g) คาบเกรตติง (λ_g) ความกว้างของเกรตติง (w_g) ฟิสิกส์แฟกเตอร์ (FF) ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) และขนาดสนามไฟฟ้า เป็นต้น

การจำลองผลของขนาดสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวของโครงสร้างบ่งบอกถึงลักษณะของโหมดที่เกิดขึ้นได้ เช่น ลักษณะของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นกับโหมดคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอนจำกัดอยู่บริเวณพื้นผิวโลหะ (DiPippo, Lee, & Park, 2010) หรือโหมดฟาบรี-เปโรต์มีลักษณะของสนามไฟฟ้าเป็นคาบสว่างมืดทุก ๆ 2π rad (Chen, Zhang, Sun, Li, & Yu, 2019) เป็นต้น ผลการจำลองสนามไฟฟ้าแสดงในรูปของผลรวมความเข้มของสนามไฟฟ้าในแนวแกน x แกน y และแกน z หาด้วยความเข้มของสนามไฟฟ้าตกกระทบเพื่อทำให้เป็นมาตรฐาน เรียกผลลัพธ์นี้ว่า ผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐาน (Total Normalized Intensity: I_{total}) และดังแสดงในสมการที่ 4-1

$$I_{total} = (|E_x|^2 + |E_y|^2 + |E_z|^2) / (|E_{inc}|^2) \quad (4-1)$$

เมื่อ I_{total} คือ ผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐาน ซึ่งไม่มีหน่วย

E_x คือ ขนาดสนามไฟฟ้าแนวแกน x หน่วย N/C

E_y คือ ขนาดสนามไฟฟ้าแนวแกน y หน่วย N/C

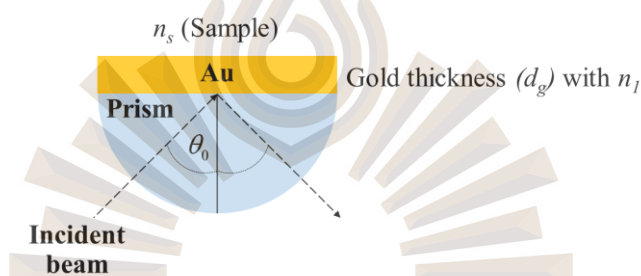
E_z คือ ขนาดสนามไฟฟ้าแนวแกน z หน่วย N/C

และ E_{inc} คือ ขนาดสนามไฟฟ้าตกกระทบ หน่วย N/C

4.1.1 ผลการจำลองโครงแบบเครขรฆมานัน้

ในการจำลองผลโครงแบบเครขรฆมานัน้ได้ไม่ได้นำความหนาของวัสดุไทเทเนียมซึ่งอยู่ระหว่างทองและแผ่นแก้วรองรับเนื่องจากมีความหนาเพียง 2 nm ซึ่งไม่มีผลต่อโหมดคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอน รูปที่ 4.1 แสดงโครงแบบเครขรฆมานัน้และตัวแปรที่ต้องการศึกษา ได้แก่ ความหนาของทอง (d_m) และค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)

โพลาไรเซชันของแสงกำหนดเป็นโพลาไรเซชันแบบพีเท่านั้น เนื่องจากปรากฏการณ์คลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอนเกิดขึ้นได้เฉพาะกับแสงมีโพลาไรเซชันแบบพีเท่านั้น



รูปที่ 4.1 แสดงตัวแปรที่ต้องการศึกษาของ โครงแบบเครขรฆมานัน้ผิวเรียบ

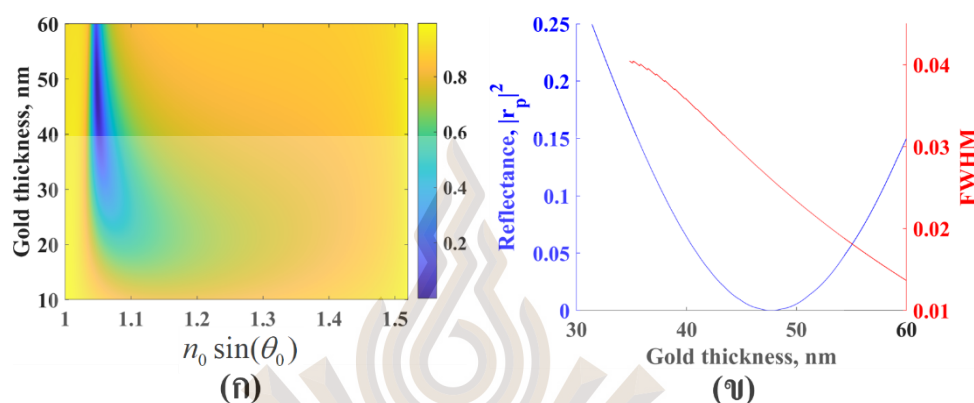
ที่มา: ผู้วิจัย, 2564

4.1.1.1 ผลการศึกษาตัวแปรความหนาของทอง (d_m)

ผลการจำลองการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) ในช่วง 10 nm ถึง 60 nm โดยแสงตกกระทบมีโพลาไรเซชันแบบพี และค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) คือ 1 (อากาศ) แสดงดังรูปที่ 4.2 ก จากนั้นทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยแสดงความสัมพันธ์ค่าความสะท้อนและค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ที่ตำแหน่งมุมพลาสมอน (θ_p) ของแต่ละความหนาของทอง (d_m) ดังรูปที่ 4.2 ข

จากรูปที่ 4.2 ข สังเกตได้ว่าค่าความสะท้อนที่น้อยที่สุด (เข้าใกล้ 0) เกิดขึ้นเมื่อทองมีความหนาประมาณ 48 nm ค่าความหนานี้ทำให้ความแตกต่าง (Contrast) ระหว่างดิฟที่มุมพลาสมอน (θ_p) และสัญญาณพื้นหลัง (Background) มีความแตกต่างกันมากที่สุด ในทางตรงกันข้ามหากสังเกตที่ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) พบว่าเมื่อ

ทองมีความหนา 48 nm ไม่ได้มีค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) น้อยที่สุด อย่างไรก็ตามความหนาของทอง (d_m) 48 nm ถูกเลือกให้เป็นความหนาที่เหมาะสมที่สุดในการสร้างเซนเซอร์ที่อาศัยหลักการสั่นพ้องของคลื่นพื้นผิวพลาสมอน (Suzuki, Sugimoto, Matsui, & Kondoh, 2008)

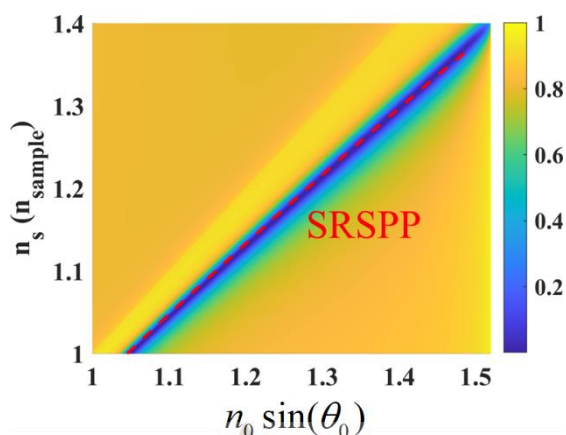


รูปที่ 4.2 (ก) ผลการจำลองการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) (ข) กราฟแสดงความสัมพันธ์ของค่าความสะท้อนและค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ที่ตำแหน่งมุมพลาสมอน (θ_p) ของแต่ละความหนาของทอง (d_m)

4.1.1.2 ผลการศึกษาตัวแปรดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)

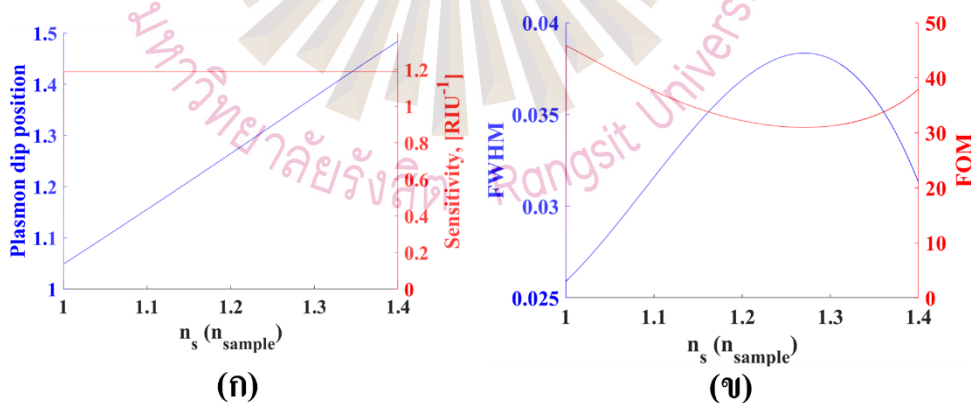
ผลการจำลองตัวแปรดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) ตั้งแต่ 1 RIU ถึง 1.5 RIU โดยใช้ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm แสดงดังรูปที่ 4.3 เส้นประสีแดงแสดงตำแหน่งของมุมพลาสมอน (θ_p) ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 2-11

จากข้อมูลในรูปที่ 4.3 นำไปเก็บค่าตัวแปรเชิงปริมาณ และแสดงดังรูปที่ 4.4 a และ 4.4 b จากรูปที่ 4.4 ก สังเกตได้ว่าตำแหน่งของมุมพลาสมอน (θ_p) ต่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) ที่เปลี่ยนแปลงไปมีลักษณะเป็นเชิงเส้น (เส้นทึบสีน้ำเงิน) เมื่อคำนวณค่าสภาพไว (S) ออกมาจึงมีค่าเท่ากันตลอดทั้งตัวอย่าง (เส้นทึบสีแดง)



รูปที่ 4.3 ผลการจำลองการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) ของโครงสร้างโครงแบบ เกรซมานน์ เส้นประสีแดงแสดงตำแหน่งของมูมพลาสมอน (θ_p) ซึ่งคำนวณจากสมการที่ 2-11

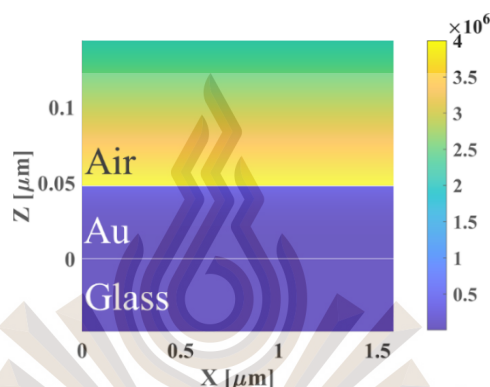
จากรูปที่ 4.4 ข สังเกตได้ว่าเมื่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) มีค่าเท่ากับ 1 RIU นั้นมีค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ประมาณ 0.0347 และมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) มีค่าเพิ่มขึ้น ในกรณีที่ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1.4 RIU การสะท้อนมีค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ประมาณ 0.0483 ดังนั้นเมื่อพิจารณาค่าความดี (FOM) พบว่าค่าความดี (FOM) นั้นมีค่าสูงสุดที่ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 แล้วมีค่าน้อยสุดเมื่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1.4



รูปที่ 4.4 (ก) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าตำแหน่งของมูมพลาสมอน (θ_p) และค่าสภาพไว (S) ต่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) และ (ข) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) และค่าความดี (FOM) ต่อค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)

4.1.1.3 ผลการจำลองความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total})

ผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐาน (I_{total}) ของโครงสร้างแบบเรขามานน์ โดยใช้ค่าความหนาของทอง (d_m) 48 nm คำนวณหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 (อากาศ) และใช้ค่ามุมตกกระทบเท่ากับ 43.6343° ซึ่งเป็นมุมพลาสมอน (θ_p) ของอากาศ พบว่าเมื่อวัดค่าสูงสุดของรูปที่ 4.5 พบว่ามีค่าประมาณ 4.00×10^6



รูปที่ 4.5 ลักษณะของผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของโครงสร้างแบบเรขามานน์

4.1.1.4 ตารางสรุปค่าของโครงสร้างแบบเรขามานน์

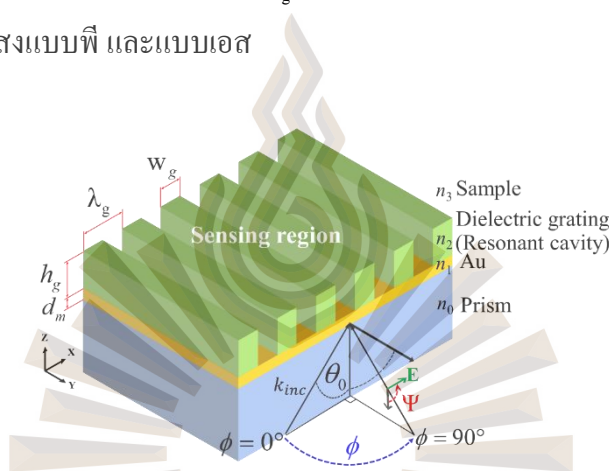
ค่าตัวแปรเชิงปริมาณประกอบด้วยค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ค่าความดี (FOM) และค่าช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ตารางสรุปค่าตัวแปรเชิงปริมาณของโครงสร้างแบบเรขามานน์

รายละเอียดโครงสร้าง	ค่าสภาพไว (S) หน่วย RIU ⁻¹	ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM)	ค่าความดี (FOM)	ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) หน่วย RIU	ค่าสูงสุดของผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐาน (I_{tot})
ทองหนา 48 nm	1.1870	0.0349	34	1.00 – 1.40	4.00×10^6

4.1.2 ผลการจำลองโครงสร้างแบบเกรตติง

การจำลองผลโครงสร้างแบบเกรตติงโดยไม่นำความหนาของวัสดุไทเทเนียมซึ่งอยู่ระหว่างทองและแผ่นแก้วรองรับเนื่องจากมีความหนา 2 nm ซึ่งไม่มีผลต่อโหมดคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอน และโหมดฟารี-เปโรต์ มาคำนวณ รูปที่ 4.6 แสดงโครงสร้างแบบเกรตติงและตัวแปรที่ต้องการศึกษา ได้แก่ ความหนาของทอง (d_m) ความหนาของพอลิไดเมทิลไซลอกเซนคาบเกรตติง (λ_g) ความกว้างของเกรตติง (w_g) ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) มุมเอซิมัท (ϕ) และโพลาไรเซชันของแสงแบบที และแบบเอส



รูปที่ 4.6 แสดงตัวแปรที่ต้องการศึกษาของ โครงสร้างแบบเกรตติง

ที่มา: Sasivimolkul et al., 2021

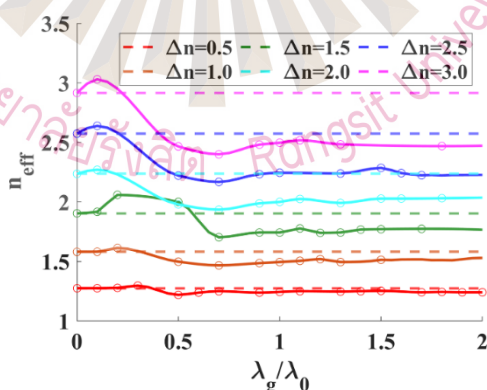
4.1.2.1 ผลการศึกษาการประมาณค่าดัชนีหักเหของ โครงสร้างเกรตติงเป็นวัสดุผิวเรียบ

การนำทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลมาใช้เพื่อแทนที่ชั้นของเกรตติงด้วยชั้นวัสดุผิวเรียบ ช่วยลดระยะเวลาในการจำลองผลด้วยเทคนิคการวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัดลงเป็นอย่างมาก ดังนั้นในหัวข้อนี้จะเป็นการศึกษาเพื่อหาช่วงตัวแปรของเกรตติงที่เหมาะสมต่อการนำทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลมาประยุกต์ใช้กับ โครงสร้าง

การคำนวณค่าความสะท้อนเมื่อมีความแตกต่างของค่าดัชนีหักเห (Refractive Index Contrast: $\Delta n = n_3 - n_2$) เป็นการจำลองผลค่าความสะท้อนโดยกำหนดให้ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) คงที่มีค่าเท่ากับ 1 และเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของเกรตติงจาก 1.5 RIU ถึง 4.0 RIU (เพิ่มขึ้นทีละ 0.5) และกำหนดให้ตัวแปรอื่นมีค่าดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $10 \lambda_0$ และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° การจำลองผล

นี้คำนวณค่าตำแหน่งคิพของโหมดฟาบรี-เปโรต์ ลำดับที่หนึ่ง ($M=1$) ซึ่งสามารถใช้ทำเซนเซอร์ได้ โดยทำการจำลองเก็บค่าค่าความสะท้อนของคิพของโหมดนี้จากค่าคาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ถึง $2.0 \lambda_0$ และนำมาแสดงดังรูปที่ 4.7 เช่น ในกรณีที่มีค่าความแตกต่างของค่าดัชนีหักเห Δn เท่ากับ 0.5 (เส้นประสีแดง) เส้นประสีแดงซึ่งขนานกับแกน x แสดงค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) เท่ากับ 1.2329 ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 3-9 เส้นทึบสีแดงแสดงตำแหน่งของคิพของโหมดฟาบรี-เปโรต์ ซึ่งวัดการจากการจำลองผลด้วยเทคนิคการวิเคราะห์คลื่นควบคู่อย่างเคร่งครัด ค่าตำแหน่งคิพที่วัดจากเทคนิคดังกล่าวสามารถบ่งถึงค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) ของโหมดนั้น ๆ ได้ (Ku & Brueck, 2007) เมื่อพิจารณาจากรูปที่ 4.7 พบว่าเส้นทึบสีแดงมีค่าใกล้เคียงกับเส้นประสีแดง หมายความว่า ค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) ที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการที่ 3-9 มีค่าใกล้เคียงกับค่าดัชนีประสิทธิภาพ (n_{eff}) ของโหมดที่คำนวณด้วยเทคนิคการวิเคราะห์คลื่นควบคู่อย่างเคร่งครัด

เมื่อพิจารณากรณีที่มีค่าความแตกต่างของค่าดัชนีหักเห (Δn) มีค่ามาก เช่น Δn เท่ากับ 3.0 (เส้นประสีชมพู) พบว่าค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) ที่คำนวณจากสมการที่ 3-9 มีค่าแตกต่างจากค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) ของโหมดที่คำนวณด้วยเทคนิคการวิเคราะห์คลื่นควบคู่อย่างเคร่งครัด ส่งผลให้การใช้ทฤษฎีตัวกลางประสิทธิภาพในการแทนที่ชั้นเกรตติงด้วยชั้นวัสดุผิวเรียบที่มีค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) ไม่สามารถใช้ได้ ดังนั้นการใช้ทฤษฎีตัวกลางประสิทธิภาพอย่างเหมาะสมควรใช้ในกรณีที่มีค่าดัชนีหักเหของเกรตติงและค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) มีค่าต่างกันน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1



รูปที่ 4.7 แสดงค่าความแตกต่างของค่าดัชนีหักเหระหว่างเกรตติงและสารตัวอย่าง โดยมีค่าความแตกต่างตั้งแต่ 0.5 ถึง 3.0 (เพิ่มขึ้นทีละ 0.5) และมีตัวแปรอื่น ๆ ดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $10 \lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ถึง $2.0 \lambda_0$ ค่าดัชนีหักเหของเกรตติงเท่ากับ 1.5 RIU ถึง 4.0 RIU (เพิ่มขึ้นทีละ 0.5) ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)

เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0 องศา

ที่มา: Sasivimolkul et al., 2021

4.1.2.2 ผลการศึกษาตัวแปรความหนาของเกรตติง (h_g) และการคำนวณหาตำแหน่งของโหมดฟารี-เปโรต์

$$2k_z d_{FP} + \delta_{lower} + \delta_{upper} = 2M\pi \quad (3-8)$$

เมื่อ k_z คือ เวกเตอร์ตามแนวแกน z ของชั้นสั่นพ้อง หน่วย rad
 d_{FP} คือ ความหนาของชั้นสั่นพ้อง หน่วย μm
 δ_{lower} และ δ_{upper} คือ ค่าการเปลี่ยนแปลงเฟสที่เกิดจากการสะท้อนที่รอยต่อที่ 1 และรอยต่อที่ 2 ตามลำดับ ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการเฟรสเนลคังที่ได้อธิบายในภาคผนวก ข และ M คือ ลำดับโหมดฟารี-เปโรต์ ซึ่งเป็นจำนวนเต็มตั้งแต่ 0, 1, 2, ...

จากสมการที่ 3-8 ซึ่งอธิบายโหมดการสั่นพ้องของฟารี-เปโรต์ พบว่าเวกเตอร์ตามแนวแกน z (k_z) ของชั้นสั่นพ้อง (d_{FP}) ซึ่งเดิมเป็นชั้นของเกรตติงจะถูกแทนที่ด้วยชั้นฉนวนที่มีค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) ตามสมการที่ 3-9 ดังอธิบายในหัวข้อ 4.1.2.1 ดังนั้นเวกเตอร์ตามแนวแกน z (k_z) สามารถจัดเรียงใหม่ได้ดังสมการที่ 4-2

$$k_z = \sqrt{\left(\frac{2\pi}{\lambda_0} n_{eff}\right)^2 - \left(\frac{2\pi}{\lambda_0} n_0 \sin \theta_0 \cos \phi + K_g\right)^2} \quad (4-2)$$

เมื่อ k_z คือ เวกเตอร์ตามแนวแกน z ของชั้นสั่นพ้อง หน่วย rad
 n_{eff} คือ ค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) หน่วย RIU
 n_0 คือ ค่าดัชนีหักเหของชั้นแผ่นแก้วรองรับ มีค่าเท่ากับ 1.52 RIU
 $\sin \theta_0$ คือ ฟังก์ชันไซน์ของมุมตกกระทบ ซึ่งไม่มีหน่วย
 $\cos \phi$ คือ ฟังก์ชันโคไซน์ของมุมเอซิมัท (ϕ) ซึ่งไม่มีหน่วย
 และ K_g คือ เวกเตอร์เกรตติงแนวแกน x มีค่าเท่ากับ $m \frac{2\pi}{\lambda_g}$ เมื่อ m มีค่าเท่ากับ ..., -2, -1, 0, 1, 2, ... และ λ_g คือ คาบเกรตติง (λ_g) หน่วย μm

รูปที่ 4.8 แสดงค่าความสะท้อนของการเลี้ยวเบนลำดับที่ 0 (Zeroth Order Diffraction) ของการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของเกรตติง (h_g) จาก $0 \lambda_0$ ถึง $5 \lambda_0$ ในกรณีที่มีแสงตกกระทบที่มีโพลาไรเซชันแบบพีกำหนดให้ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm และ

ในกรณีที่เกิดการหักเหของแสงที่ผิวของโพลาริเซชันแบบเอสกำหนดให้ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm ค่าความหนาของทอง (d_m) ซึ่งใช้ค่าแตกต่างกันในแต่ละโพลาริเซชัน ซึ่งจะได้อธิบายในหัวข้อถัดไป การศึกษาตัวแปรความหนาของทอง (d_m) โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ดังนี้ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ฟิสิกส์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

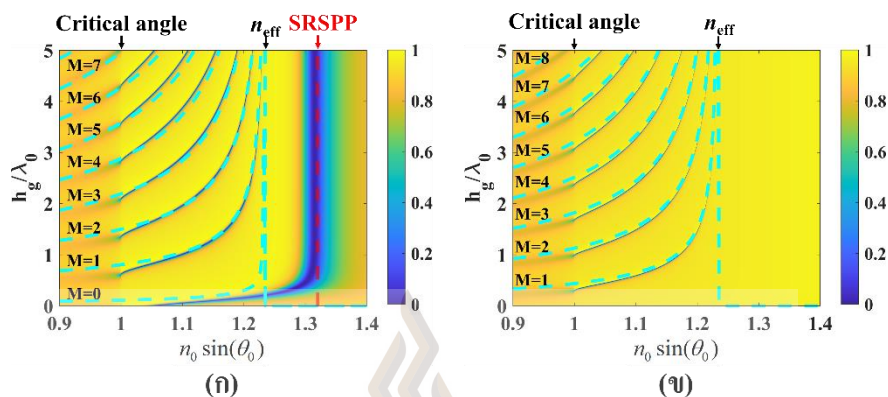
เส้นประสีฟ้าในรูปที่ 4.8 ก และรูปที่ 4.8 ข แสดงตำแหน่งโหมดฟาบรี-เปโรต์ซึ่งคำนวณด้วยสมการโหมดฟาบรี-เปโรต์ดังที่ได้อธิบายในสมการที่ 3-8 และทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลซึ่งใช้ในการจำลองชั้นเกรตติงด้วยชั้นวัสดุผิวเรียบ จากรูปที่ 4.8 ก พบว่าแสงที่มีโพลาริเซชันแบบพีสามารถกระตุ้นให้เกิดโหมดฟาบรี-เปโรต์ได้ตั้งแต่ $M=0$ เป็นต้นไป ซึ่งแตกต่างจากแสงที่มีโพลาริเซชันแบบเอสที่กระตุ้นโหมดฟาบรี-เปโรต์ได้ตั้งแต่ $M=1$ เป็นต้นไป แสงที่มีโพลาริเซชันแบบพีสามารถกระตุ้นให้เกิดโหมดที่ $M=0$ ได้นั้นเพราะว่าหากพิจารณาสมการท่อนำคลื่นเชิงระนาบ (Planar Waveguide) (Chang, Lin, & Chuang, 2010; Polky & Mitchell, 1974) พบว่ามีเพียงแสงที่มีโพลาริเซชันแบบพีเท่านั้นที่สามารถกระตุ้นโหมดที่ $M=0$ ได้

ข้อความ “Critical angle” “ n_{eff} ” และ “SRSP” ในรูปที่ 4.8 ก แสดงถึงตำแหน่งของมุมวิกฤต ตำแหน่งตัดออกของโหมด (Mode Cutoff) ของโหมดฟาบรี-เปโรต์ซึ่งมีค่าเท่ากับค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) และตำแหน่งของโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนตามลำดับ โดยตำแหน่งของ พลาสมอนในรูปที่ 4.8 คำนวณจากสมการที่ 2-11 โดยคำนวณในลักษณะแทนที่ชั้นเกรตติงด้วยชั้นวัสดุผิวเรียบที่มีค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) เท่ากับ 1.239

ลักษณะของโหมดฟาบรี-เปโรต์ที่เกิดขึ้นมีดิฟที่แคบกว่าโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนเป็นอย่างมาก และเห็นได้ชัดว่าความหนาของเกรตติง (h_g) นั้นยังมีผลต่อค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ของโหมดฟาบรี-เปโรต์อีกด้วย เช่น เมื่อพิจารณาโหมดฟาบรี-เปโรต์ที่ $M=1$ โดยเปรียบเทียบความกว้างของดิฟ ณ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \lambda_0$ และ $2 \lambda_0$ พบว่าที่ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $2 \lambda_0$ มีดิฟที่แคบกว่า และหากสังเกตโหมดฟาบรี-เปโรต์ที่ลำดับ M อื่น ๆ ต่อไป พบว่าหากโหมดฟาบรี-เปโรต์เกิดขึ้นใกล้กับตำแหน่งตัดออกของโหมดฟาบรี-เปโรต์โดยมีลักษณะของดิฟที่แคบลงเมื่อเข้าไปใกล้ตำแหน่งตัดออกของโหมด

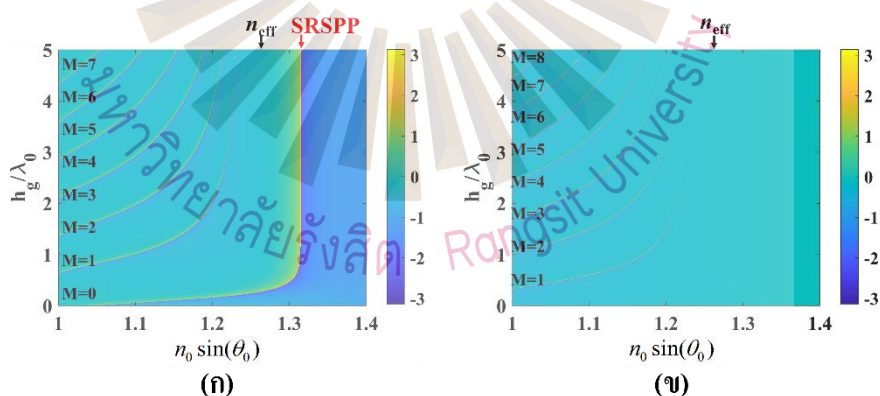
ค่าความหนาของเกรตติง (h_g) ที่ผู้วิจัยเลือกศึกษา คือ $1 \mu\text{m}$ หรือประมาณ $1.58 \lambda_0$ ซึ่งมีตำแหน่งของโหมดฟาบรี-เปโรต์เข้าใกล้ตำแหน่งจุดตัดของโหมดซึ่งให้ดิฟที่

แถบ หมายถึง ได้อธิบายวิธีการคำนวณโหมดพารี-เปโรต์โดยใช้โปรแกรมเมตแลบ โดยละเอียด ในภาคผนวก ข.



รูปที่ 4.8 แสดงค่าความสะท้อนของการเลี้ยวเบนลำดับที่ $m=0$ ในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของเกรตติง (h_g) ของ (ก) แสงโพลาริเซชันแบบพีและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm และ (ข) แสงโพลาริเซชันแบบเอสและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ได้แก่ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

ที่มา: Sasivimolkul et al., 2021



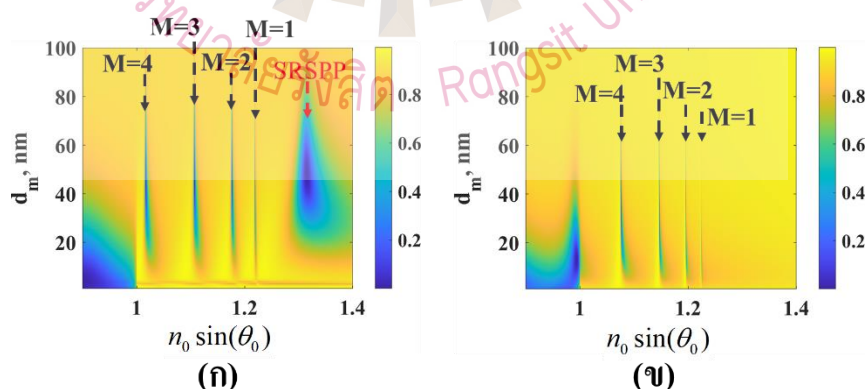
รูปที่ 4.9 แสดงค่าเฟสของแสงของการเลี้ยวเบนลำดับที่ 0 ในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของเกรตติง (h_g) ของ (ก) แสงโพลาริเซชันแบบพีและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm และ (ข) แสงโพลาริเซชันแบบเอสและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ได้แก่ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

รูปที่ 4.9 แสดงค่าเฟสของแสงซึ่งแสดงให้เห็นว่าตำแหน่งที่เกิดโหมดต่าง ๆ เกิดการเปลี่ยนเฟสของแสงอย่างรวดเร็วทั้งในกรณีโหมดคลื่นสั้นพ้องแบบพลาสมอน และ โหมดฟารี-เปโรต์

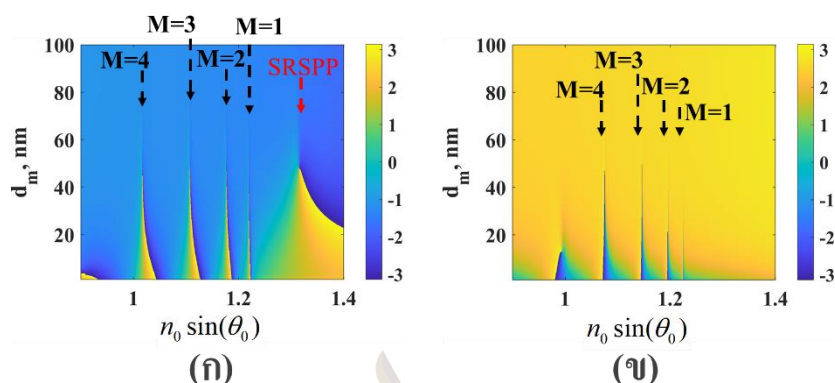
4.1.2.3 ผลการศึกษาตัวแปรความหนาของทอง (d_m)

ผลที่น่าสนใจของการศึกษาตัวแปรความหนาของทอง (d_m) คือ เมื่อโครงสร้างเกรตติงนี้ไม่มีชั้นของทอง (d_m) โหมดฟารี-เปโรต์นั้นไม่ได้สามารถตรวจพบได้เมื่อวัดความสะท้อน แต่พบว่ายังสามารถตรวจพบการเปลี่ยนแปลงเฟสของแสงได้ ซึ่งมีลักษณะตรงกับ โหมดฟารี-เปโรต์ที่แสดงในรูปที่ 4.10 ซึ่งแสดงความสะท้อนของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีและแบบเอส และรูปที่ 4.11 แสดงเฟสของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีและแบบเอส

ชั้นของทองในที่นี้ทำให้หน้าเป็นกลไกการสูญเสีย (Loss Mechanism) (Kuttge et al., 2008; Pechprasarn, Chow, & Somekh, 2018) พลังงานแสงให้แก่โหมดฟารี-เปโรต์ เนื่องจากทองเป็นวัสดุเดี่ยวในโครงสร้างเซนเซอร์ซึ่งมีค่าดัชนีหักเหในส่วนจินตภาพ (Extinction Coefficient: k') จากรูปที่ 4.10 ก พบว่าความหนาของทอง (d_m) ที่ต่างกันมีผลต่อค่าความสะท้อนของโหมดฟารี-เปโรต์ และพบว่าโหมดฟารี-เปโรต์ที่ลำดับของ M สูง มีดีพของโหมดกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่งมากกว่าโหมดฟารี-เปโรต์ที่ลำดับของ M ต่ำ

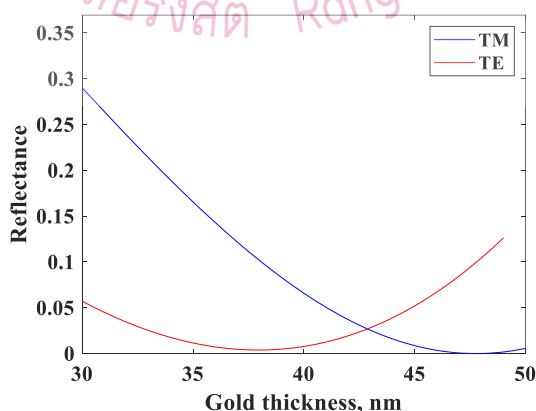


รูปที่ 4.10 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบเอส โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°



รูปที่ 4.11 แสดงค่าเฟสของแสงในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของทอง (d_m) ของ (ก) แสงโพลาริเซชันแบบที และ (ข) แสงโพลาริเซชันแบบเอส โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

จากรูปที่ 4.10 ก และ 4.10 ข หากพิจารณาโดยการตั้งข้อมูลค่าความสะท้อน ณ ตำแหน่งแกน x ที่ให้มุมคิพของโหมดพารี-เปโรต์ที่ $M=1$ ออกมาพล็อตต่อกันดังรูปที่ 4.12 โดยให้แกน x ของรูปที่ 4.12 เป็นค่าความหนาของทอง (d_m) พบว่าความหนาของทอง (d_m) ประมาณ 48 nm มีค่าความสะท้อนต่ำที่สุดสำหรับแสงที่มีโพลาริเซชันแบบที (เส้นทึบสีน้ำเงิน) และพบว่าความหนาของทอง (d_m) ประมาณ 38 nm ให้ค่าความสะท้อนต่ำที่สุดสำหรับแสงที่มีโพลาริเซชันแบบเอส (เส้นทึบสีแดง)



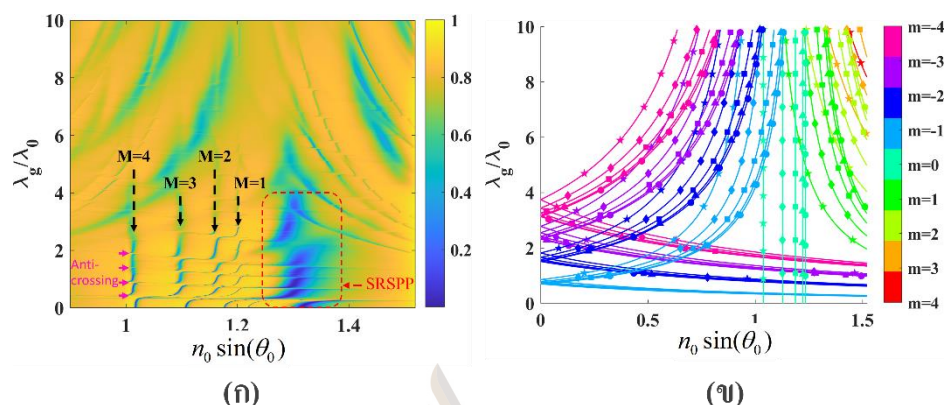
รูปที่ 4.12 แสดงค่าความสะท้อนต่ำที่สุดของแต่ละความหนาของทอง (d_m) ของแสงที่มีโพลาริเซชันแบบที (เส้นสีน้ำเงิน) และแสงที่มีโพลาริเซชันแบบเอส (เส้นสีแดง)

4.1.2.4 ผลการศึกษาตัวแปรคาบเกรตติง (λ_g)

การศึกษาตัวแปรคาบเกรตติง (λ_g) โดยการเปลี่ยนแปลงค่าคาบเกรตติง (λ_g) จาก $0.01 \lambda_0$ ถึง $10 \lambda_0$ โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° รูปที่ 4.13 ก แสดงค่าความสะท้อนสำหรับแสงโพลาไรเซชันแบบพี จากรูปพบว่ามิโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอน โหมดฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 1 2 3 และ 4 ปรากฏอยู่ โหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอน และโหมดฟารี-เปโรต์มีความสะท้อนต่ำ เมื่อค่าคาบเกรตติง (λ_g) มีค่า $0 \lambda_0$ ถึงประมาณ $2.5 \lambda_0$ เนื่องจากกรณีนี้เป็นลักษณะโครงสร้างเกรตติงซึ่งอยู่ในช่วงต่ำกว่าหนึ่งเท่าของความยาวคลื่น (Subwavelength Grating) และอยู่ในช่วงมากกว่าหนึ่งเท่าของความยาวคลื่นแต่ไม่เกินสองเท่าของความยาวคลื่น (Near-wavelength Grating) ทั้ง 2 ช่วงนี้มีปริมาณเวกเตอร์เกรตติงที่สามารถกระตุ้นให้เกิดโหมดฟารี-เปโรต์ไม่มากนัก เนื่องจากมีลำดับการเลี้ยวเบนที่เป็นแสงเคลื่อนที่ (Propagating Wave) ไม่มาก อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 4.13 ชื่อความ “Anti-crossing” และลูกศรสีชมพูแสดงตำแหน่งที่เกิดอันตรกิริยารียกกว่า ไฮบริไดเซชัน (Hybridization) (Nordlander & Prodan, 2004; Pechprasarn et al., 2016) ระหว่างโหมดสองโหมดขึ้นไป เช่น ไฮบริไดเซชันระหว่างโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนกับโหมดฟารี-เปโรต์ หรือไฮบริไดเซชันระหว่างโหมดฟารี-เปโรต์กับโหมดฟารี-เปโรต์

ไฮบริไดเซชันมี 2 ลักษณะ ได้แก่ (1) ไฮบริไดเซชันแบบตัดผ่าน (Crossing) ไฮบริไดเซชันลักษณะนี้เกิดตำแหน่งดิพ ฌ ตำแหน่งที่เกิดการไฮบริไดเซชันกันระหว่างโหมดสองโหมด มีค่าความสะท้อนต่ำลง หรือบางครั้งมีค่าความกว้างมากที่สุด ฌ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ของดิพแคบลง และ (2) ไฮบริไดเซชันแบบหักล้าง (Anti-crossing) ไฮบริไดเซชันลักษณะนี้ตำแหน่งที่เกิดไฮบริไดเซชันระหว่างโหมดสองโหมดมีความสะท้อนสูงขึ้น หรือบางครั้งอาจมีค่าความกว้างมากที่สุด ฌ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ของดิพกว้างขึ้น

ไฮบริไดเซชันที่เกิดขึ้นในรูปที่ 4.13 ก เป็นการไฮบริไดเซชันแบบหักล้างกัน หากต้องการอธิบายการไฮบริไดเซชันที่เกิดขึ้นว่าเกิดจากโหมดฟารี-เปโรต์ลำดับการเลี้ยวเบนใดบ้าง จำเป็นต้องคำนวณหาตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์ซึ่งวิธีการคำนวณโหมดได้กล่าวไว้โดยละเอียดแล้วในหัวข้อ 4.1.2.2 ผลการศึกษาตัวแปรความหนาของเกรตติง (h_g) และการคำนวณหาตำแหน่งของฟารี-เปโรต์



รูปที่ 4.13 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงคาบเกรตติง (λ_g) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพีและความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_0) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° และ (ข) แสดงตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์

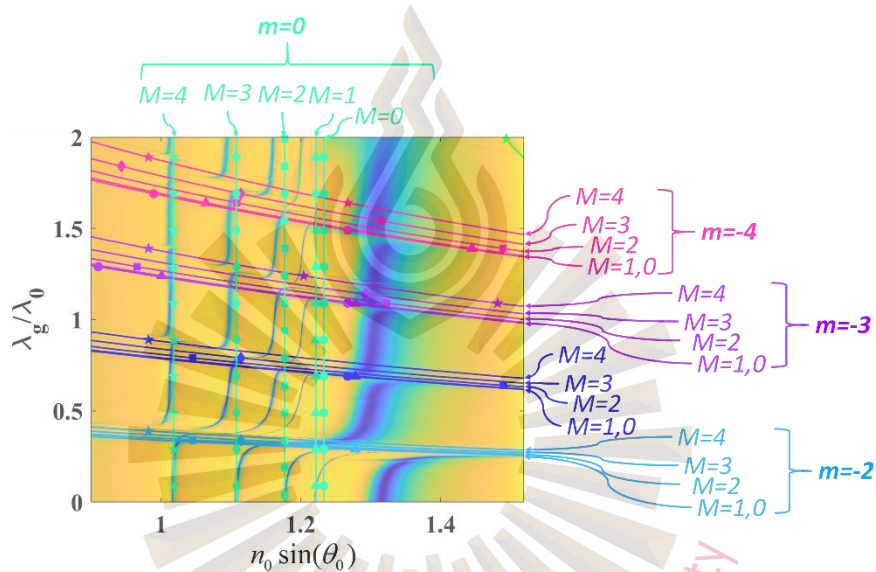
รูปที่ 4.13 ข แสดงตำแหน่งของโหมดฟารี-เปโรต์ที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้ค่าตัวแปรเดียวกันกับรูปที่ 4.12 ก ผู้วิจัยทำการแบ่งกลุ่มโหมดฟารี-เปโรต์ที่เกิดจากลำดับการเลี้ยวเบนของเกรตติงที่ต่างกัน โดยใช้สีที่ต่างกัน โดยแท่งสี (Color Bar) ทางด้านขวามือบ่งบอกลำดับการเลี้ยวเบน เช่น ลำดับการเลี้ยวเบนที่ 0 จะใช้สีฟ้าสว่าง (●) ลำดับการเลี้ยวเบนที่ -2 ใช้สีน้ำเงิน (●) เป็นต้น หมายเหตุ ค่าสีที่ใช้แบ่งลำดับการเลี้ยวเบนอาจเปลี่ยนแปลงได้ ขึ้นอยู่กับจำนวนลำดับการเลี้ยวเบนที่คำนวณ ผู้วิจัยทำการแบ่งลำดับโหมดฟารี-เปโรต์ (M) ด้วยเครื่องหมายบนเส้นที่ต่างกัน เช่น ลำดับโหมดฟารี-เปโรต์ที่ 0 1 2 3 และ 4 จะแทนด้วยเครื่องหมายวงกลมสามเหลี่ยม สี่เหลี่ยม ข้าวหลามตัด และดาว ตามลำดับ

รูปที่ 4.14 แสดงตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์ซ้อนทับกับรูปที่ 4.13 ก ในช่วงคาบเกรตติง (λ_g) $0\lambda_0$ ถึง $2\lambda_0$ พบว่าโหมดแนวตั้ง คือโหมดฟารี-เปโรต์ที่จากการลำดับการเลี้ยวเบนที่ 0 ($m=0$) และมีลำดับโหมดฟารี-เปโรต์ 5 โหมด คือ $M=0, 1, 2, 3$ และ 4 แต่เนื่องจากลำดับโหมดฟารี-เปโรต์ที่ 0 เป็นคลื่นอิวาเนสเซนส์ซึ่งสามารถกระตุ้นคลื่นพื้นผิวพลาสมอน

ประเด็นที่น่าสนใจอีกประเด็นหนึ่ง คือ ตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์ที่ได้จากคำนวณโดยใช้ทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลและสมการโหมดฟารี-เปโรต์พบว่าตำแหน่งที่เกิด

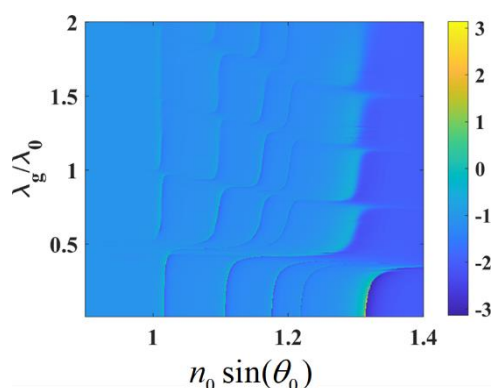
ไฮบริดเซชันใกล้เคียงกับตำแหน่งของโหมดฟารี-เปโรต์ที่ได้จากการคำนวณมาตัดกัน ซึ่งแปลว่าวิธีการคำนวณในลักษณะนี้สามารถนำไปทำนายโหมดฟารี-เปโรต์ที่มาจากลำดับการเลี้ยวเบนลำดับอื่น ๆ นอกเหนือจากลำดับการเลี้ยวเบนที่ 0 ได้อีกด้วย

หมายเหตุ รูปที่ 4.14 ผู้วิจัยได้ใช้ข้อความและลูกศรชี้ที่เส้นทึบซึ่งแสดงตำแหน่งของแต่ละโหมดในรูปเพื่อช่วยแยกแยะว่าเส้นทึบเส้นใด คือ โหมดฟารี-เปโรต์ที่มาจากลำดับใด และมาจากการเลี้ยวเบนลำดับใดเพื่อให้ง่ายต่อการเข้าใจ



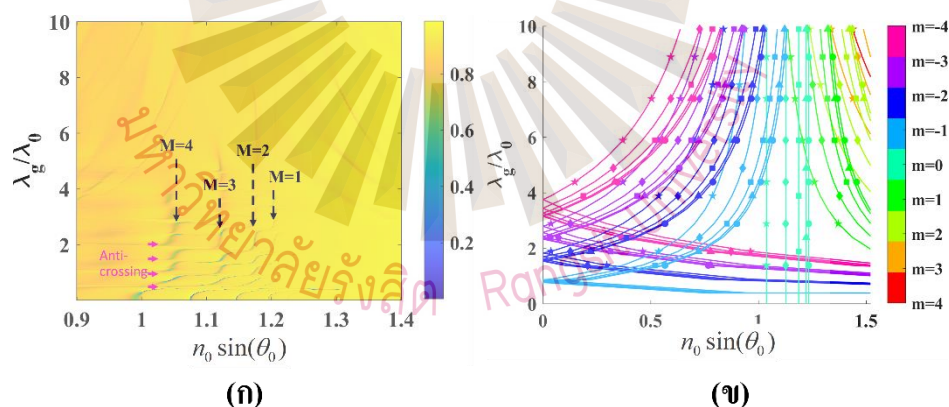
รูปที่ 4.14 แสดงตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์ที่ได้จากการคำนวณซ้อนทับลงบนรูปที่ 4.13 ก ในช่วงคาบเกรตติง (λ_g) 0 ถึง $2\lambda_0$

รูปที่ 4.15 แสดงค่าเฟสของแสงโดยใช้ตัวแปรโครงสร้างเดียวกับรูปที่ 4.14 ลักษณะการเปลี่ยนแปลงเฟสที่รวดเร็วที่เกิดขึ้นในรูป 4.15 เป็นเครื่องยืนยันตำแหน่งโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอน และโหมดฟารี-เปโรต์ที่เกิดขึ้น



รูปที่ 4.15 แสดงค่าเฟสของแสงในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงคาบเกรตติง (λ_g) ในช่วง 0 ถึง $2\lambda_0$ ของแสงโพลาไรเซชันแบบพี ความหนาของทอ (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_0) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

ในกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบเอสผลการจำลองค่าความสะท้อนแสดงในรูปที่ 4.16 ก และผลการคำนวณตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์แสดงในรูปที่ 4.16 ข ซึ่งโหมดที่เกิดขึ้นมีแนวโน้มไปในลักษณะเดียวกับแสงโพลาไรเซชันแบบพี



รูปที่ 4.16 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงคาบเกรตติง (λ_g) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบเอสและความหนาของทอ (d_m) เท่ากับ 38 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.5 ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_0) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° และ (ข) แสดงตำแหน่งโหมดฟารี-เปโรต์

แสงโพลาไรเซชันแบบเอสและแสงโพลาไรเซชันแบบพีมีข้อแตกต่างคือ แสงโพลาไรเซชันแบบเอสไม่สามารถกระตุ้นให้เกิดโหมดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนได้ และโหมดฟารี-เปโรต์ที่เกิดขึ้นในแสงโพลาไรเซชันแบบเอสมีลักษณะคิพที่แคบกว่าโหมดฟารี-เปโรต์ที่

เกิดขึ้นกับแสงโพลาไรเซชันแบบพี ส่วนผลการจำลองค่าเฟสของแสงแสดงลักษณะการเปลี่ยนแปลงเฟสที่รวดเร็ว ซึ่งเป็นเครื่องยืนยันตำแหน่งโหนดฟารี-เปโรต์ที่เกิดขึ้น

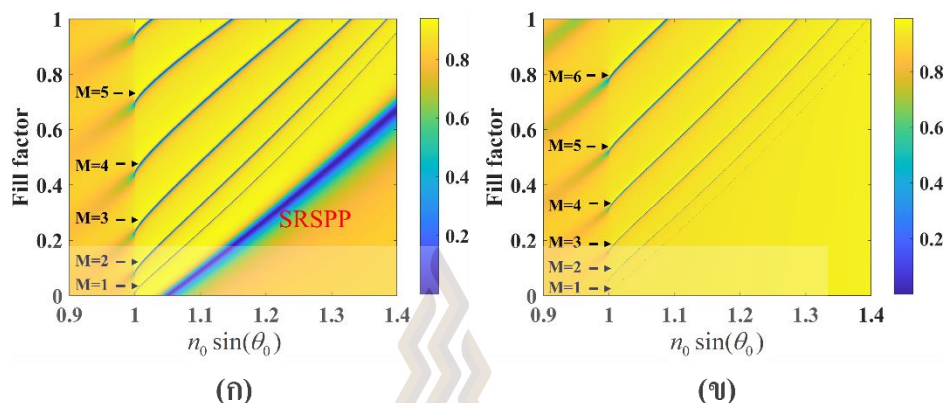
การเลือกค่าคาบเกรตติง (λ_g) เพื่อนำไปใช้สร้างเซนเซอร์ เมื่อพิจารณาจากผลการจำลองพบว่าโหนดฟารี-เปโรต์สามารถถูกกระตุ้นได้ตั้งแต่คาบเกรตติง (λ_g) ซึ่งมีน้อย คือ ใกล้ 0 nm กล่าวคือ อาจมีคาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ 10 nm เป็นต้น แต่ในทางปฏิบัติการสร้างเซนเซอร์ที่มีคาบเกรตติง (λ_g) 10 nm จำเป็นต้องใช้เทคโนโลยีการสร้างลวดลายที่ซับซ้อนในการสร้างแม่พิมพ์เช่นเครื่องลิโทกราฟีแบบลำอิเล็กตรอน อีกทั้งในขั้นตอนการกดทับเพื่อถ่ายทอดลวดลายเซนเซอร์จากแม่พิมพ์ไปยังพอลิไคเมทิลไซลอคเซนซึ่งมีความท้าทายอย่างยิ่ง ดังนั้นการเลือกช่วงคาบเกรตติง (λ_g) ควรเลือกให้ค่านี้น้อยที่สุดเพื่อให้ง่ายต่อการสร้างเซนเซอร์ทรายที่ยังให้ผลตอบสนองของเซนเซอร์ที่ดี ซึ่งในการศึกษาผู้วิจัยเลือกค่าคาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ หรือประมาณ 0.791 nm

4.1.2.5 ผลการศึกษาตัวแปรฟิลล์แฟกเตอร์ (FF)

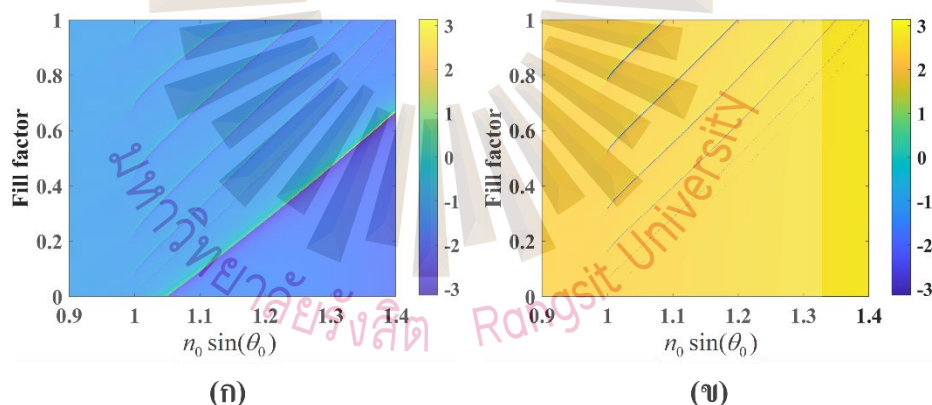
ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) คือ อัตราส่วนของความกว้างของเกรตติง (w_g) และคาบเกรตติง (λ_g) ตัวแปรนี้เป็นหนึ่งในสมการที่ 3-9 สมการการคำนวณค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) เนื่องจากหากค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) มีค่ามากทำให้ค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) มีค่าสูง และหากค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) มีค่าน้อยทำให้ค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) มีค่าต่ำ รูปที่ 4.18 และรูปที่ 4.19 แสดงค่าความสะท้อนและเฟสของแสงตามลำดับ โดยในกรณีแสงโพลาไรเซชันแบบพีใช้ความหนาของทอง (d_m) 48 nm และในกรณีแสงโพลาไรเซชันแบบเอใช้ความหนาของทอง (d_m) 38 nm และมีตัวแปรอื่นดังนี้ ความหนาของเกรตติง (h_g) $3 \lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1 \lambda_0$ ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

เมื่อพิจารณารูปที่ 4.17 ก ในกรณีที่ค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0 หรือกรณีที่โครงสร้างไม่มีเกรตติงอยู่บนผิวทอง พบว่ามีมีเพียงโหนดคลื่นพื้นผิวพลาสมอนเท่านั้นที่ถูกกระตุ้นได้ เนื่องจากบนพื้นผิวทองไม่มีวัสดุที่เป็นชั้นสั่นพ้องเพื่อกระตุ้นให้เกิดโหนดฟารี-เปโรต์ขึ้นได้ และเมื่อค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) มีค่าเพิ่มขึ้น พบว่ามีโหนดฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 1 เกิดขึ้น และเมื่อใดที่ค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) หรือความกว้างของเกรตติง (w_g) มากเพียงพอที่ทำให้แสงสะท้อนกลับไปที่ผิวทองในวัสดุเกรตติงได้ โหนดฟารี-เปโรต์ลำดับถัด ๆ ไปจึงสามารถถูก

กระตุ้นได้ ในกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบเอสคังที่แสดงในรูปที่ 4.18 ข มีปรากฏการณ์คล้ายคลึงกับแสงโพลาไรเซชันแบบพี



รูปที่ 4.17 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี ที่มีความหนาของทอง (d_m) 48 nm และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบเอสคัง ที่มีความหนาของทอง (d_m) 38 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1\lambda_0$ ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°



รูปที่ 4.18 แสดงค่าเฟสของแสงในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ของ (ก) แสงโพลาไรเซชันแบบพี ที่มีความหนาของทอง (d_m) 48 nm และ (ข) แสงโพลาไรเซชันแบบเอสคัง ที่มีความหนาของทอง (d_m) 38 nm โดยมีตัวแปรอื่นๆ ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $3\lambda_0$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $0.1\lambda_0$ ค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

การเลือกค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ที่เหมาะสมที่สุดต่อการนำไปสร้างเซนเซอร์ ยังไม่สามารถพิจารณาเลือกจากการจำลองการเปลี่ยนแปลงตัวแปรฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เพียงตัวแปรเดียวจากการศึกษาในหัวข้อนี้ได้ เนื่องจากยังต้องศึกษาการเปลี่ยนแปลงตัวแปรเชิงปริมาณอื่น ๆ ด้วย

ได้แก่ ค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด Δ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ค่าความดี (FOM) และช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) ร่วมด้วย ฉะนั้นหัวข้อถัดไปคือการตอบสนองของเซนเซอร์เนื่องจากตัวแปรดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) พร้อมกับการเปลี่ยนค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ซึ่งช่วยให้การพิจารณาเลือกค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ที่เหมาะสมได้

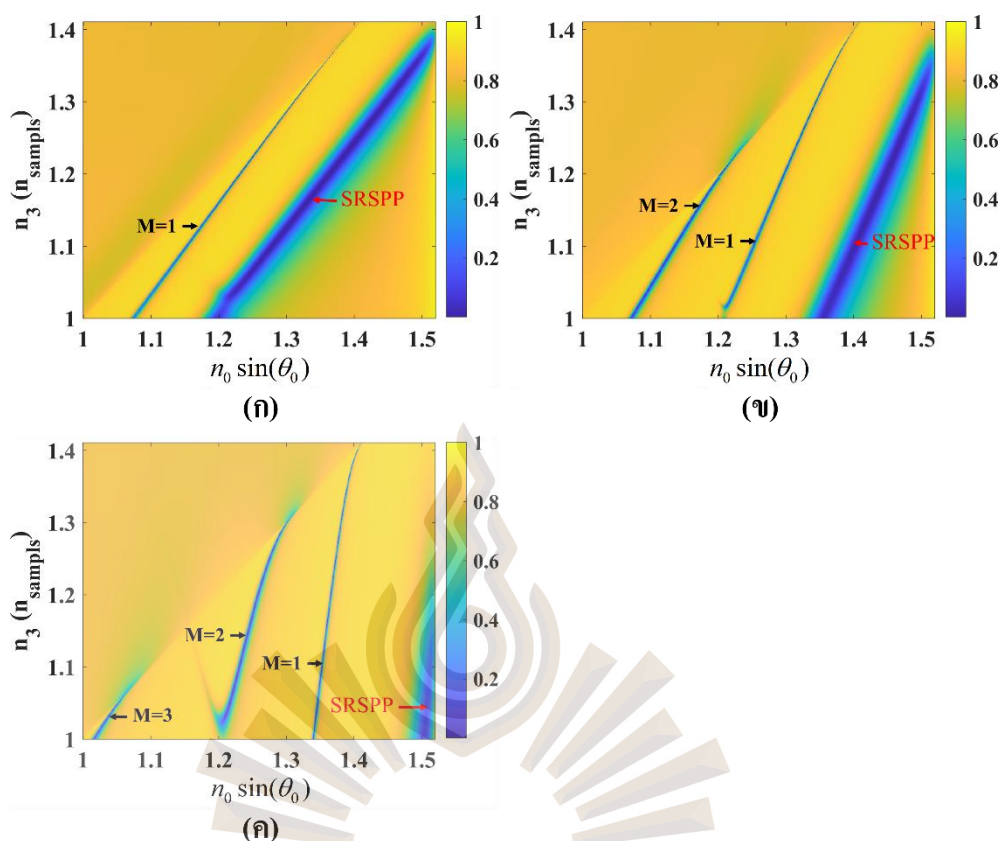
4.1.2.6 ผลการศึกษาตัวแปรดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)

การศึกษารูปแบบการเปลี่ยนแปลงตัวแปรดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เป็นการศึกษาเพื่อคำนวณการตอบสนองของโหมดที่เกิดขึ้นว่ามีการตอบสนองเป็นเชิงเส้นหรือไม่ นอกจากนี้การจำลองผลโดยเปลี่ยนแปลงตัวแปรดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เป็นการจำลองการตอบสนองของเซนเซอร์ในเชิงปริมาณ ได้แก่ ค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด Δ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ค่าความดี (FOM) และช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR)

ในหัวข้อนี้ผู้วิจัยใช้ตัวแปรดังนี้ ทองหนา (d_m) 48 nm สำหรับแสงโพลาไรเซชันแบบพี และทองหนา (d_m) 38 nm สำหรับแสงโพลาไรเซชันแบบเอส ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ มุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° และได้กำหนดค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ที่ต่างกัน 3 ค่า เท่ากับ 0.3 0.6 และ 0.9

รูปที่ 4.19 ก รูปที่ 4.19 ข และ รูปที่ 4.19 ค แสดงผลจำลองการตอบสนองของเซนเซอร์สำหรับกรณีแสงโพลาไรเซชันแบบพี และโครงสร้างมีค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 0.6 และ 0.9 ตามลำดับ ตัวแปรอื่น ๆ ที่เหลือมีค่าเท่ากัน ผลการศึกษา คือ เมื่อค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เพิ่มขึ้นสามารถกระตุ้นโหมดฟาบรี-เปโรต์ลำดับสูงได้มากขึ้น หากพิจารณาเพียงโหมดฟาบรี-เปโรต์ลำดับที่ 1 ($M=1$) พบว่าโครงสร้างที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 จะมีค่าสภาพไวมากที่สุด โครงสร้างที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 จะมีค่าสภาพไวน้อยรองลงมา และโครงสร้างที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 จะมีค่าสภาพไวน้อยที่สุด

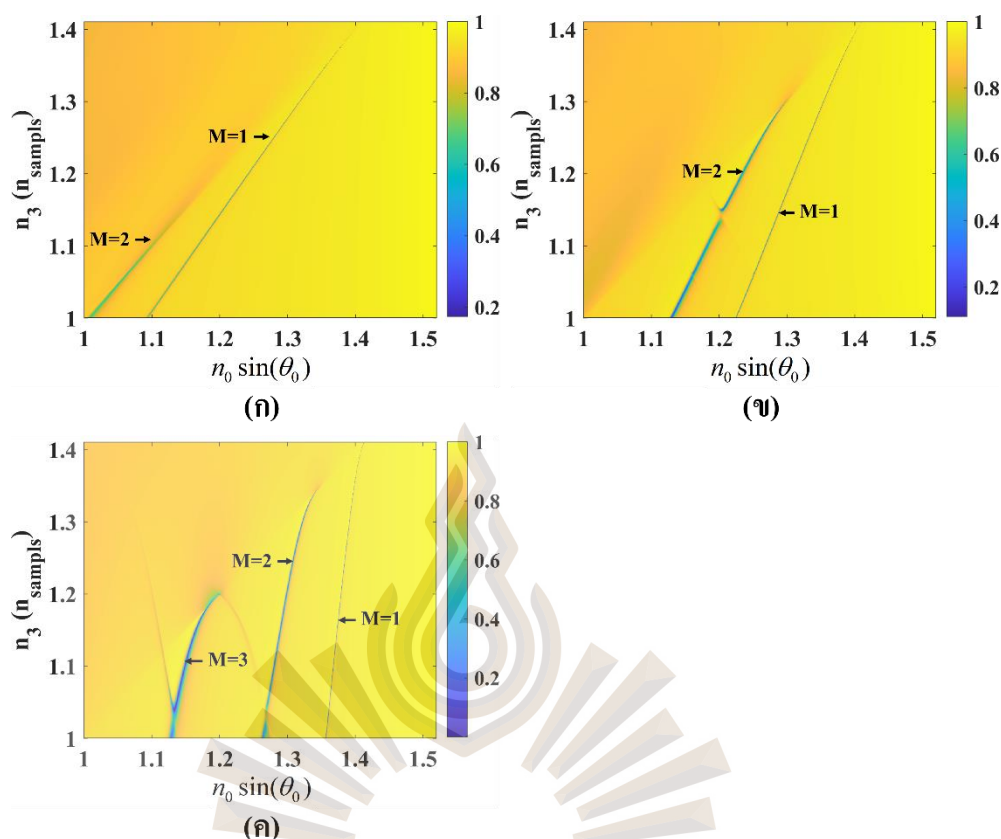
เพราะฉะนั้นในกรณีที่แสงโพลาไรเซชันแบบพี ค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) ที่เหมาะสมที่สุดในการสร้างเซนเซอร์ที่สุด คือ 0.3



รูปที่ 4.19 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_3) โดยใช้แสงโพลาไรเซชันแบบพี (ก) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 (ข) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 และ (ค) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 โดยมีตัวแปรอื่นดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

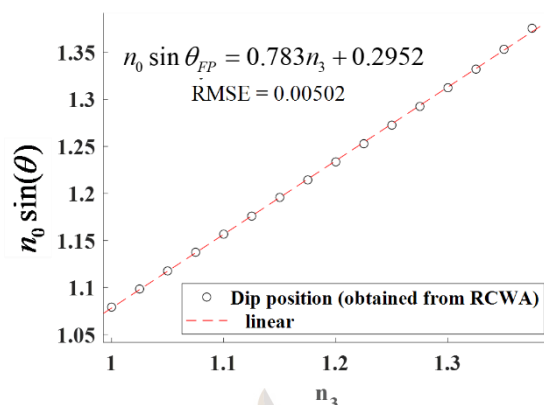
รูปที่ 4.20 ก รูปที่ 4.20 ข และรูปที่ 4.20 ค แสดงผลการตอบสนองของเซนเซอร์สำหรับกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบเอส และโครงสร้างมีค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 0.6 และ 0.9 ตามลำดับ โดยตัวแปรอื่น ๆ ที่เหลือมีค่าเท่ากัน ในกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบเอสพบว่า มีผลการจำลองไปในทางเดียวกับกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบพี คือ หากพิจารณาโหมดฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 1 โครงสร้างที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) 0.3 จะมีค่าสภาพไวมากที่สุด โครงสร้างที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) 0.6 มีค่าสภาพไวรองลงมา และโครงสร้างที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) 0.9 มีค่าสภาพไวน้อยที่สุด

ดังนั้นค่าฟิลล์แฟกเตอร์ที่เหมาะสมต่อการสร้างเซนเซอร์มากที่สุดสำหรับกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบเอส คือ 0.3



รูปที่ 4.20 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) โดยใช้แสงโพลาไรเซชันแบบเอส (ก) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 (ข) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 และ (ค) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 โดยมีตัวแปรอื่นดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 38 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

รูปที่ 4.21 แสดงการตอบสนองเชิงเส้นของเซนเซอร์ ยกตัวอย่างโดยการใช้ตัวแปรเดียวกันกับโครงสร้างในรูปที่ 4.19 ก โดยวงกลมสีดำในรูป คือ ตำแหน่งคิพของโหนดฟารี-เปโรต์ที่คำนวณมาจากการจำลองผลด้วยเทคนิคการวิเคราะห์คลื่นควมคู่อย่างเคร่งครัด และเส้นประสีแดงแสดงสมการการปรับเส้นโค้ง (Curve fitting) ด้วยสมการเส้นตรง $n_0 \sin \theta_{FP} = 0.783n_s + 0.2952$ ซึ่งมีค่ารากที่สองของค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (Root Mean Square Error: RMSE) เท่ากับ 0.00502 หรือ $R^2=0.99$ ซึ่งหมายความว่าผลตอบสนองของเซนเซอร์มีลักษณะเป็นเชิงเส้นตามการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s)



รูปที่ 4.21 แสดงความเป็นเชิงเส้นของเซนเซอร์ โดยใช้ค่าตัวแปรดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

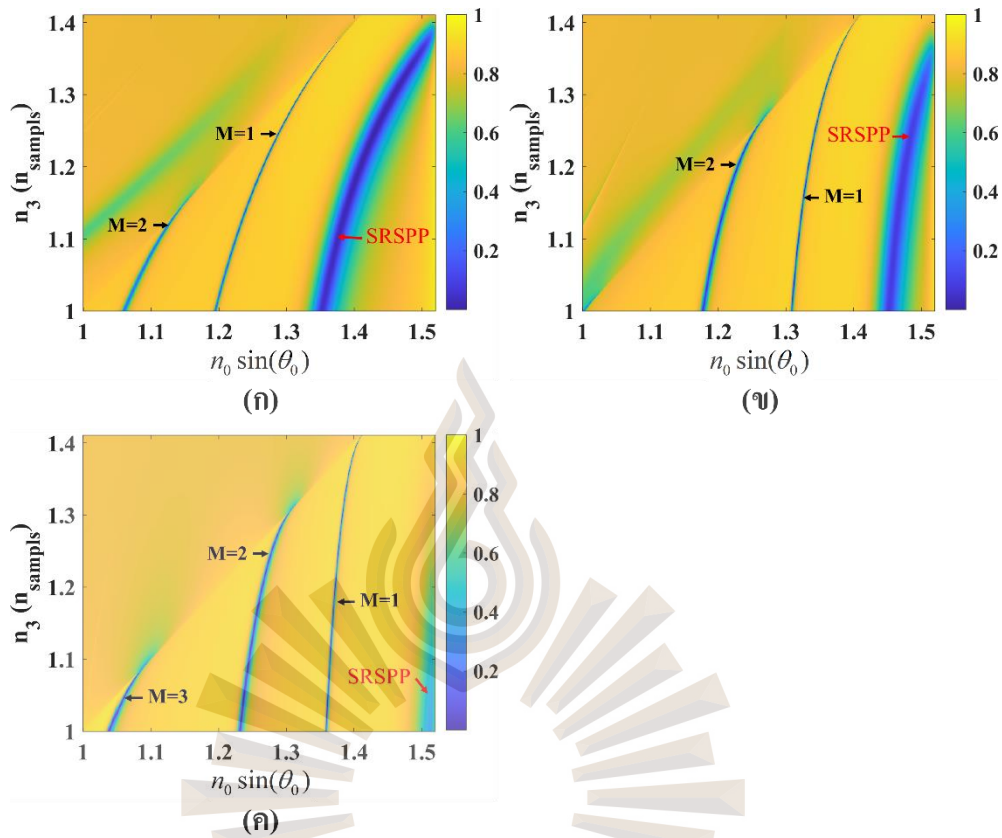
4.1.2.7 ผลการศึกษาตัวแปรมุมเอซิมัท (ϕ)

มุมเอซิมัท (ϕ) ซึ่งเป็นมุมที่กำหนดระนาบการตกกระทบของแสงตกกระทบ ในงานวิจัยนี้ศึกษา 2 ค่ามุม ได้แก่ 0° และ 90° เนื่องจากเป็นทิศทางที่มีผลกระทบจากเกรตติงมากที่สุด

(1) โดยหากมุมเอซิมัท (ϕ) มีค่าเท่ากับ 0° ระนาบการตกกระทบจะขนานกับทิศทางของเวกเตอร์เกรตติง (K_g) ในกรณีนี้เวกเตอร์ตกกระทบแนวแกน x (k_x) สามารถเพิ่มโมเมนตัมหรือถูกลดโมเมนตัมได้ขึ้นอยู่กับลำดับการเลี้ยวเบนของเวกเตอร์เกรตติง (K_g)

(2) โดยหากมุมเอซิมัท (ϕ) มีค่าเท่ากับ 90° ระนาบการตกกระทบจะตั้งฉากกับทิศทางของเวกเตอร์เกรตติง (K_g) ในกรณีนี้เวกเตอร์ตกกระทบแนวแกน x (k_x) ไม่สามารถถูกเพิ่มโมเมนตัมหรือถูกลดโมเมนตัมจากเวกเตอร์เกรตติง (K_g)

ผู้วิจัยจำลองตัวแปรมุมเอซิมัท (ϕ) ผ่านการศึกษาตัวแปรค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_0) ซึ่งช่วยให้สังเกตค่าตัวแปรเชิงปริมาณได้ โดยใช้ค่าตัวแปรเดียวกับกรณีในรูปที่ 4.19 ในกรณีที่แสงมีโพลาไรเซชันแบบพี รูปที่ 4.22 ก รูปที่ 4.22 ข และ รูปที่ 4.22 ค แสดงการตอบสนองของเซนเซอร์ในรูปค่าความสะท้อน โดยโครงสร้างมีค่าฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 0.6 และ 0.9 ตามลำดับ โดยมีตัวแปรอื่น ๆ เท่ากัน



รูปที่ 4.22 แสดงค่าความสะท้อนในการศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_3) โดยใช้แสงโพลาไรเซชันแบบที (ก) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3 (ข) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.6 และ (ค) ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.9 โดยมีตัวแปรอื่น ๆ ดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90°

จากการศึกษาพบว่า การปรับค่ามุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90° ทำให้ผลการตอบสนองของเซนเซอร์ไม่เป็นเชิงเส้น และหากพิจารณาโหมดฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 1 ($M=1$) พบว่ามีค่าสภาพไวลดลงทั้ง 3 โครงสร้าง ซึ่งไม่เป็นผลดีต่อประสิทธิภาพของเซนเซอร์ หากเปรียบเทียบรูปที่ 4.19 ก กรณีที่มุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° และรูปที่ 4.22 ก มุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90° พบว่าเมื่อมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90° โครงสร้างสามารถกระตุ้นโหมดฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 2 ได้ เพราะเมื่อมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90° วัสดุเกรตติงเรียงในแนวยาวติดกัน แสงที่ตกกระทบเกรตติงถูกนำคลื่น (Waveguide) ภายในวัสดุเกรตติง และมีเส้นทางเดินของแสงเพียงพอในการกระตุ้นให้เกิดโหมดฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 2 และแสงที่ตกกระทบบริเวณร่องของเกรตติงมีลักษณะเหมือนกับแสงตกกระทบลงบนทองผิวเรียบ อย่างไรก็ตาม โหมดคลื่นสั้นฟองพื้นผิวพลาสมอนมีตำแหน่งมุมพลาสมอนเกิดที่ $n_0 \sin \theta$ ที่ใกล้เคียงกัน

กรณีที่มีมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90° ทั้งโหมคเคลื่อนสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอน และโหมคฟารี-เปโรต์ที่เกิดขึ้นมีการตอบสนองแบบไม่เป็นเชิงเส้น หมายความว่าไม่สามารถนำทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลมาเปลี่ยนชั้นเกรตติงเป็นชั้นผิวเรียบ เนื่องจากสมการดังกล่าวไม่มีเทอมที่ให้ผลลัพธ์ที่มีลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น ดังนั้นในการทดลองจริงควรกำหนดให้มุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

4.1.2.8 ผลการจำลองความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total})

ในหัวข้อนี้แสดงผลจำลองความเข้มสนามไฟฟ้าของโหมคที่เกิดขึ้นภายในโครงสร้าง โดยตัวแปรของโครงสร้างมีดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.25 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0°

การจำลองความเข้มสนามไฟฟ้าแบ่งออกเป็น 4 กรณี ในรูปที่ 4.23 ก ข้อความ “A” “B” “C” และ “D” แสดงกรณีของความเข้มของสนามไฟฟ้าที่ศึกษาซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

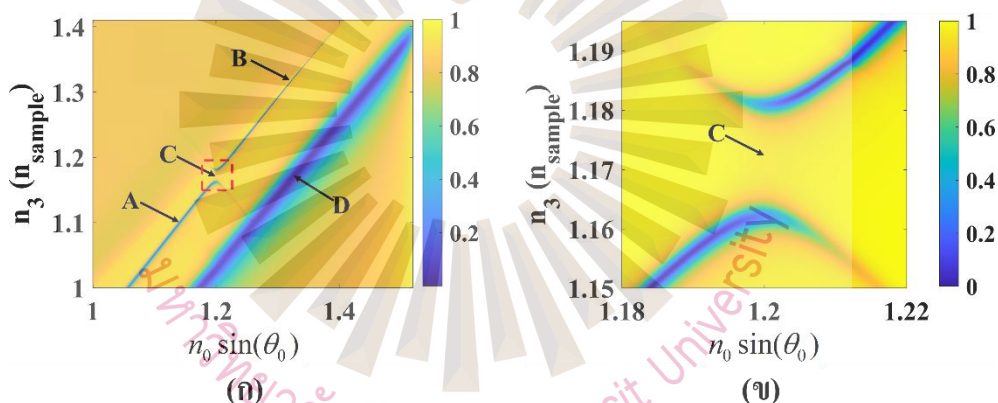
กรณี “A” มีค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1.100 RIU และ $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.141 เป็นกรณีที่เกิดโหมคฟารี-เปโรต์ที่มีความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total}) ประมาณ 3.806×10^6 ลักษณะผลจำลองความเข้มสนามไฟฟ้าแสดงในรูปที่ 4.24 ก

กรณี “B” มีค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1.330 RIU และ $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.333 เป็นกรณีที่เกิดโหมคฟารี-เปโรต์ที่มีความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total}) ประมาณ 8.754×10^6 ลักษณะผลจำลองความเข้มสนามไฟฟ้าแสดงในรูปที่ 4.24 ข

กรณี “A” และ “B” เป็นกรณีที่เกิดโหมคฟารี-เปโรต์ลำดับที่ 1 ขึ้น แต่กรณี “B” มีความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total}) มากกว่ากรณี “A” ประมาณ 2 เท่า อันเนื่องมาจากค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) ของกรณี “B” มีค่าใกล้เคียงกับค่าดัชนีหักเหของเกรตติง (n_2) ซึ่งส่งผลให้ค่าดัชนีหักเหประสิทธิผล (n_{eff}) มีค่ามาก ตัวแปรเวกเตอร์แนวแกน z (k_z) จึงมีค่าสูงขึ้น โหมคฟารี-เปโรต์ที่เกิดขึ้นจึงมีลักษณะจัดเรียงตัวเป็นระเบียบภายในชั้นของเกรตติง

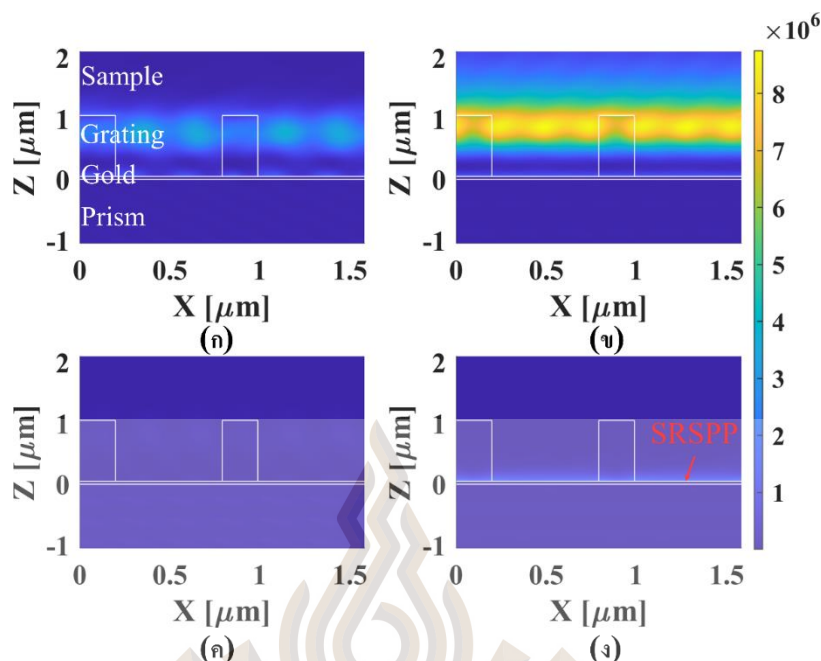
กรณี “C” แสดงตำแหน่งชัดเจนในรูปที่ 4.23 ข มีค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1.171 RIU และ $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.200 เป็นกรณีที่เกิดโหมดฟาบรี-เปโรต์ที่มีความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total}) ประมาณ 0.195×10^6 ลักษณะผลจำลองความเข้มสนามไฟฟ้าแสดงในรูปที่ 4.24 ค กรณีนี้เป็นกรณีที่ตำแหน่งดังกล่าวเกิดไฮบริดเซชันแบบหักล้างระหว่างโหมดฟาบรี-เปโรต์ 2 โหมด ได้แก่ โหมดฟาบรี-เปโรต์ลำดับที่ 1 ที่เกิดจากการเลี้ยวเบนลำดับที่ 0 และโหมดฟาบรี-เปโรต์ลำดับที่ 2 ที่เกิดจากการเลี้ยวเบนลำดับที่ -3 ส่งผลให้บริเวณที่เกิดไฮบริดเซชันไม่สามารถมีโหมดฟาบรี-เปโรต์อยู่ได้

และกรณี “D” มีค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) เท่ากับ 1.171 RIU และ $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.320 เป็นกรณีที่เกิดโหมดคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอนที่มีความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total}) ประมาณ 2.097×10^6 ลักษณะผลจำลองความเข้มสนามไฟฟ้าแสดงในรูปที่ 4.24 ง พบว่ากรณีนี้มีความเข้มสนามไฟฟ้า (I_{total}) น้อยกว่ากรณี “A” และ กรณี “B” ซึ่งเป็นโหมดฟาบรี-เปโรต์



รูปที่ 4.23 (ก) แสดงผลตอบสนองของเซนเซอร์ สำหรับแสงโพลาไรเซชันแบบที และมีตัวแปรอื่น ๆ ดังนี้ ความหนาของทอง (d_m) 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ คาบเกรตติง (λ_g) เท่ากับ $1.25 \lambda_0$ ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.25 และมุมเอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 0° (ข) แสดงรูปขยายในกรอบสี่เหลี่ยมประสีแดงในรูปที่ 4.23 ก

ที่มา: Sasivimolkul et al., 2021



รูปที่ 4.24 (ก) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'A' (ข) (ค) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'B' (ค) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'C' และ (ง) แสดงผลการจำลองผลรวมความเข้มสนามไฟฟ้าที่เป็นมาตรฐานของกรณี 'D'

4.1.2.9 ตารางสรุปค่าของโครงสร้างแบบเกรตติง

ค่าตัวแปรเชิงปริมาณประกอบด้วยค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด Δ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ค่าความดี (FOM) และค่าช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) แสดงดังตารางที่ 4.2 โดยตารางแสดงค่าตัวแปรเชิงปริมาณโดยกำหนดให้ฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) แตกต่างกัน 3 ค่า ได้แก่ 0.3 0.6 และ 0.9 พบว่าเมื่อฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) มีค่าน้อย (ขนาดความกว้างของเกรตติงน้อย) ส่งผลให้ใน 1 คาบเกรตติง (λ_g) มีปริมาณของสารตัวอย่างแทรกอยู่ระหว่างร่องของเกรตติงได้มากขึ้น ซึ่งส่งผลให้โครงสร้างดังกล่าวมีค่าสภาพไว (S) ที่ดีขึ้นและมีค่าความกว้างมากที่สุด Δ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) น้อยลงอีกด้วย เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่มีฟิลล์แฟกเตอร์ (FF) มีค่ามาก

ค่าตัวแปรเชิงปริมาณที่บันทึกในตารางเลือกจากโหมดที่มีค่าสภาพไว (S) สูงสุดที่เกิดขึ้นในโครงสร้างนั้น ๆ ก่อนเป็นอันดับแรก ซึ่งคือโหมดพาบริ-เปโรต์ลำดับที่ 1 ($M=1$)

ตารางที่ 4.2 ตารางสรุปค่าตัวแปรเชิงปริมาณของโครงสร้างแบบเกรตติง

รายละเอียด โครงสร้าง	ค่าสภาพไว (S) หน่วย RIU ¹	ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาด ครึ่งหนึ่ง (FWHM)	ค่าความดี (FOM) RIU ¹	ช่วงการทำงาน ของเซนเซอร์ (DR) หน่วย RIU
แสงโพลาไรเซชันแบบพี				
ฟิล์มเฟกเตอร์ (FF)				
0.3 ผลตอบสนองตั้ง รูปที่ 4.20 ก	0.7236	0.0011	680	1.00 – 1.38
0.6 ผลตอบสนองตั้ง รูปที่ 4.20 ข	0.5764	0.0014	405	1.00 – 1.23
0.9 ผลตอบสนองตั้ง รูปที่ 4.20 ค	0.5826	0.0020	286	1.00 – 1.07
แสงโพลาไรเซชันแบบเอส				
ฟิล์มเฟกเตอร์ (FF)				
0.3 ผลตอบสนองตั้ง รูปที่ 4.21 ก	0.6287	0.0006	902	1.00 – 1.35
0.6 ผลตอบสนองตั้ง รูปที่ 4.21 ข	0.5864	0.0013	458	1.00 – 1.38
0.9 ผลตอบสนองตั้ง รูปที่ 4.21 ค	0.3443	0.0013	274	1.00 – 1.33

ตารางที่ 4.2 แสดงตัวแปร โครงสร้างแบบเกรตติงที่ให้โหมคฟาบรี-เปโรต์ที่เหมาะสมที่สุดต่อการนำไปสร้างเซนเซอร์โดยแบ่งตามโพลาริเซชันของแสงมีดังนี้

1) แสงโพลาริเซชันแบบพี ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm และฟิล์มแฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3

2) แสงโพลาริเซชันแบบเอส ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ 1 μm และฟิล์มแฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3

4.1.2.10 การจำลองผลหาค่าความคลาดเคลื่อนที่ยินยอมของการสร้างเซนเซอร์

การจำลองผลหาค่าความคลาดเคลื่อนที่ยินยอมของการสร้างเซนเซอร์ (Fabrication Tolerance) คือ การจำลองโดยเปลี่ยนค่าตัวแปรของเกรตติง ได้แก่ ความหนาของเกรตติง (h_g) คาบเกรตติง (λ_g) ฟิล์มแฟกเตอร์ (FF) รวมถึงค่าดัชนีหักเหของทอง (n_t) โดยที่ค่าตัวแปรเชิงปริมาณยังคงมีค่ามากกว่าหรือน้อยกว่าค่าทางทฤษฎี (Theoretical Value) ไม่เกิน $\pm 5\%$ ตัวแปรเชิงปริมาณในที่นี้ ได้แก่ ค่าสภาพไว (S) ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) และตำแหน่งของมุมติพของโหมคที่สนใจ โดยตารางที่ 4.3 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนที่ยินยอมของการสร้างเซนเซอร์

ตารางที่ 4.3 ค่าความคลาดเคลื่อนที่ยินยอมของการสร้างเซนเซอร์

ตัวแปร	ช่วงความคลาดเคลื่อนที่ยินยอม
ความหนาของเกรตติง (h_g)	950 – 1500 nm
คาบเกรตติง (λ_g)	630 – 920 nm
ฟิล์มแฟกเตอร์ (FF)	0.28 – 0.30
ค่าจริงของค่าดัชนีหักเหของทอง (k')	0.1 – 0.2 RIU
ค่าจินตภาพของค่าดัชนีหักเหของทอง (k'')	3.00 – 4.3 RIU

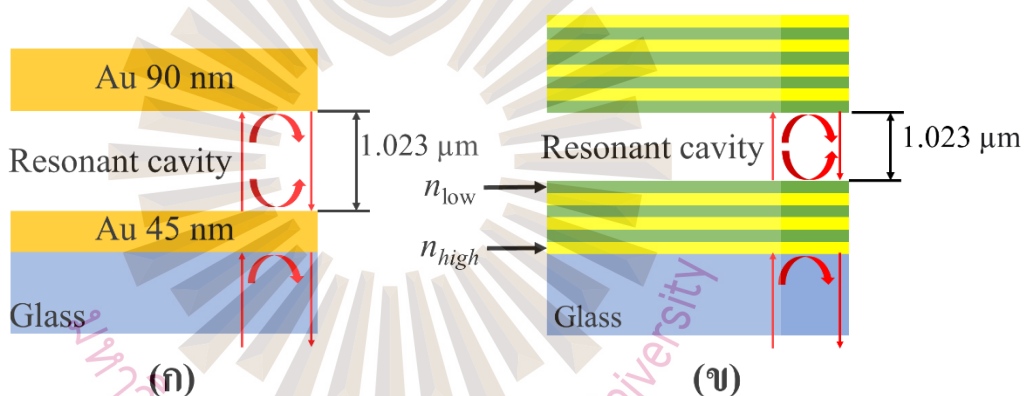
ที่มา: Sasivimolkul et al., 2021

4.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพโครงสร้างเซนเซอร์แบบต่าง ๆ

การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเซนเซอร์ที่ออกแบบในโครงการวิจัยนี้ ได้นำไปเปรียบเทียบกับโครงสร้างอื่นดังต่อไปนี้

1) เซนเซอร์เชิงแสงแบบคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอน ซึ่งประกอบด้วย แผ่นแก้วรองรับชั้นทอง และชั้นของตัวอย่าง โดยมีค่าความหนาของทอง (d_m) 48 nm

2) เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบดั้งเดิม (Rahman, Panchal, & Kumar, 2011) ประกอบด้วยชั้นทองหนา 45 nm ชั้นสั่นพ้องของโหมคฟาบรีเปโรต์หนา 1.023 μm และชั้นทองหนา 90 nm แผนภาพโครงสร้างเซนเซอร์แสดงในรูปที่ 4.25 ก



รูปที่ 4.25 (ก) แผนภาพเซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบดั้งเดิม และ (ข) เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบกระจกแบรค

ที่มา: Sasivimolkul et al., 2021

3) เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบกระจกแบรค (Bragg Mirror) (Barmenkov, Zalvidea, Torres-Peiró, Cruz, & Andrés, 2006) ประกอบด้วยวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหต่ำที่มีค่าดัชนีหักเห $n_{low} = 1.37$ (Magnesium fluoride: MgF_2) (Dodge, 1984) และวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหสูงที่มีค่าดัชนีหักเห $n_{high} = 2.40$ (Titanium dioxide: TiO_2) (Franta, NeČas, & Ohlídal, 2015) สลับกันไปมาดังที่แสดงในรูปที่ 4.25 ข โดยโครงสร้างกระจกแบรคด้านล่างและด้านบนประกอบไปด้วยชั้นวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหสลับกัน n_{high} n_{low} n_{high} n_{low} และ n_{high} โดยความหนาของวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหต่ำและวัสดุที่มีค่าดัชนีหักเหสูงมี

ค่าเท่ากับ $\lambda_0 / (4n_{low})$ และ $\lambda_0 / (4n_{high})$ ตามลำดับ และชั้นสั่นพ้องระหว่างกระจกแบรกด้านล่าง และด้านบนมีค่าเท่ากับ $1.023 \mu\text{m}$

หมายเหตุ เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบดั้งเดิม และเซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบกระจกแบรกด ได้คำนวณค่าความหนาของชั้นสั่นพ้องให้มีค่าเท่ากับ $1.023 \mu\text{m}$ ตามความสัมพันธ์ของ $2k_z d_{FP}$ เพื่อให้เปรียบเทียบประสิทธิภาพได้อย่างเท่าเทียม

เซนเซอร์ที่ออกแบบในโครงการวิจัยนี้ แบ่งเป็น 2 โครงสร้าง

1) แสงโพลาไรเซชันแบบพี ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 48 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ และฟิล์มเฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3

2) แสงโพลาไรเซชันแบบเอส ความหนาของทอง (d_m) เท่ากับ 38 nm ความหนาของเกรตติง (h_g) เท่ากับ $1 \mu\text{m}$ และฟิล์มเฟกเตอร์ (FF) เท่ากับ 0.3

ตารางที่ 4.4 แสดงค่าตัวแปรเชิงปริมาณของโครงสร้างทั้ง 4 แบบพบว่าค่าสภาพไว (S) ของเซนเซอร์แบบที่ 1 และ 3 มีค่ามากกว่าเซนเซอร์แบบที่ 4 ประมาณ 1.7, 13.4 และ 19.3 เท่า ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) ของเซนเซอร์แบบที่ 4 มีน้อยกว่า (แคบกว่า) เซนเซอร์แบบอื่น ๆ ประมาณ 30 เท่า และเมื่อเปรียบเทียบค่าความดี (FOM) พบว่าเซนเซอร์แบบที่ 4 มีค่าความดี (FOM) มากกว่าประมาณ 20 เท่า เมื่อเปรียบเทียบกับเซนเซอร์แบบที่ 1 และ 2 เท่า เมื่อเปรียบเทียบกับเซนเซอร์แบบที่ 2 และ 3 ตามลำดับ

เซนเซอร์แบบที่ 1 หรือ เซนเซอร์เชิงแสงแบบคลื่นสั่นพ้องพื้นผิวพลาสมอน มีช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) กว้างที่สุด อย่างไรก็ตามโครงสร้างเซนเซอร์ในงานวิจัยนี้ได้เลือกพอลิไดเมทิลไซลอกเซน ซึ่งมีค่าดัชนีหักเหเท่ากับ 1.4283 มาใช้เป็นวัสดุเกรตติง ซึ่งทำให้ค่าดัชนีหักเหประสิทธิภาพ (n_{eff}) ที่เกิดขึ้น ในการกระตุ้นให้เกิดโหมดฟาบรี-เปโรต์นั้นมีค่าเท่ากับ 1.239 และให้ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) มีค่าสูงสุดที่ 1.38 ซึ่งหากเปลี่ยนวัสดุเกรตติงไปเป็นวัสดุอื่นที่มีค่าดัชนีหักเหมากขึ้น จะสามารถทำให้ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) กว้างมากขึ้นได้

ตารางที่ 4.4 ตารางสรุปค่าตัวแปรเชิงปริมาณ โครงสร้างทั้ง 4 แบบ

รายละเอียดโครงสร้าง	ค่าสภาพไว (S) หน่วย RIU ⁻¹	ค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM)	ค่าความดี (FOM) หน่วย RIU ⁻¹	ช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) หน่วย RIU
1) เซนเซอร์เชิงแสงแบบคลื่นสั้น พ้องพื้นผิวพลาสมอน	1.1870	0.0349	34	1.00 – 1.40
2) เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบดั้งเดิม ¹	9.0811	0.0248	365	1.23 – 1.36
3) เซนเซอร์ฟาบรี-เปโรต์แบบกระจกแบรค ¹	13.0490	0.0307	426	1.10 – 1.27
4.1) เซนเซอร์ที่ออกแบบในโครงการวิจัยนี้ แบบโพลาริเซชันพี ¹	0.7236	0.0011	680	1.00 – 1.38
4.2) เซนเซอร์ที่ออกแบบในโครงการวิจัยนี้ แบบโพลาริเซชันเอส ¹	0.6287	0.0006	902	1.00 – 1.35

ที่มา: ¹Sasivimolkul et al., 2021

4.3 ผลการทดลอง

หัวข้อนี้รายงานผลการทดลองวัดการตอบสนองของเซนเซอร์โดยการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหจากอากาศเป็นแก๊สในโตรเจน ระบบที่ใช้ทำการทดลองและขั้นตอนการทดลอง ได้อธิบายโดยละเอียดในหัวข้อ 3.3

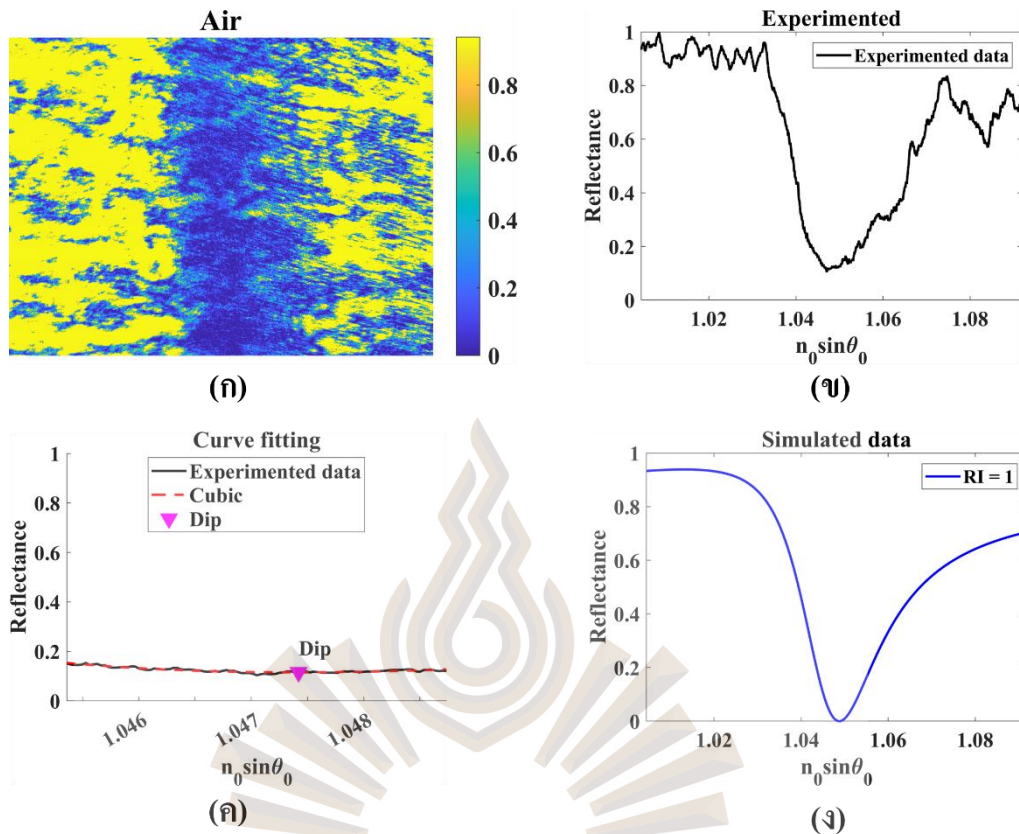
หมายเหตุ ผลการทดลองกับเซนเซอร์ในการทดลอง ได้ทดลองกับโครงสร้างเกรชมานน์แบบผิวเรียบเท่านั้น และเนื่องจากสถานการณ์การแพร่ระบาดของโควิด-19 ทำให้ไม่สามารถทำการ

ทดลองจึงได้ทำการศึกษาทางทฤษฎีโดยละเอียดแทน และได้ตีพิมพ์ผลงานวิชาการเกี่ยวกับการศึกษาจากงานวิจัยนี้จำนวน 3 บทความวิจัยในฐานข้อมูลระดับนานาชาติ (Q1) และ 1 บทความวิจัยในการประชุมวิชาการในระดับนานาชาติ

4.3.1 ผลการทดลองโครงแบบเครขมานน์ผิวเรียบ

ผลการทดลองการวัดผลตอบสนองของเซนเซอร์โครงแบบเครขมานน์ผิวเรียบ โดยมีค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_0) เท่ากับ 1 (อากาศ) แสดงในรูปที่ 4.26 ก แนวนอนของรูปนี้แสดงถึงมุมสะท้อนซึ่งมีค่าเท่ากับค่ามุมตกกระทบ (θ_0) การวิเคราะห์ตำแหน่งมุมพลาสมอนจากรูปถ่ายสามารถทำได้โดยรวมค่าความสะท้อนในแนวตั้งของทุก ๆ ฟังก์ชันไซน์ของมุมตกกระทบ $\sin(\theta_0)$ เข้าด้วยกันเพื่อลดสัญญาณรบกวน และทำให้ช่วงค่าความสะท้อนกลับมามีค่า 0 ถึง 1 โดยทำให้เป็นมาตรฐานด้วยการใช้ค่าความสะท้อนสูงสุดหารทุก ๆ ตำแหน่งของข้อมูล รูปที่ 4.26 ข แสดงการตอบสนองของเซนเซอร์ภายหลังจากประมวลผลภาพถ่ายจากการทดลอง ต่อมาเป็นขั้นตอนการหาตำแหน่งมุม พลาสมอนจากข้อมูลในรูปที่ 4.26 ข โดยใช้การปรับเส้นโค้งด้วยสมการพหุนามกำลัง 3 (Cubic Polynomial Curve Fitting) กับข้อมูลก่อนหน้าตำแหน่งที่มีค่าความสะท้อนต่ำสุด 50 พิกเซล และข้อมูลหลังจากตำแหน่งที่มีค่าความสะท้อนต่ำสุด ทั้งหมดจำนวน 50 พิกเซล จำนวนข้อมูลทั้งหมด 101 พิกเซล แสดงด้วยเส้นทึบสีดำ ในรูปที่ 4.26 ค โดยใช้สมการพหุนามกำลัง 3
$$\text{Reflectance} = -7.4 \times 10^5 (n_0 \sin \theta_0)^3 + 2.333 \times 10^6 (n_0 \sin \theta_0)^2 - 2.451 \times 10^6 (n_0 \sin \theta_0) + 8.586 \times 10^5$$
 ซึ่งมีค่า $R^2=0.8605$ แสดงด้วยเส้นประสีแดง ในรูปที่ 4.26 ค

ในรูปที่ 4.26 ค ตำแหน่ง “Dip” สามเหลี่ยมสีชมพูแสดงตำแหน่งค่าความสะท้อนที่ต่ำที่สุดของเส้นประสีแดง มีค่า $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.0474 และค่าความสะท้อนเท่ากับ 0.1152 ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับมุมพลาสมอนจากการตอบสนองของเซนเซอร์ที่คำนวณด้วยสมการเฟรสเนล แสดงดังรูปที่ 4.26 ง โดยมุมพลาสมอน เกิดที่ตำแหน่ง $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.0487 และมีค่าความสะท้อนเท่ากับ 7.714×10^{-5} หากคำนวณเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด (Percentage Error) ระหว่างมุมพลาสมอนจากการทดลองและจากการคำนวณด้วยสมการเฟรสเนลมีค่าเท่ากับ 0.12%

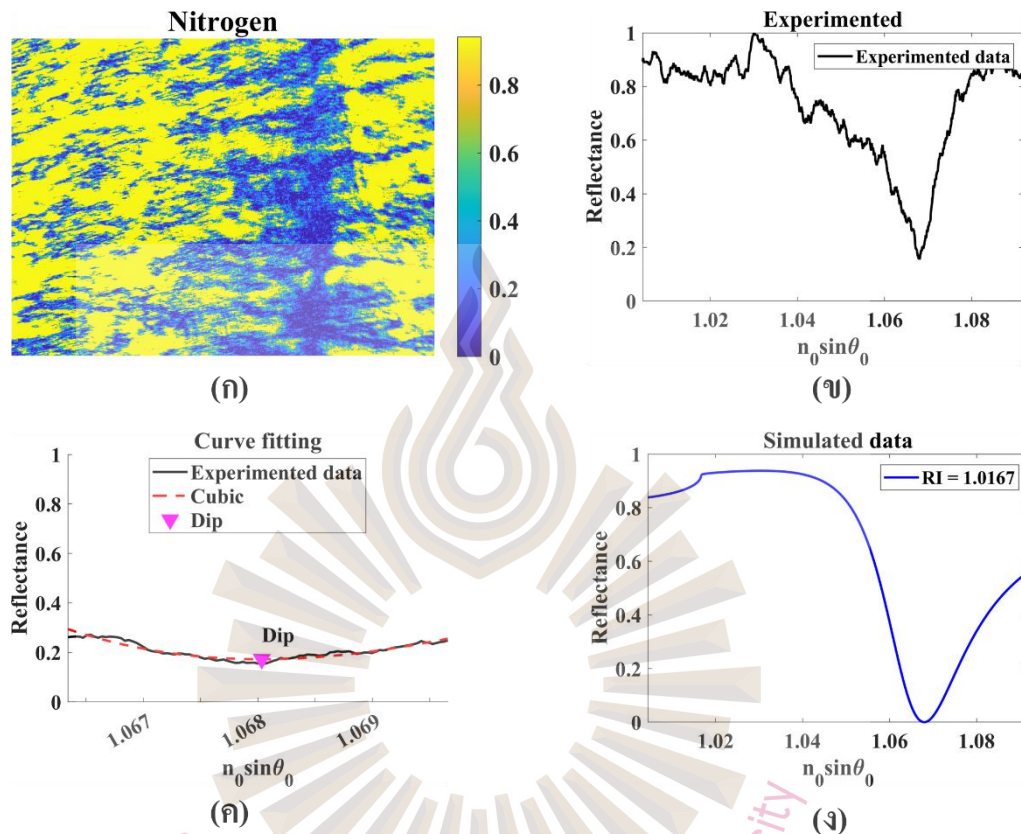


รูปที่ 4.26 (ก) ภาพที่ถ่ายโดยโครงแบบเคอร์ชแมนน์ โดยตัวอย่างเป็นอากาศ (ข) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์ (ค) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์หลังการปรับส่วนโค้ง (ง) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์จากการคำนวณด้วยสมการเฟรสเนล

ผลการทดลองการวัดผลตอบสนองของเซนเซอร์โครงแบบเคอร์ชแมนน์ผิวเรียบ โดยมีตัวอย่างเป็นแก๊สในโตรเจน ในการทดลองได้นิ๊ดแก๊สในโตรเจนเข้าสู่ระบบไปจนตำแหน่งดิวไม่สามารถเลื่อนต่อไปได้อีกจึงปิดวาล์วขาออกของห้องแก๊ส หุคปล่อยแก๊สเข้าสู่ระบบ และปิดวาล์วขาเข้าของห้องแก๊สทันที ผลการตอบสนองของเซนเซอร์แสดงในรูปที่ 4.27 ก จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์เป็นการตอบสนองของเซนเซอร์ภายหลังจากประมวลผลภาพ แสดงดังรูปที่ 4.27 ข จากนั้นจึงทำการปรับเส้นโค้งด้วยสมการพหุนามกำลัง 3 $Reflectance = -3.597 \times 10^6 (n_0 \sin \theta_0)^3 + 1.156 \times 10^7 (n_0 \sin \theta_0)^2 - 1.239 \times 10^7 (n_0 \sin \theta_0) + 4.424 \times 10^6$ มีค่า $R^2=0.8935$ แสดงด้วยเส้นประสีแดง ในรูปที่ 4.27 ค

ในรูปที่ 4.27 ค ตำแหน่ง “Dip” สามเหลี่ยมสีชมพูแสดงตำแหน่งค่าความสะท้อนที่ต่ำที่สุดของเส้นประสีแดง มีค่า $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.0680 และค่าความสะท้อนเท่ากับ

0.1724 ซึ่งเมื่อนำค่า $n_0 \sin \theta_0$ เท่ากับ 1.0680 ไปคำนวณย้อนกลับด้วยสมการที่ 2-11 สมการที่ใช้คำนวณมุมพลาสมอน (θ_p) พบว่าค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) มีค่าประมาณ 1.0167



รูปที่ 4.27 (ก) ภาพที่ถ่ายโดยโครงแบบเครขรฆมานัน์ โดยตัวอย่างเป็นแก๊สไนโตรเจน (ข) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์ (ค) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์หลังการปรับส่วนโค้ง (ง) แสดงกราฟผลตอบสนองเซนเซอร์จากการคำนวณด้วยสมการเฟรสเนล

ผลการทดสอบความสามารถในการวัดซ้ำของเซนเซอร์ โดยการสลับปล่อยแก๊สไนโตรเจน และอากาศเข้าไปในระบบ พบว่าเซนเซอร์โครงแบบเครขรฆมานัน์ในระบบการทดลอง มีมุมพลาสมอน (θ_p) ของอากาศและของแก๊สไนโตรเจนไม่แตกต่างไปจากมุมพลาสมอน (θ_p) ของอากาศ และมุมพลาสมอน (θ_p) ของแก๊สไนโตรเจนที่คำนวณด้วยสมการเฟรสเนลซึ่งมีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 1% และ 2% ตามลำดับ

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

โครงการวิจัยนี้ศึกษาเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพของเซนเซอร์ที่มีพื้นฐานโครงสร้างมาจาก เซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์แบบผิวเรียบซึ่งเป็นโครงสร้างที่ให้โหนดคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอนให้มีสภาพไวสูงและการตอบสนองที่ไวขึ้น ซึ่งสามารถนำไปใช้วัดปริมาณทางฟิสิกส์ต่าง ๆ เช่น ความดัน ความเข้มข้นของสารละลาย ความเข้มข้นของแก๊ส เป็นต้น ผ่านการวัดค่าดัชนีหักเห ของตัวอย่าง (n_s) ที่อยู่บนพื้นผิวของ โครงแบบเครชมานน์ และคำนวณหาปริมาณทางฟิสิกส์ที่ต้องการ โดยอาศัยความสัมพันธ์ที่เกี่ยวข้องกับค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) อย่างไรก็ตามค่าความดี (FOM) ของเซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์ของค่าผิวเรียบมีค่าประมาณ 34 RIU^{-1} โครงการวิจัยนี้แสดงวิธีการปรับปรุงค่าความดี (FOM) ด้วยการออกแบบโครงสร้างเกรตติงบนผิวทองด้วยวัสดุพอลิไคเมทิลไซลอคเซน ซึ่งเป็นวัสดุใส ไม่เป็นพิษต่อเซลล์ มีราคาถูก โครงสร้างเกรตติงที่อยู่บนผิวทองสามารถกระตุ้นโหนดฟารี-เปโรต์ ซึ่งเป็นโหนดที่มีคุณภาพสูง มีค่าความกว้างมากที่สุด ณ ตำแหน่งที่มีขนาดครึ่งหนึ่ง (FWHM) แคบกว่าโหนดคลื่นสั้นพ้องพื้นผิวพลาสมอนประมาณ 20 เท่า ดังนั้นประโยชน์ประการแรกของการปรับปรุงนี้ คือ การออกแบบโครงสร้างเกรตติงบนผิวทองช่วยเพิ่มค่าความดี (FOM) ของเซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์แบบทองค่าผิวเรียบได้ประมาณ 23 เท่า ประการที่สอง คือ เซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์ที่มีเกรตติงยังคงคุณลักษณะสำคัญไว้ได้ครบถ้วน เช่น ทั้ง 2 โครงสร้างเป็นโครงสร้างที่เปิดด้านบนจึงง่ายต่อการเข้าถึงบริเวณที่ตรวจวัดของเซนเซอร์ และ ประการที่สาม คือ เซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์ที่มีเกรตติงมีช่วงการทำงานของเซนเซอร์ (DR) ที่เทียบเท่าหรือกว้างกว่าเซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์แบบผิวเรียบ จากการศึกษาโหนดฟารี-เปโรต์ดังกล่าวมีข้อดีเพียงข้อเดียว คือ มีค่าสภาพไว (S) น้อยกว่าเซนเซอร์โครงแบบเครชมานน์ประมาณ 1.64 เท่า

อีกทั้งโครงการวิจัยนี้รายงานผลการศึกษานำทฤษฎีตัวกลางประสิทธิภาพมาใช้ในการเปลี่ยนชั้นเกรตติงเป็นชั้นวัสดุผิวเรียบเพื่อลดเวลาในการคำนวณผลด้วยเทคนิคการวิเคราะห์คลื่นควบคู่แบบเครงครัด และนำโครงสร้างผิวเรียบที่ใช้ทฤษฎีตัวกลางประสิทธิภาพไปคำนวณตำแหน่ง

โหมคฟารี-เปโรต์ด้วยสมการการจับคู่เฟสซึ่งคำนวณด้วยสมการเฟรสนเอลได้ ผลการคำนวณตำแหน่งเฟสด้วยวิธีการนี้สามารถคำนวณผลได้ถูกต้องสำหรับเกรตติงที่มีคาบอยู่ในช่วงต่ำกว่าหนึ่งเท่าของความยาวคลื่นและอยู่ในช่วงมากกว่าหนึ่งเท่าของความยาวคลื่นแต่ไม่เกินสองเท่าของความยาวคลื่นได้ดีอันเนื่องมาจากสองช่วงดังกล่าวเป็นช่วงที่เกิดไฮบริโดเซชันระหว่างโหมคซึ่งไม่ซับซ้อน อีกทั้งยังสามารถนำทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลคั้งที่ได้อธิบายในบทที่แล้วมาประยุกต์คำนวณผลสำหรับโครงสร้างที่มีค่าความแตกต่างของค่าดัชนีหักเห $\Delta n = n_{grating} - n_{sample}$ ระหว่างดัชนีหักเหของเกรตติง ($n_{grating}$) และดัชนีหักเหของตัวอย่าง (n_s) มีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1

5.2 ข้อเสนอแนะ

- 1) สร้างเซนเซอร์และทดลองวัดประสิทธิภาพของเซนเซอร์ที่ออกแบบในทางปฏิบัติ
- 2) เปรียบเทียบผลการทดลองในทางปฏิบัติกับผลการจำลองด้วยโปรแกรมเมตแลบ
- 3) ศึกษาโครงสร้างโดยการเปลี่ยนวัสดุทองเป็น โลหะชนิดอื่น ซึ่งอาจมีกลไกการสูญเสียพลังงานของโหมคฟารี-เปโรต์ในลักษณะเดียวกัน
- 4) ศึกษาทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลที่สามารถใช้กับเกรตติงที่มีคาบของเกรตติงกว้างมากขึ้น
- 5) ศึกษาทฤษฎีตัวกลางประสิทธิผลที่สามารถใช้กับกรณีที่มีมุมแอซิมัท (ϕ) เท่ากับ 90°

บรรณานุกรม

- สื่อจิตต์ เพ็ชรประสาน (2559). *กล้องจุลทรรศน์แบบคลื่นแสงขนานพื้นผิว (Optical Surface Wave Microscopy)*. บริษัท ส. เจริญการพิมพ์ จำกัด.
- Albert, J., Lepinay, S., Caucheteur, C., & DeRosa, M. C. (2013). High resolution grating-assisted surface plasmon resonance fiber optic aptasensor. *Methods*, 63(3), 239-254.
- Álvarez-Martos, I., & Ferapontova, E. E. (2016). Electrochemical label-free aptasensor for specific analysis of dopamine in serum in the presence of structurally related neurotransmitters. *Analytical chemistry*, 88(7), 3608-3616.
- AMPROHealth. (2560). *การตรวจปัสสาวะหาค่า Urine Glucose*. Retrieved Dec 12, 2019 from <https://amprohealth.com/checkup/urine-glucose/>
- Azzam, S. I., Hameed, M. F. O., Shehata, R. E. A., Heikal, A. M., & Obayya, S. S. (2016). Multichannel photonic crystal fiber surface plasmon resonance based sensor. *Optical and Quantum Electronics*, 48(2), 142.
- Barmenkov, Y. O., Zalvidea, D., Torres-Peiró, S., Cruz, J. L., & Andrés, M. V. (2006). Effective length of short Fabry-Perot cavity formed by uniform fiber Bragg gratings. *Optics Express*, 14(14), 6394-6399.
- Bitarafan, M. H., & DeCorby, R. G. (2017). On-chip high-finesse Fabry-Perot microcavities for optical sensing and quantum information. *Sensors*, 17(8), 1748.
- Busacca, A. C., Stivala, S., Curcio, L., & Assanto, G. (2012). Parametric conversion in micrometer and submicrometer structured ferroelectric crystals by surface poling. *International Journal of Optics*, 2012.
- Cardona, M. (1971). Fresnel reflection and surface plasmons. *American Journal of Physics*, 39(10), 1277-1277.
- Chang, S. W., Lin, T. R., & Chuang, S. L. (2010). Theory of plasmonic Fabry-Perot nanolasers. *Optics Express*, 18(14), 15039-15053.
- Chen, F., Zhang, H., Sun, L., Li, J., & Yu, C. (2019). Double-band perfect absorber based on the dielectric grating and Fabry-Perot cavity. *Applied Physics A*, 125(11), 1-7.
- Chou, S. Y., Krauss, P. R., & Renstrom, P. J. (1995). Imprint of sub-25 nm vias and trenches in polymers. *Applied physics letters*, 67(21), 3114-3116.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Choy, T. C. (2015). *Effective medium theory: principles and applications* (Vol. 165). Oxford University Press.
- DiPippo, W., Lee, B. J., & Park, K. (2010). Design analysis of doped-silicon surface plasmon resonance immunosensors in mid-infrared range. *Optics express*, 18(18), 19396-19406.
- Dodge, M. J. (1984). Refractive properties of magnesium fluoride. *Applied optics*, 23(12), 1980-1985.
- Federation, T. I. D. (2019). *International Diabetes Federation - Home*. Retrieved Dec 12, 2019 from <https://www.idf.org/>
- Franta, D., Nečas, D., & Ohlídal, I. (2015). Universal dispersion model for characterization of optical thin films over a wide spectral range: application to hafnia. *Applied optics*, 54(31), 9108-9119.
- Frey, H. (2015). *Handbook of thin film technology* (pp. 24-41). H. R. Khan (Ed.). Berlin: Springer.
- George, D., Adewole, M., Hassan, S., Lowell, D., Cui, J., Zhang, H., ... & Lin, Y. (2017, June). Coupling of Surface Plasmon Polariton in Al-Doped ZnO with Fabry-Pérot Resonance for Total Light Absorption. In *Photonics* (Vol. 4, No. 2, p. 35). Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- GmbH, A. (2008). *E-Beam Resist AR-P 672 series - Allresist EN*. Retrieved Feb 6, 2021 from https://www.allresist.com/wp-content/uploads/sites/2/2020/03/AR-P630-670_english_Allresist_product-information.pdf
- Goda, T., & Miyahara, Y. (2013). Label-free and reagent-less protein biosensing using aptamer-modified extended-gate field-effect transistors. *Biosensors and Bioelectronics*, 45, 89-94.
- Gupta, B. D., & Kant, R. (2018). Recent advances in surface plasmon resonance based fiber optic chemical and biosensors utilizing bulk and nanostructures. *Optics & Laser Technology*, 101, 144-161.
- Gupta, R., Dyer, M. J., & Weimer, W. A. (2002). Preparation and characterization of surface plasmon resonance tunable gold and silver films. *Journal of Applied Physics*, 92(9), 5264-5271.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Haisma, J., Verheijen, M., Van Den Heuvel, K., & Van Den Berg, J. (1996). Mold-assisted nanolithography: A process for reliable pattern replication. *Journal of Vacuum Science & Technology B: Microelectronics and Nanometer Structures Processing, Measurement, and Phenomena*, 14(6), 4124-4128.
- Hasan, M., Akter, S., Rifat, A. A., Rana, S., & Ali, S. (2017, March). A highly sensitive gold-coated photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance. In *Photonics* (Vol. 4, No. 1, p. 18). Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- Hernández, G. (1988). *Fabry-perot interferometers* (No. 3). Cambridge University Press.
- Homola, J. (2003). Present and future of surface plasmon resonance biosensors. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 377(3), 528-539.
- Homola, J., & Piliarik, M. (2006). Surface plasmon resonance (SPR) sensors. In *Surface plasmon resonance based sensors* (pp. 45-67). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Hosokawa, K., Hanada, K., & Maeda, R. (2001). A polydimethylsiloxane (PDMS) deformable diffraction grating for monitoring of local pressure in microfluidic devices. *Journal of micromechanics and microengineering*, 12(1), 1.
- Huatengvision. (2019). 深圳市华腾威视觉科技有限公司. Retrieved Feb 6, 2021 from http://www.huatengvision.com/a/yingjianzhongxin/gongyexiangji/USB2_0heibaigongy/2019/0520/98.html
- Iqbal, T., Khalil, S., Ijaz, M., Riaz, K. N., Khan, M. I., Shakil, M., ... & Afsheen, S. (2019). Optimization of 1D plasmonic grating of nanostructured devices for the investigation of plasmonic bandgap. *Plasmonics*, 14(3), 775-783.
- Ismail, N., Kores, C. C., Geskus, D., & Pollnau, M. (2016). Fabry-Pérot resonator: spectral line shapes, generic and related Airy distributions, linewidths, finesses, and performance at low or frequency-dependent reflectivity. *Optics express*, 24(15), 16366-16389.
- Johnson, P. B., & Christy, R. W. (1972). Optical constants of the noble metals. *Physical review B*, 6(12), 4370.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Kersey, A. D., Jackson, D. A., & Corke, M. (1983). A simple fibre Fabry-Perot sensor. *Optics Communications*, 45(2), 71-74.
- Kretschmann, E., & Raether, H. (1968). Radiative decay of non-radiative surface plasmons excited by light. *Z. Naturforsch. a*, 23(12), 2135-2136.
- Ku, Z., & Brueck, S. R. J. (2007). Comparison of negative refractive index materials with circular, elliptical and rectangular holes. *Optics express*, 15(8), 4515-4522.
- Kumari, S., Mohapatra, S., & Moirangthem, R. S. (2017). Development of flexible plasmonic plastic sensor using nanograting textured laminating film. *Materials Research Express*, 4(2), 025008.
- Kuttge, M., Vesseur, E. J. R., Verhoeven, J., Lezec, H. J., Atwater, H. A., & Polman, A. (2008). Loss mechanisms of surface plasmon polaritons on gold probed by cathodoluminescence imaging spectroscopy. *Applied Physics Letters*, 93(11), 113110.
- Lalanne, P., & Hugonin, J. P. (1998). High-order effective-medium theory of subwavelength gratings in classical mounting: application to volume holograms. *JOSA A*, 15(7), 1843-1851.
- Li, X., Shimizu, Y., Ito, S., Gao, W., & Zeng, L. (2013, January). Fabrication of diffraction gratings for surface encoders by using a Lloyd's mirror interferometer with a 405 nm laser diode. In *Eighth International Symposium on Precision Engineering Measurement and Instrumentation* (Vol. 8759, p. 87594Q). International Society for Optics and Photonics.
- Li, Y., Yuan, Y., Gong, D., Hu, W., & Yang, M. (2018). A SPR glucose sensor based on immobilized glucose oxidases and silica mesocellular foams. *IEEE Sensors Journal*, 18(6), 2229-2235.
- Liang, Y., Peng, W., Hu, R., & Zou, H. (2013). Extraordinary optical transmission based on subwavelength metallic grating with ellipse walls. *Optics express*, 21(5), 6139-6152.
- Ly, Z., Liu, J., Zhou, Y., Guan, Z., Yang, S., Li, C., & Chen, A. (2013). Highly sensitive fluorescent detection of small molecules, ions, and proteins using a universal label-free aptasensor. *Chemical Communications*, 49(48), 5465-5467.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Mohapatra, S., Kumari, S., & Moirangthem, R. S. (2017). Fabrication of a cost-effective polymer nanograting as a disposable plasmonic biosensor using nanoimprint lithography. *Materials Research Express*, 4(7), 076202.
- Moharam, M. G., & Gaylord, T. K. (1981). Rigorous coupled-wave analysis of planar-grating diffraction. *JOSA*, 71(7), 811-818.
- Nordlander, P., & Prodan, E. (2004). Plasmon hybridization in nanoparticles near metallic surfaces. *Nano Letters*, 4(11), 2209-2213.
- Oh, B. K., Kim, Y. K., Park, K. W., Lee, W. H., & Choi, J. W. (2004). Surface plasmon resonance immunosensor for the detection of *Salmonella typhimurium*. *Biosensors and Bioelectronics*, 19(11), 1497-1504.
- Otto, A. (1968). A new method for exciting non-radioactive surface plasma oscillations. *phys. stat. sol*, 26, K99-K101.
- Paniel, N., Baudart, J., Hayat, A., & Barthelmebs, L. (2013). Aptasensor and genosensor methods for detection of microbes in real world samples. *Methods*, 64(3), 229-240.
- Pechprasarn, S., & Albutt, N. (2019). Multiple Reflections Modeling for Multi-Layered Optical Structures. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 891, pp. 299-303). Trans Tech Publications Ltd.
- Pechprasarn, S., Chow, T. W., & Somekh, M. G. (2018). Application of confocal surface wave microscope to self-calibrated attenuation coefficient measurement by Goos-Hänchen phase shift modulation. *Scientific reports*, 8(1), 1-14.
- Pechprasarn, S., Larkthanakhachon, S., Zheng, G., Shen, H., Lei, D. Y., & Somekh, M. G. (2016). Grating-coupled Otto configuration for hybridized surface phonon polariton excitation for local refractive index sensitivity enhancement. *Optics express*, 24(17), 19517-19530.
- Pickup, J. C., Hussain, F., Evans, N. D., Rolinski, O. J., & Birch, D. J. (2005). Fluorescence-based glucose sensors. *Biosensors and Bioelectronics*, 20(12), 2555-2565.
- Polky, J. N., & Mitchell, G. L. (1974). Metal-clad planar dielectric waveguide for integrated optics. *JOSA*, 64(3), 274-279.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Pradana, J. S., Chalimah, S., & Hidayat, R. (2018, July). Fabrication of nanostructure grating polymer based coupling element for Surface Plasmon Resonance (SPR) sensors and its spectral reflectance characteristics. *Journal of Physics: Conference Series* 1057(1), 012009.
- Qian, L., Li, Q., Baryeh, K., Qiu, W., Li, K., Zhang, J., ... & Liu, G. (2019). Biosensors for early diagnosis of pancreatic cancer: a review. *Translational Research*, 213, 67-89.
- Rahi, A., Sattarahmady, N., & Heli, H. (2016). Label-free electrochemical aptasensing of the human prostate-specific antigen using gold nanoparticles. *Talanta*, 156, 218-224.
- Rahman, A., Panchal, K., & Kumar, S. (2011). Optical sensor for temperature measurement using bimetallic concept. *Optical Fiber Technology*, 17(4), 315-320.
- Robinson, S., & Dhanlaksmi, N. (2017). Photonic crystal based biosensor for the detection of glucose concentration in urine. *Photonic Sensors*, 7(1), 11-19.
- Sadeghi, Z., & Shirvani, H. (2019). High-performance label-free near-infrared SPR sensor for wide range of gases and biomolecules based on graphene-gold grating. *Plasmonics*, 14(5), 1179-1188.
- Sane, V., Patil, H., Sriram, G., & Sharan, P. (2015, April). Detection of glucose content in tears using photonic crystal based surface plasmon resonance. In *2015 Global Conference on Communication Technologies (GCCT)* (pp. 728-732). IEEE.
- Sasivimolkul, S., Pechprasarn, S., & Somekh, M. G. (2021). Analysis of Open Grating-Based Fabry-Pérot Resonance Structures With Potential Applications for Ultrasensitive Refractive Index Sensing. *IEEE Sensors Journal*, 21(9), 10628-10636.
- Schasfoort, R. B. (Ed.). (2017). *Handbook of surface plasmon resonance*. Royal Society of Chemistry.
- Schmid, J. H., Cheben, P., Bock, P. J., Halir, R., Lapointe, J., Janz, S., ... & Xu, D. X. (2011). Refractive index engineering with subwavelength gratings in silicon microphotonic waveguides. *IEEE Photonics Journal*, 3(3), 597-607.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Schneider, F., Draheim, J., Kamberger, R., & Wallrabe, U. (2009). Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS. *Sensors and Actuators A: Physical*, 151(2), 95-99.
- Singh, S., Mishra, S. K., & Gupta, B. D. (2013). Sensitivity enhancement of a surface plasmon resonance based fibre optic refractive index sensor utilizing an additional layer of oxides. *Sensors and Actuators A: Physical*, 193, 136-140.
- Stabler, G., Somekh, M. G., & See, C. W. (2004). High-resolution wide-field surface plasmon microscopy. *Journal of Microscopy*, 214(3), 328-333.
- Suzuki, H., Sugimoto, M., Matsui, Y., & Kondoh, J. (2008). Effects of gold film thickness on spectrum profile and sensitivity of a multimode-optical-fiber SPR sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 132(1), 26-33.
- Takayama, O., Bogdanov, A. A., & Lavrinenko, A. V. (2017). Photonic surface waves on metamaterial interfaces. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 29(46), 463001.
- Taylor, J. R. (2005). *Classical mechanics*. University Science Books.
- Unnikrishnan, B., Palanisamy, S., & Chen, S. M. (2013). A simple electrochemical approach to fabricate a glucose biosensor based on graphene-glucose oxidase biocomposite. *Biosensors and Bioelectronics*, 39(1), 70-75.
- Wang, R., & Li, Y. (2013). Hydrogel based QCM aptasensor for detection of avian influenza virus. *Biosensors and Bioelectronics*, 42, 148-155.
- Whitney, A. V., Elam, J. W., Zou, S., Zinovev, A. V., Stair, P. C., Schatz, G. C., & Van Duyne, R. P. (2005). Localized surface plasmon resonance nanosensor: a high-resolution distance-dependence study using atomic layer deposition. *The Journal of Physical Chemistry B*, 109(43), 20522-20528.
- Willner, I., & Katz, E. (2000). Integration of layered redox proteins and conductive supports for bioelectronic applications. *Angewandte Chemie International Edition*, 39(7), 1180-1218.
- Xia, Y., & Whitesides, G. M. (1998). Soft lithography. *Annual review of materials science*, 28(1), 153-184.

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Xu, F., Ren, D., Shi, X., Li, C., Lu, W., Lu, L., ... & Yu, B. (2012). High-sensitivity Fabry–Perot interferometric pressure sensor based on a nanothick silver diaphragm. *Optics letters*, 37(2), 133-135.
- Xue, K., Zhou, S., Shi, H., Feng, X., Xin, H., & Song, W. (2014). A novel amperometric glucose biosensor based on ternary gold nanoparticles/polypyrrole/reduced graphene oxide nanocomposite. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 203, 412-416.
- Yanase, Y., Hiragun, T., Ishii, K., Kawaguchi, T., Yanase, T., Kawai, M., ... & Hide, M. (2014). Surface plasmon resonance for cell-based clinical diagnosis. *Sensors*, 14(3), 4948-4959.
- Yang, Q. (2016). Compact high-resolution Littrow conical diffraction spectrometer. *Applied optics*, 55(18), 4801-4807.
- Yoshino, T., Kurosawa, K., Itoh, K., & Ose, T. (1982). Fiber-optic Fabry-Perot interferometer and its sensor applications. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 30(10), 1612-1621.
- Zhou, W. (2013). *Nanoimprint lithography: an enabling process for nanofabrication*. Springer Science & Business Media.



ภาคผนวก ก
สมการของเฟรเดเนล

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

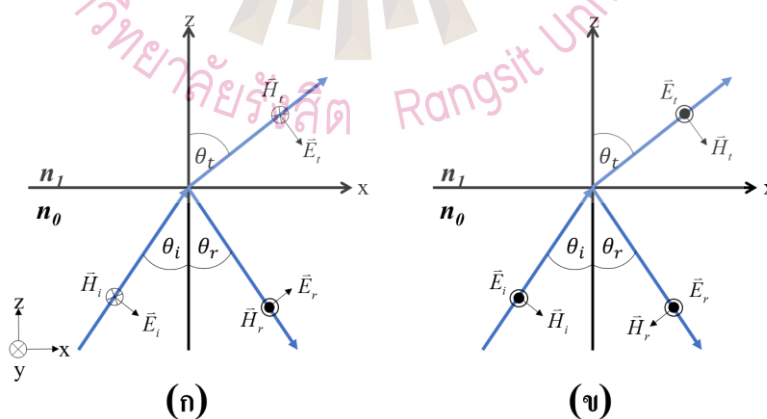
สมการของเฟรสเนล (Fresnel's equations)

สมการของเฟรสเนล (Yu et al., 2011; เพ็ชรประสาน, 2559) เป็นการหาความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน (Reflection coefficient: r) และค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (Transmission coefficient: t) จากการคำนวณเวกเตอร์ของสนามไฟฟ้าที่ตกกระทบ ซึ่งเกิดเป็นสนามไฟฟ้าสะท้อนและสนามไฟฟ้าส่งผ่าน โดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจากสมการแม่เหล็กไฟฟ้าของแมกซ์เวลล์ (Maxwell's equations of electromagnetism) ดังสมการที่ ก-1

$$|\vec{H}| = \sqrt{\frac{\epsilon}{\mu}} |\vec{E}| \quad (\text{ก-1})$$

เมื่อ \vec{H} คือสนามแม่เหล็ก หน่วย T
 \vec{E} คือสนามไฟฟ้า หน่วย V/m
 ϵ คือสภาพยอม หน่วย F/m และ
 μ คือ สภาพำให้ซึมผ่าน หน่วย H/m

รูปที่ ผก1 แสดงองค์ประกอบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าของแสงที่ตกกระทบบริเวณรอยต่อของสองตัวกลางของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีและโพลาไรเซชันแบบเอส



รูปที่ ผก1 แสดงลักษณะของแสงที่มี (ก) โพลาไรเซชันแบบพี และ (ข) โพลาไรเซชันแบบเอส ตกกระทบบริเวณรอยต่อของสองตัวกลาง

ที่มา: สุวิชา ศศิวิมลกุล, 2564

- เมื่อ \vec{H}_i คือ สนามแม่เหล็กตกกระทบ หน่วย T
 \vec{H}_r คือ สนามแม่เหล็กสะท้อนกลับ หน่วย T
 \vec{H}_t คือ สนามแม่เหล็กส่งผ่าน หน่วย T
 \vec{E}_i คือ สนามไฟฟ้าตกกระทบ หน่วย V/m
 \vec{E}_r คือ สนามไฟฟ้าสะท้อนกลับ หน่วย V/m
 \vec{E}_t คือ สนามไฟฟ้าส่งผ่าน หน่วย V/m
 θ_i คือ มุมตกกระทบ หน่วย °
 θ_r คือ มุมสะท้อน หน่วย °
 θ_t คือ มุมหักเหหรือมุมส่งผ่าน หน่วย °
 n_0 คือ ดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงตกกระทบ หน่วย RIU
 และ n_1 คือ ดัชนีหักเหของตัวกลางที่แสงส่งผ่าน หน่วย RIU

องค์ประกอบเวกเตอร์ทางแกน x ของสนามไฟฟ้าของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีและโพลาไรเซชันแบบเอส แสดงดังสมการที่ ก-2 และ ก-4 ตามลำดับ

องค์ประกอบเวกเตอร์ทางแกน y ของสนามไฟฟ้าของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบพีและโพลาไรเซชันแบบเอส แสดงดังสมการที่ ก-3 และ ก-5 ตามลำดับ

$$|\vec{H}_i| \cos \theta_i + |\vec{E}_r| \cos \theta_r = |\vec{E}_t| \cos \theta_t \quad (\text{ก-2})$$

$$|\vec{H}_i| - |\vec{H}_r| = |\vec{H}_t| \quad (\text{ก-3})$$

$$|\vec{H}_i| \cos \theta_i - |\vec{H}_r| \cos \theta_r = |\vec{H}_t| \cos \theta_t \quad (\text{ก-4})$$

$$|\vec{E}_i| + |\vec{E}_r| = |\vec{E}_t| \quad (\text{ก-5})$$

การหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนสามารถหาได้จาก $r = |\vec{E}_r|/|\vec{E}_i|$ และค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านหาได้จาก $t = |\vec{E}_t|/|\vec{E}_i|$ ดังนั้น

กรณีแสงมีโพลาไรเซชันแบบพี การหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่มีโพลาไรเซชันแบบพี (r_p) และค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านที่มีโพลาไรเซชันแบบพี (t_p) คำนวณได้จากสมการที่ ก-2 และ ก-3 ได้ดังแสดงสมการที่ ก-6 และ ก-7 ตามลำดับ

$$r_p = \frac{|\bar{E}_r|}{|\bar{E}_i|} = \frac{n_0 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_0 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} = \frac{\tan(\theta_i - \theta_t)}{\tan(\theta_i + \theta_t)} \quad (\text{ก-6})$$

$$t_p = \frac{|\bar{E}_t|}{|\bar{E}_i|} = \frac{2n_0 \cos \theta_i}{n_0 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} = \frac{2 \sin \theta_i \cos \theta_t}{\sin(\theta_i + \theta_t) \cos(\theta_i - \theta_t)} \quad (\text{ก-7})$$

กรณีแสงมีโพลาไรเซชันแบบเอส การหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่มีโพลาไรเซชันแบบเอส (r_s) และค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านที่มีโพลาไรเซชันแบบเอส (t_s) คำนวณได้จากสมการที่ ก-4 และ ก-5 ได้ดังแสดงสมการที่ ก-8 และ ก-9 ตามลำดับ

$$r_s = \frac{|\bar{E}_r|}{|\bar{E}_i|} = \frac{n_0 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_0 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} = \frac{\sin(\theta_i - \theta_t)}{\sin(\theta_i + \theta_t)} \quad (\text{ก-8})$$

$$t_s = \frac{|\bar{E}_t|}{|\bar{E}_i|} = \frac{2n_0 \cos \theta_i}{n_0 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} = \frac{2 \sin \theta_i \cos \theta_t}{\sin(\theta_i + \theta_t)} \quad (\text{ก-9})$$

จากความสัมพันธ์ทั้งหมดสามารถนำมาเขียนเป็นฟังก์ชันบนโปรแกรมแมตแลบได้ดังนี้

```
function (rs,rp,ts,tp)=reftraextrN(sthinc0,n,d,lambda)
```

```
MM=size(n);
```

```
MM=MM(2);
```

```
(a,npts)=size(sthinc0);
```

```
sthinc=zeros(MM,npts);
```

```
cthinc=zeros(MM,npts);
```

```
delta=zeros(MM,npts);
```

```
for ii=1:MM
```

```
    sthinc(ii,:)=n(1)*sthinc0/n(ii);
```

```
    cthinc(ii,:)=sqrt(1.-(sthinc(ii,:).*sthinc(ii,:)));
```

```
    delta(ii,:)=2.*pi*n(ii)*d(ii)*cthinc(ii,:)./lambda;
```

```
end
```

```
rpN=zeros(MM-1,npts);
```

```
rsN=zeros(MM-1,npts);
```

```
tpN=zeros(MM-1,npts);
```

```
tsN=zeros(MM-1,npts);
```

```

for ii=2:MM
    rpN(ii-1,:)=((n(ii-1)*cthinc(ii,:))-n(ii)*cthinc(ii-1,:))./((n(ii-1)*cthinc(ii,:))+n(ii)*cthinc(ii-1,:));
    rsN(ii-1,:)=((n(ii-1)*cthinc(ii-1,:))-n(ii)*cthinc(ii,:))./((n(ii-1)*cthinc(ii-1,:))+n(ii)*cthinc(ii,:));
    tpN(ii-1,:)=(2.*n(ii-1)*cthinc(ii-1,:))./((n(ii-1)*cthinc(ii,:))+n(ii)*cthinc(ii-1,:));
    tsN(ii-1,:)=(2.*n(ii-1)*cthinc(ii-1,:))./((n(ii-1)*cthinc(ii-1,:))+n(ii)*cthinc(ii,:));
end
tp=zeros(1,npts);
ts=zeros(1,npts);
rp=zeros(1,npts);
rs=zeros(1,npts);
for jj=1:npts
    for ii=1:MM-1
        Ip(1,1)=1.;
        Ip(1,2)=rpN(ii,jj);
        Ip(2,2)=1.;
        Ip(2,1)=rpN(ii,jj);
        Ip=Ip/tpN(ii,jj);
        Is(1,1)=1.;
        Is(1,2)=rsN(ii,jj);
        Is(2,2)=1.;
        Is(2,1)=rsN(ii,jj);
        Is=Is/tsN(ii,jj);
        if ii==1
            prop(1,1)=exp(-1i*delta(ii+1,jj));
            prop(2,2)=exp(1i*delta(ii+1,jj));
            prop(1,2)=0;
            prop(2,1)=0;
            Stotp=Ip*prop;

```



```

    Stots=Is*prop;
end
if ii>1&&ii<MM-1
    prop(1,1)=exp(-1i*delta(ii+1,jj));
    prop(2,2)=exp(1i*delta(ii+1,jj));
    prop(1,2)=0;
    prop(2,1)=0;
    Stotp=Stotp*Ip*prop;
    Stots=Stots*Is*prop;
end
if ii==MM-1
    Stotp=Stotp*Ip;
    Stots=Stots*Is;
end
end
tp(1,jj)=1./Stotp(1,1);
rp(1,jj)=Stotp(2,1)*tp(1,jj);
ts(1,jj)=1./Stots(1,1);
rs(1,jj)=Stots(2,1)*ts(1,jj);
end

```

ฟังก์ชัน `refitraextrN` ใช้สำหรับการคำนวณการค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน และสัมประสิทธิ์การส่งผ่านของแสงที่มีโพลาไรเซชันแบบเอสและแบบพี ได้แก่ r_p , r_s , t_p และ t_s โดยตัวแปรที่ต้องนำเข้าสู่ฟังก์ชัน ได้แก่ `sthinc0` คือค่าฟังก์ชันไซน์ของมุมตกกระทบ n คือ ค่าดัชนีหักเหของโครงสร้างเซมิคอนดักเตอร์แต่ละชั้น d คือ ค่าความหนาของโครงสร้างเซมิคอนดักเตอร์แต่ละชั้น และ λ คือ ความยาวคลื่นตกกระทบในสุญญากาศ



การประมาณค่าตำแหน่งโหมคฟารี-เปโรต์ด้วยสมการของเฟรสเนล และสมการการจับคู่เฟส คือ การประมาณโครงสร้างเกรตติงให้เสมือนเป็น โครงสร้างผิวเรียบที่สามารถนำไปคำนวณด้วยสมการของเฟรสเนลได้ วิธีการนี้ทำให้สามารถประมาณค่าเฟสที่สะท้อนจากรอยต่อที่ 1 และรอยต่อที่ 2 ของโครงสร้างได้ สมมติให้เซนเซอร์มีโครงสร้างเซนเซอร์แบบ 4 ชั้น ได้แก่ ชั้นแก้วรองรับ ทองคำ ชั้นส่นพ้อง และชั้นของตัวอย่าง โดยแต่ละชั้นมีความหนาเท่ากับ 0 d_{gold} hg และ 0 (สมมติให้ชั้นของตัวอย่างมีค่าเป็นอนันต์ หรือเป็น 0) ตามลำดับ และมีค่าดัชนีหักเหเท่ากับ n_0 n_{gold} n_{eff} และ n_s ตามลำดับ จากนั้นหากต้องการหาค่าเฟส φ_{lower} ให้กำหนด n_s ให้มีค่าเท่ากับ 1.52 หรือค่าดัชนีหักเหของแก้วที่เป็นแผ่นรองรับของเซนเซอร์ และหากต้องการหาค่าเฟส φ_{upper} ให้กำหนด n_s ให้มีค่าเท่ากับค่าดัชนีหักเหของตัวอย่าง เช่น อากาศ เป็นต้น

โปรแกรมการคำนวณตำแหน่งของโหมคฟารี-เปโรต์ด้วยสมการของเฟรสเนลและสมการการจับคู่เฟสเป็นดังที่แสดงด้วยโปรแกรมด้านล่างดังนี้

```
clear
clc
close all
addpath('functions');

npts=201;
nptshg=201;
n1 = 1.52;
nPDMS = 1.4283;
FF = 0.3;
n3 = 1;
ngold=0.18344-3.4332i;
dgold = 0.048;
hg = linspace(0,5,nptshg);
lambda0 = 0.633;
lambdag = 1.25*0.633;
calculation_mode=1;
```

```

neff=sqrt(nPDMS^2*FF+n3^2*(1-FF));
sthinc0=linspace(0.9/n1,1.4/n1,npts);
hg=linspace(0,5,nptshg)*lambda0;
m=0;
kzcavity=sqrt((2*pi/lambda0*neff)^2-(2*pi/lambda0*n1*sthinc0+m*2*pi/lambda0).^2);
numM=7;

if calculation_mode==1
    for M=0:numM
        disp(M)
        for ii=1:nptshg
            n=(ngold neff n1);
            d=(dgold hg(ii) 0);
            (rs1,rp1,ts,tp)=reftraextrN(n1/neff*sthinc0,n,d,lambda0);
            phi_lower=angle(rp1);

            n=(ngold neff n3);
            (rs2,rp2,ts,tp)=reftraextrN(n1/neff*sthinc0,n,d,lambda0);
            phi_upper=angle(rp2);

            hg_sol(M+1,:)=((-phi_upper-phi_lower+2*pi*M)/(2*kzcavity));
        end
    end
elseif calculation_mode==2
    for M=0:numM
        disp(M)
        for ii=1:nptshg
            n=(ngold neff n1);
            d=(dgold hg(ii) 0);

```

```

(rs1,rp1,ts,tp)=reftraextrN(n1/neff*sthinc0,n,d,lambda0);
phi_lower_s=angle(rs1);

n=(ngold neff n3);
(rs2,rp2,ts,tp)=reftraextrN(n1/neff*sthinc0,n,d,lambda0);
phi_upper_s=angle(rs2);
hg_sol_s(M+1,:)=((-phi_upper_s-phi_lower_s+2*pi*M)/(2*kzcavity));
end
end
end

k0 = 2*pi/lambda0;
if calculation_mode==1
    plot(n1*sthinc0,real(hg_sol)/lambda0,'Color',(0 255 255)/255,'linestyle','--','linewidth',3);
elseif calculation_mode==2
    plot(n1*sthinc0,real(hg_sol_s)/lambda0,'Color',(0 255 255)/255,'linestyle','--','linewidth',3);
end
colorbar;colorbar('Ticks',(0:0.2:1));
xlabel('k_i_n_c/k_0')
ylabel('h_g/lambda_0')
set(gca,'FontName','Times','FontSize',18,'fontweight','bold');
set(gcf, 'Color', 'w');
axis((0.9 1.4 0 5))

```

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ	ศุวิชา ศศิวิมลกุล
วัน เดือน ปีเกิด	23 พฤษภาคม 2539
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย
ประวัติการศึกษา	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์, 2560
ทุนวิจัยที่ได้รับระหว่างการศึกษ	ปี 2561 – 2562 ผู้ร่วมวิจัยโครงการวิจัยเรื่อง “การผลิตแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ในทางการแพทย์โดยใช้พอลิไฮดรอกซีอัลคาโนเอต” เพื่อสมัครขอรับทุนมุ่งเป้าด้านพลาสติกชีวภาพ ประจำปี 2560 จากสำนักงานพัฒนาเศรษฐกิจจากฐานชีวภาพ (องค์การมหาชน) ปี 2561 – 2562 นักวิจัยโครงการวิจัยเรื่อง “การสร้างระบบไบโอเซนเซอร์เชิงแสงตรวจวัดระดับน้ำตาลกลูโคสชนิดไม่รุกรานในปัสสาวะของผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวาน” เพื่อสมัครขอรับทุนโครงการพัฒนาศักยภาพบุคลากร STEM (Science, Technology Engineering, and Mathematics) เพื่อการวิจัยและพัฒนาสำหรับภาคอุตสาหกรรม จากสำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.) ปี 2561 – 2562 ผู้ร่วมวิจัยโครงการวิจัยเรื่อง “การสร้างชุดอุปกรณ์กล้องจุลทรรศน์สำหรับการถ่ายภาพในระบบต้นแบบโฟโตลิโทกราฟีแบบไม่ใช้มาสก์แสง” ของสถาบันวิจัยมหาวิทยาลัยรังสิต รอบ 1/2561 ปี 2563 – 2564 ผู้ร่วมวิจัยโครงการวิจัยเรื่อง “การขึ้นรูปเซนเซอร์สำหรับตรวจวัดคลื่นเสียงความถี่สูงด้วยโครงสร้างเกรตติงที่ผลิตจากวัสดุยืดหยุ่น” ของสถาบันวิจัยมหาวิทยาลัยรังสิต รอบ 1/2563
ที่อยู่ปัจจุบัน	56/46 บางชัน คลองสามวา กรุงเทพมหานคร 10510