

**OPTIMASI DESAIN SENSOR SPR BERBASIS FIBER OPTIK  
MENGUNAKAN METODE BEDA HINGGA DOMAIN WAKTU (FDTD)  
UNTUK MENGUKUR KONSENTRASI GLUKOSA DALAM URINE**

**SKRIPSI**

Oleh:  
**DEDI RIANA**  
NIM. 18640027



**PROGRAM STUDI FISIKA  
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI  
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM  
MALANG  
2023**

**OPTIMASI DESAIN SENSOR SPR BERBASIS FIBER OPTIK  
MENGUNAKAN METODE BEDA HINGGA DOMAIN WAKTU (FDTD)  
UNTUK MENGUKUR KONSENTRASI GLUKOSA DALAM URINE**

**SKRIPSI**

**Diajukan kepada:  
Fakultas Sains dan Teknologi  
Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang  
Untuk Memenuhi Salah Satu Persyaratan Dalam  
Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si.)**

**Oleh:  
DEDI RIANA  
NIM. 18640027**

**PROGRAM STUDI FISIKA  
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI  
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM  
MALANG  
2023**

## HALAMAN PERSETUJUAN

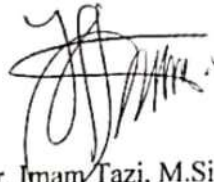
OPTIMASI DESAIN SENSOR SPR BERBASIS FIBER OPTIK  
MENGUNAKAN METODE BEDA HINGGA DOMAIN WAKTU (FDTD)  
UNTUK MENGUKUR KONSENTRASI GLUKOSA DALAM URINE

SKRIPSI

Oleh:  
DEDI RIANA  
NIM. 18640027

Telah Diperiksa dan Disetujui untuk Diuji  
Pada tanggal, 20 Juni 2023

Pembimbing I



Dr. Imam Tazi, M.Si.  
NIP. 19740730 200312 1 002

Pembimbing II



Muthmainnah, M.Si.  
NIP. 19860325 201903 2 009

Mengetahui,  
Kepala Program Studi



Dr. Imam Tazi, M.Si.  
NIP. 19740730 200312 1 002


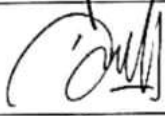
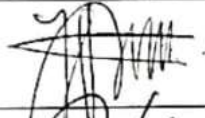

## HALAMAN PENGESAHAN

OPTIMASI DESAIN SENSOR SPR BERBASIS FIBER OPTIK  
MENGUNAKAN METODE BEDA HINGGA DOMAIN WAKTU (FDTD)  
UNTUK MENGUKUR KONSENTRASI GLUKOSA DALAM URINE

### SKRIPSI

Oleh:  
DEDI RIANA  
NIM. 18640027

Telah Dipertahankan di Depan Dewan Penguji  
dan Diterima sebagai Salah Satu Persyaratan  
untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si.)  
Pada Tanggal, 20 Juni 2023

Penguji Utama	: <u>Farid Samsu Hananto, M.T.</u> NIP. 19740513 200312 1 001	
Ketua Penguji	: <u>Arista Romadani, M.Si.</u> NIP. 19900905 201903 1 018	
Sekretaris Penguji	: <u>Dr. Imam Tazi, M.Si.</u> NIP. 19740730 200312 1 002	
Anggota Penguji	: <u>Muthmainnah, M.Si.</u> NIP. 19860325 201903 2 009	

Mengesahkan,  
Ketua Program Studi



Dr. Imam Tazi, M.Si.  
NIP. 19740730 200312 1 002

## LEMBAR PERNYATAAN ORISINALITAS KARYA

Yang bertanda tangan di bawah ini, saya:

Nama : Dedi Riana  
Tempat & tanggal lahir : Indramayu, 08 Juni 2000  
Alamat Tempat Tinggal : Jalan Simpang Sunan Kalijaga 6, Kelurahan Dinoyo,  
Kecamatan Lowokwaru, Kota Malang, Provinsi  
Jawa Timur  
Alamat email : ddediri@gmail.com  
HP : 083148346593  
Judul Karya Tulis Ilmiah : Desain Sensor SPR Berbasis Film Perak dengan  
Penambahan Lapisan Graphene Sebagai Peningkat  
Sensitivitas dan Pelindung dari Proses Oksidasi:  
Studi Simulasi untuk Deteksi Virus Dengue

Dengan ini saya menyatakan bahwa karya tulis ilmiah yang saya sertakan dalam Lomba Karya Tulis Ilmiah (KTI) WSC UIN Walisongo Semarang 2023 adalah benar-benar hasil karya saya sendiri, bukan jiplakan karya orang lain dan belum pernah diikutkan dalam segala bentuk perlombaan serta belum pernah dimuat di manapun.

Apabila di kemudian hari ternyata tulisan/naskah saya tidak sesuai dengan pernyataan ini, maka secara otomatis tulisan/naskah saya dianggap gugur. Demikian pernyataan ini dibuat dengan sebenarnya.

Malang, 26 Mei 2023

  
Dedi Riana

## **MOTTO**

Rahmat Allah *Azza Wa Jalla* sangat luas, mintalah pengampunan pada-Nya.

Mulailah hari-hari dengan bersyukur dan beristighfar.

Sebaik-baik petunjuk adalah petunjuk Rasulullah *Shallallaahu 'Alaihi Wasallam*  
maka ikutilah petunjuknya.

Teruslah berdo'a kepada Allah *Rabbil 'Aalamiin*.

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Alhamdulillah, segala puji dan syukur bagi *rabbil 'aalamiin* yang tujuan hidup manusia hanyalah beribadah kepada-Nya dan mencintai-Nya. Maka, tak pantaslah karya ini dipersembahkan kepada selain-Nya. Sholawat serta salam semoga tercurah kepada Rasulullah *Shallallaahu 'Alaihi Wasallam*, yang tentunya cinta selalu tumbuh untuknya.

Kemudian, semoga Allah *'Azza Wa Jalla* meridhoi keluarga dan para sahabat Rasulullah *Shallallaahu 'Alaihi Wasallam*, serta para 'Ulama. Semoga Allah *'Azza Wa Jalla* memberikan kebaikan yang banyak untuk yang tersayang, Ibu dan Ayah penulis, yang cinta pada anak-anaknya tak pernah lekang. Juga, semoga Allah *'Azza Wa Jalla* memberikan kebaikan untuk kakak-kakak penulis yang selalu mendukung penuh. Serta untuk keluarga besar.

Semoga kebaikan juga selalu Allah *'Azza Wa Jalla* berikan untuk para pembimbing, dosen, dan peneliti program studi Fisika UIN Malang dan Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN). Serta, teman-teman penulis yang telah menemani selama penulis menempuh studi.

## KATA PENGANTAR

*Alhamdu lillaahi rabbil 'alamiin.* Shalawat dan salam semoga tercurah kepada Rasulullah *Shallallaahu 'Alaihi Wasallam.* Serta, semoga Allah meridhoi dan merahmati para keluarga dan sahabat Rasulullah *Shallallaahu 'Alaihi Wasallam,* serta para 'Ulama. Penulis bersyukur atas semua yang Allah 'Azza Wa Jalla berikan termasuk kesempatan untuk belajar di perguruan tinggi ini. Kemudian, semoga Allah 'Azza Wa Jalla selalu memberikan perlindungan, kesehatan, keselamatan, kebahagiaan, dan kebaikan lainnya di dunia dan akhirat kepada yang tersayang, ibu dan ayah penulis, serta keluarga mereka berdua.

Penulis bersyukur kepada Allah 'Azza Wa Jalla yang telah mempertemukan penulis dengan orang-orang baik selama menjalankan studi ini. Ucapan terima kasih mungkin tak membalas kebaikan mereka. Sehingga, do'a baik adalah yang mungkin bisa penulis tulis di pengantar ini; semoga Allah 'Azza Wa Jalla membalas kebaikan bapak Dr. Imam Tazi dan bapak Dr. Eng. Wildan Panji Tresna yang telah membimbing penulis, serta menjadi mentor penulis. Ibu Dr. Lia Aprilia, beliau banyak membantu penulis dalam kegiatan penelitian dan penulisan. Ibu Muthmainnah M.Si., ibu Wiwis Sasmitaninghidayah, M.Si., bapak Farid Samsu Hananto, MT., dan bapak Arista Romadani yang telah memberikan banyak kontribusi kepada penulis selama studi. Serta seluruh dosen dan staff program studi fisika, dan juga seluruh peneliti dan staff Pusat Riset Fotonik BRIN. Pastinya penulis ingin menyebutkan satu-satu yang telah banyak membantu penulis selama ini, namun sepertinya luas 1 lembar kertas tak cukup.

Malang, Juni 2023

Penulis

## DAFTAR ISI

<b>COVER</b> .....	<b>i</b>
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	<b>ii</b>
<b>HALAMAN PERSETUJUAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN</b> .....	<b>iv</b>
<b>HALAMAN PERNYATAAN</b> .....	<b>v</b>
<b>MOTTO</b> .....	<b>vi</b>
<b>HALAMAN PERSEMBAHAN</b> .....	<b>vii</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>viii</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>ix</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xi</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	<b>xiv</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	<b>xv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xvi</b>
<b>المخلص</b> .....	<b>xvii</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	4
1.3 Tujuan Penelitian .....	4
1.4 Batasan Masalah.....	4
1.5 Manfaat Penelitian .....	5
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>6</b>
2.1 Integrasi Islam, Ilmu dan Teknologi Kesehatan .....	6
2.2 Pendahuluan Mengenai Glukosa dalam Urine (Glukosuria) .....	8
2.3 Gelombang Elektromagnetik .....	9
2.3.1 Constitutive Relation dan Sifat Medium .....	10
2.3.2 Boundary Condition – Persamaan Maxwell.....	12
2.3.3 Persamaan Gelombang Elektromagnetik .....	14
2.4 Fenomena Eksitasi Surface Plasmons (SPs) .....	16
2.4.1 Model Permittivitas Dielektrik Konduktor.....	16
2.4.2 Surface Plasmons pada Antarmuka Dielektrik-Logam Tunggal.....	20
2.4.3 Karakteristik Logam Cu, Ag, dan Au.....	22
2.5 Sensor Surface Plasmon Resonance (SPR) Berbasis Fiber Optik .....	24
2.6 Metode FDTD dan Perangkat Lunak Ansys Lumerical FDTD .....	30
<b>BAB III METODE PENELITIAN</b> .....	<b>31</b>
3.1 Fitur Pemodelan dan Simulasi pada Ansys Lumerical FDTD .....	32
3.2 Optimasi Material dan Ketebalan Lapisan Plasmonik.....	33
3.3 Investigasi Pengaruh Variasi Panjang Zona Sensing .....	36
3.4 Optimasi Diameter dan Refraktif Indeks Core.....	36
3.5 Investigasi Pengaruh Perbedaan Desain Probe Sensing .....	38
3.6 Parameter Performa Sensor.....	40

<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>42</b>
4.1 Optimasi Material dan Ketebalan Lapisan Plasmonik.....	42
4.2 Pengaruh Panjang Zona Sensing.....	47
4.3 Optimasi Diameter dan Refraktif Indeks Core.....	51
4.4 Perbandingan Desain Forward dan Backward Scattering.....	54
4.5 Integrasi Kajian Keislaman dan Hasil Penelitian.....	58
<b>BAB V PENUTUP .....</b>	<b>61</b>
5.1 Kesimpulan .....	61
5.2 Saran .....	63
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>64</b>
<b>LAMPIRAN .....</b>	<b>69</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Respons medium dalam densitas polarisasi $P$ terhadap medan listrik $E$ . Diadaptasi dari Saleh dan Teich (2019) .....	12
Gambar 2.2	(a) Ilustrasi boundary condition pada antarmuka dengan dua medium yang berbeda dan (b) pada lembaran dengan keberadaan densitas arus. Diadaptasi dari Inan dan Marshall (2011) .....	12
Gambar 2.3	Geometri antarmuka logam-dielektrik planar .....	20
Gambar 2.4	Permittivitas dan refraktif indeks logam Cu, Ag, dan Au di daerah panjang gelombang 400 – 1200 nm (Palik, 1997). (a) Bagian permitivitas real dan (b) permitivitas imajiner. (c) Bagian refraktif indeks real dan (d) refraktif indeks imajiner .....	23
Gambar 2.5	Mekanisme sensor SPR berbasis konfigurasi Kretschmann. Kurva dispersi relasi (kanan atas) dan reflektansi versus sudut datang (kanan bawah) .....	25
Gambar 2.6	Desain umum sensor SPR berbasis fiber optik.....	26
Gambar 2.7	Tipikal skema mekanisme set up eksperimen sensor SPR berbasis fiber optik (Huang dkk., 2022).....	28
Gambar 3.1	Alur penelitian optimasi desain sensor fiber optik berbasis SPR untuk sensor glukosa di dalam urine .....	31
Gambar 3.2	Alur instruksi pemodelan dan simulasi .....	32
Gambar 3.3	Diagram alir optimasi ketebalan lapisan logam .....	33
Gambar 3.4	Ilustrasi pemodelan struktur desain probe sensing dengan konfigurasi forward scattering.....	35
Gambar 3.5	Ilustrasi pemodelan struktur desain probe sensing dengan konfigurasi backward scattering.....	33
Gambar 3.6	Bentuk spektrum transmitansi (T), ilustrasi pergeseran panjang gelombang resonansi $\Delta\lambda_{SPR}$ , dan FWHM spektrum (inset).....	37
Gambar 4.1	Spektrum transmitansi SPR untuk pengukuran $n_a = 1.335$ dengan material lapisan (a) Cu, (b) Ag, dan (c) Au pada ketebalan 20 nm ( <b>hitam</b> ), 40 nm ( <b>merah</b> ), 60 nm ( <b>hijau</b> ), 80 nm ( <b>kuning</b> ), dan 100 nm ( <b>merah muda</b> ). .....	42
Gambar 4.2	(a) Rata-rata FWHM dan (b) rata-rata transmitansi minimum pada $\lambda_{SPR}$ dari seluruh pengukuran $n_a = 1.335 - 1.347$ .....	43
Gambar 4.3	Sensitivitas sensor dengan lapisan Cu, Ag, dan Au untuk ketebalan 20 – 100 nm.....	44
Gambar 4.4	(a) $QF$ dan (b) $FOM$ sensor dengan coating Cu, Ag, dan Au untuk ketebalan 20 – 100 nm.....	45
Gambar 4.5	Spektrum transmitansi SPR untuk panjang zona sensing (a) 100, (b) 200, dan (c) 300 $\mu\text{m}$ serta (d) $T_{min}$ - dan (e) FWHM-nya .....	48
Gambar 4.6	Kurva fitting linear antara panjang gelombang resonansi $\lambda_{SPR}$ dan refraktif indeks analit $n_a$ untuk panjang probe (a) 100, (b) 200, dan (c) 300 $\mu\text{m}$ serta (d) $QF$ - dan (e) FOM-nya.....	49
Gambar 4.7	Hasil optimasi core diameter untuk refraktif indeks core 1.46. (a) Spektrum transmitansi untuk variasi core diameter pada pengukuran $n_a = 1.335$ dan (b) panjang gelombang resonansi $\lambda_{SPR}$	

	dengan variasi $n_a$ . (c) $S$ , (d) $QF$ , dan (e) $FOM$ terhadap variasi core diameter .....	51
Gambar 4.8	Hasil optimasi core diameter untuk 1.52. (a) Spektrum transmitansi untuk variasi core diameter pada pengukuran $n_a = 1.335$ dan (b) panjang gelombang resonansi $\lambda_{SPR}$ dengan variasi $n_a$ . (c) $S$ , (d) $QF$ , dan (e) $FOM$ terhadap variasi core diameter .....	53
Gambar 4.9	(a) Spektrum transmitansi untuk forward scattering dan (b) backward scattering pada setiap pengukuran $n_a$ . (c) Kurva fitting linear antara panjang gelombang resonansi $\lambda_{SPR}$ dan refraktif indeks analit $n_a$ untuk kedua desain.....	55
Gambar 4.10	(a) Potongan tampilan struktur probe sensing pada $xy$ view. (b) Spektrum transmitansi dengan $n_a = 1.335$ . Distribusi medan di sekitaran lapisan Ag pada panjang gelombang (c,d) 400 nm dan (e,f) 587.86 nm. ....	57

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Beberapa parameter frekuensi plasma dan energi plasma Cu, Ag, dan Au di daerah optik (Nickelson, 2018) .....	23
Tabel 3.1	Refraktif indeks urine dengan konsentrasi variasi glukosa (Ahmad, 2010).....	34
Tabel 4.1	DA sensor dengan coating Cu, Ag, dan Au untuk ketebalan ( $t_{Cu} = t_{Ag} = t_{Au} =$ ) 20 hingga 100 nm .....	45
Tabel 4.2	Rangkuman parameter performa sinyal sensor dengan desain forward scattering dan backward scattering .....	56

## DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Simulasi Probe Sensing melalui Ansys Lumerical FDTD .....	70
Lampiran 2 Analisis Data melalui Origin .....	72
Lampiran 3 Bukti Konsultasi Skripsi .....	73

## ABSTRAK

Riana, Dedi. 2023. **Optimasi Desain Sensor SPR Berbasis Fiber Optik Menggunakan Metode Beda Hingga Domain Waktu (FDTD) untuk Mengukur Konsentrasi Glukosa dalam Urine**. Skripsi. Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Pembimbing: (I) Dr. Imam Tazi, M.Si (II) Muthmainnah, M.Si

---

**Kata Kunci:** Sensor, *Surface Plasmon Resonance*, *Finite-Difference Time-Domain*, *Fiber Optik*

Pekerjaan ini membahas optimasi desain sensor SPR berbasis fiber optik sebagai pengukur konsentrasi glukosa dalam urine melalui simulasi finite-difference time-domain (FDTD). Ada beberapa parameter fisik probe sensor yang dioptimasi dan diinvestigasi pengaruhnya terhadap performa sinyal sensor, antara lain, material dan ketebalan lapisan plasmonik, panjang zona sensing, refraktif indeks dan diameter core, dan desain probenya. Hasil menunjukkan bahwa setiap material plasmonik Cu, Ag, dan Au memiliki performa sensor yang berbeda. Selain itu, semakin tebal lapisan plasmonik semakin dangkal dip resonansi yang muncul, ini terjadi di semua material tersebut. Material yang paling optimal adalah Ag dengan ketebalan 60 nm, di mana sensitivitas maksimum yang didapat adalah  $S = 2498.9$  nm/RIU. Kemudian, panjang zona sensing mempengaruhi kedalaman dip resonansi. Semakin panjang zona sensing, semakin dalam dip yang dimunculkan, di mana untuk panjang zona sensing 100, 200, dan 300  $\mu\text{m}$ , nilai  $T_{min}$  yang dihasilkan yaitu 0.7696, 0.5323, dan 0.3651, masing-masing. Selanjutnya, dua nilai refraktif indeks core yang merepresentasikan material silika dan PMMA dibandingkan dan dioptimasi diameter corenya. Hasil menunjukkan semakin lebar diameter core, semakin dangkal dip yang dihasilkan. Kemudian, silika menunjukkan performa yang lebih baik daripada PMMA di semua diameter yang diinvestigasi. Di sini, silika dengan refraktif indeks 1.46 dan diameter core 6  $\mu\text{m}$  adalah yang paling optimal di antara lainnya. Terakhir, dua desain probe (forward dan backward scattering) dibandingkan, hasil menunjukkan backward scattering lebih sensitif daripada forward scattering dengan nilai  $S = 2732.70$  nm/RIU, sedangkan untuk forward scattering adalah  $S = 2498.9$  nm/RIU. Selain itu, nilai  $T_{min}$  backward lebih rendah daripada forward scattering (dip lebih dangkal), yaitu 0.544 dan 0.827, masing-masing.

## ABSTRACT

Riana, Dedi. 2023. **Design Optimization of Fiber Optic-Based SPR Sensor using Finite-Difference Time-Domain (FDTD) Methods for Glucose Concentration Measurement in Urine**. Thesis. Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang. Advisor: (I) Dr. Imam Tazi, M.Si (II) Muthmainnah, M.Si

---

**Keywords:** Sensors, Surface Plasmon Resonance, Finite-Difference Time-Domain, Fiber-Optics

This study discusses the optimization of fiber-optic-based SPR sensors for measuring glucose concentration in urine through finite-difference time-domain (FDTD) simulations. Several physical parameters of the sensor probe are optimized and investigated for their influence on sensor signal performance, including the material and thickness of the plasmonic layer, sensing zone length, refractive index, core diameter, and probe design. The results indicate that each plasmonic material, Cu, Ag, and Au, exhibits different sensor performance. Additionally, as the plasmonic layer becomes thicker, the resonant dip becomes shallower, which holds true for Cu, Ag, and Au. The most optimal material is Ag with a thickness of 60 nm, yielding a maximum sensitivity of  $S = 2498.9$  nm/RIU. Furthermore, the length of the sensing zone affects the depth of the resonant dip. A longer sensing zone results in a deeper dip. For sensing zone lengths of 100, 200, and 300  $\mu\text{m}$ , the corresponding  $T_{min}$  values are 0.7696, 0.5323, and 0.3651, respectively. Next, two refractive index values representing silica and PMMA materials are compared, and the core diameter is optimized. The results show that as the core diameter increases, the resulting dip becomes shallower. Moreover, silica outperforms PMMA in all investigated diameters. Among the options, silica with a refractive index of 1.46 and a core diameter of 6  $\mu\text{m}$  is the most optimal. Lastly, two probe designs, forward and backward scattering, are compared. The results indicate that backward scattering is more sensitive than forward scattering, with a sensitivity value of  $S = 2732.70$  nm/RIU, while forward scattering yields  $S = 2498.9$  nm/RIU. Furthermore, the  $T_{min}$  value for backward scattering is lower than that of forward scattering, indicating a shallower dip, with values of 0.544 and 0.827, respectively.

## الملخص

ريانا، ديدي. 2023. تحسين تصميم جهاز استشعار SPR بناءً على الألياف البصرية باستخدام طرق الفروق الزمنية المحدودة (FDTD) لقياس تركيز الجلوكوز في البول. البحث الجامعي. قسم الفيزياء، كلية العلوم والتكنولوجيا في جامعة الإسلامية الحكومية مولانا مالك إبراهيم مالانج. (I) د. إمام تازي، املاجستري. المشرف (II) مطمئنة، الماجستير. المشرفة

الكلمات الرئيسية: الاستشعار، *Surface Plasmon Resonance*، *finite-difference time-domain*، الألياف البصرية

هذا العمل يتناول تحسين تصميم جهاز استشعار SPR على أساس ألياف البصرية كجهاز قياس تركيز الجلوكوز في البول من خلال محاكاة *finite-difference time-domain (FDTD)*. هناك عدة معاملات فيزيائية لجهاز الاستشعار التي تتم تحسينها ودراسة تأثيرها على أداء إشارة الاستشعار، بما في ذلك المواد وسماكة الطبقة البلازمونية، وطول المنطقة المستشعرة، ومؤشر الانكسار وقطر النواة، وتصميم شكل المحول. أظهرت النتائج أن كل مادة بلازمونية (النحاس والفضة والذهب) لديها أداء مختلف للجهاز الاستشعار. بالإضافة إلى ذلك، كلما زادت سماكة الطبقة البلازمونية، زاد انخفاض الانتقالية الدنيا (عند الرنين) التي يتم توليدها، ويحدث ذلك في جميع المواد المذكورة. المادة الأكثر تحسینًا هي الفضة بسماكة 60 نانومتر، حيث يتم الحصول على أقصى حساسية مقدارها  $S = 2498.9$  نانومتر/RIU. ثم، يؤثر طول منطقة الاستشعار على قيمة الانتقالية الدنيا (عند الرنين). كلما زاد طول منطقة الاستشعار، زادت الانتقالية الدنيا (عند الرنين) التي تم توليدها، حيث بالنسبة لأطوال مناطق الاستشعار 100 و 200 و 300 ميكرومتر، فإن قيم الانتقالية الدنيا (عند الرنين) التي تم توليدها هي على التوالي 0.7696 و 0.5323 و 0.3651. علاوة على ذلك، تمت مقارنة وتحسين قطر نواة مادتي السيليكا و PMMA بواسطة قيمتي مؤشر الانكسار الأساسي. أظهرت النتائج أنه كلما زاد قطر النواة، زادت الانتقالية الدنيا (عند الرنين) التي تم توليدها. وعلاوة على ذلك، أظهرت السيليكا أداءً أفضل من PMMA في جميع الأقطار التي تمت دراستها. هنا، يعتبر السيليكا بمؤشر انكسار 1.46 وقطر نواة 6 ميكرومتر الأكثر تحسینًا بين القيم الأخرى. في النهاية، تمت مقارنة تصميمين لشكل المحول (وضع إلى الأمام ووضع إلى الخلف)، وأظهرت النتائج أن وضع إلى الخلف أكثر حساسية من وضع إلى الأمام بقيمة  $S = 2732.70$  نانومتر/RIU، بينما كانت قيمة وضع إلى الأمام هي  $S = 2498.9$  نانومتر/RIU. بالإضافة إلى ذلك، كانت الانتقالية الدنيا (عند الرنين) في وضع الخلف أقل من وضع الأمام، وهي 0.544 و 0.827 على التوالي.

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Urgensi untuk mengembangkan sensor konsentrasi glukosa dalam darah cukup jelas. Merujuk target global WHO pada tahun 2030, penderita diabetes mellitus tipe 1 dapat melakukan self-monitoring kadar gula darah (Cheng dkk., 2023). Biasanya, pengecekan kadar gula darah menggunakan teknik invasif yang mana sampel darah didapatkan melalui penusukkan pada ujung jari tangan. Metode tersebut tentu menyakitkan. Untuk menghindari teknik invasif, ada dua teknik noninvasif yang telah dikembangkan, yaitu *noninvasive optical glucose monitoring* (memanfaatkan radiasi) dan *noninvasive fluid sampling glucose monitoring* (memanfaatkan fluida tubuh seperti urine, saliva, keringat, dan air mata) (Shang dkk., 2022).

Penelitian ini mengembangkan sensor pengujian kadar gula darah menggunakan teknik *noninvasive fluid sampling* yang memanfaatkan fenomena surface plasmon resonance (SPR). Motivasi utama yang melatarbelakangi penelitian ini adalah sebuah hadits yang mendorong untuk terus mempelajari dan mengembangkan teknologi kesehatan dan ilmu kedokteran. Rasulullah *Shallallahu 'Alaihi Wasallam* bersabda,

مَا أَنْزَلَ اللَّهُ دَاءً إِلَّا أَنْزَلَ لَهُ شِفَاءً

“Tidak ada penyakit yang Allah ciptakan, kecuali Dia juga menciptakan pengobatannya” (HR. Al-Bukhari No. 5678).

Merujuk pada penjelasan Syaikh Abdurrahman bin Nashir as-Sa'di *rahimahullah*, hadits di atas dapat dijadikan sebagai motivasi untuk mempelajari

kedokteran sebagaimana yang telah dijelaskan dalam kitab beliau, Bahjatu Qulubil Abrar Wa Qurratu 'Uyunil Akhyar Fi Syarhi Jawami'ul Akhbar (As-Sa'di, tanpa tahun).

Tujuan utama penelitian ini adalah mencari desain sensor SPR berbasis fiber optik yang optimal. Sehingga, pemodelan dan simulasi perlu dilakukan untuk menghindari *trial and error* pada proses fabrikasi. Pengembangan sensor SPR telah banyak dikerjakan di awal-awal tahun 2000. Bagaimanapun, untuk mengembangkan sensor ini menjadi lebih baik, beberapa pekerjaan teoretikal dan eksperimental dalam beberapa tahun terakhir hingga saat ini juga masih dikerjakan oleh banyak orang. Chen dkk. (2016), secara eksperimental, membangun sensor SPR berbasis fiber optik untuk mengukur konsentrasi glukosa dalam urine yang sesuai dengan nilai urine specific gravity (USG), fiber optik yang digunakan adalah multimode dengan desain struktur yang terdiri dari coating logam Au dengan ketebalan 48 nm dan panjang zona sensing 15 mm. Sensor yang dikembangkan dapat membedakan perubahan konsentrasi glukosa sebesar 0.14 g/dL dan memiliki sensitivitas 856.09 nm/SG. Mudgal dkk. (2020), secara numerik, memodelkan sensor SPR dengan konfigurasi Kretschmann. Kebaruan dari pekerjaan tersebut adalah struktur sensor yang diusulkan terdiri dari coating material 2D yaitu molibdenum disulfida (MoS<sub>2</sub>), h-BN (hexagonal boron nitride), dan graphene. Dengan menggunakan interrogasi sudut, sensor mendapatkan sensitivitas dari 180°/RIU hingga 194.12°/RIU. Sementara itu, Salahuddin dkk. (2022) menggunakan struktur Prism/Ag/Mxene/Ag/ZnO/graphene, sensornya mendapatkan sensitivitas maksimum 184°/RIU. Mostufa dkk. (2021) memodelkan sensor SPR menggunakan Finite Element Method (FEM) dan mendapatkan

sensitivitas hingga 200°/RIU dengan menggunakan struktur BK7/Gold (Au)/PtSe<sub>2</sub>/graphene. Dari fakta tersebut, dapat disimpulkan bahwa kinerja sensor SPR bergantung pada struktur sensor seperti material lapisan, pandu gelombang, dan komponen lainnya. Sehingga, optimasi parameter fisik probe sensor perlu dilakukan agar performa sensor optimal.

Pada penelitian ini, sensor SPR berbasis fiber optik didesain dan dioptimasi menggunakan perangkat lunak *electromagnetic equation solver* berbasis metode FDTD, yaitu Ansys Lumerical FDTD. Secara umum terdapat dua faktor yang mempengaruhi performa sensor SPR berbasis fiber optik, yaitu (1) efek intrinsik dan (2) efek ekstrinsik. Contoh efek intrinsik adalah parameter fiber optik, seperti lapisan material plasmonik pada probe sensing, efek doping pada core, desain probe, dan karakter fisik fiber optik lainnya. Sedangkan contoh efek ekstrinsik adalah suhu dan keberadaan ion dalam analit (Gupta dkk., 2015). Untuk pekerjaan ini, dua desain probe sensing dibuat (yaitu forward scattering dan backward scattering) dan beberapa parameter intrinsiknya dioptimasi (seperti ketebalan lapisan material plasmonik, panjang probe sensing, material core, dan diameter core). Kemudian parameter intrinsik tersebut dikaitkan dengan parameter respon sensor seperti pergeseran panjang gelombang resonansi atau selisih panjang gelombang resonansi yang sedang diukur dan yang telah diukur ( $\Delta\lambda_{SPR} = \lambda'_{SPR} - \lambda_{SPR}$ ) dan full-width half maximum (FWHM) spektrum transmitansi, dimana kedua parameter tersebut dianalisis dan diturunkan menjadi parameter performa sensor seperti sensitivitas ( $S$ ), akurasi deteksi ( $DA$ ), faktor kualitas ( $QF$ ), dan figure of merit ( $FOM$ ).

## 1.2 Rumusan Masalah

1. Apa material dan berapa ketebalan lapisan yang optimal dengan mempertimbangkan parameter  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$ , dan  $FOM$ ?
2. Bagaimana pengaruh panjang probe sensing terhadap  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$  dan  $FOM$  sensor SPR yang didesain?
3. Berapa refraktif indeks dan diameter core yang optimal dengan mempertimbangkan parameter  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$  dan  $FOM$ ?
4. Bagaimana perbandingan parameter  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$  dan  $FOM$  dari desain probe sensing forward scattering dan backward scattering yang didesain?

## 1.3 Tujuan Penelitian

1. Untuk mengetahui jenis material dan ketebalan lapisan yang optimal untuk sensor SPR yang didesain.
2. Untuk mengetahui pengaruh panjang zona sensing terhadap  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$  dan  $FOM$  sensor SPR yang didesain.
3. Untuk mengetahui material dan diameter core yang optimal untuk sensor SPR yang didesain.
4. Untuk mengetahui perbandingan performa desain probe sensing forward scattering dan backward scattering yang didesain.

## 1.4 Batasan Masalah

1. Simulasi FDTD dalam penelitian ini menggunakan perangkat lunak Ansys Lumerical FDTD di mana simulasi dilakukan pada 2D.

2. Tipe mesh yang digunakan adalah auto-non uniform. Sedangkan, Boundary condition pada daerah simulasi menggunakan perfect matched layer (PML).
3. Fiber optik yang dimodelkan adalah single mode dan sumber cahaya yang diinjeksikan memiliki panjang gelombang broadband dengan rentang 400 – 1200 nm.
4. Observasi sinyal sensor hanya terbatas pada respons optik.

### **1.5 Manfaat Penelitian**

Manfaat penelitian ini yaitu memperluas eksplorasi pemanfaatan fenomena plasmonik, memperluas pemanfaatan metode FDTD, memberikan informasi kepada komunitas ilmiah, industri, dan masyarakat umum tentang sensor SPR berbasis fiber optik, dan mengurangi biaya penelitian fabrikasi untuk mencari coating logam dan struktur sensor yang optimal pada tahap pembuatan sensor.

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Integrasi Islam, Ilmu dan Teknologi Kesehatan

Tujuan hidup manusia di dunia adalah hanya untuk beribadah kepada Allah *Subhanahu Wa Ta'ala*. Ini merujuk pada ayat 56 surat Adz-Dzariyat, Allah *Subhanahu Wa Ta'ala* berfirman:

وَمَا خَلَقْتُ الْجِنَّ وَالْإِنْسَ إِلَّا لِيَعْبُدُونِ

“Dan aku tidak menciptakan jin dan manusia melainkan supaya mereka beribadah kepada-Ku” (QS. Adz-Dzariyat (51): 56).

Merujuk pada tafsir As-Sa'di mengenai ayat tersebut, tujuan Allah menciptakan jin dan manusia dan mengutus semua rasul, yaitu menyeru untuk menyembah Allah yang mencakup berilmu tentang Allah, mencintainya, kembali kepadanya, menghadap kepadanya dan berpaling dari selainnya. Semua tujuan itu tergantung pada ilmu tentang Allah, sebab kesempurnaan ibadah itu tergantung pada ilmu dan ma'rifatullah. Semakin bertambah pengetahuan seorang hamba terhadap Rabbnya, maka ibadahnya akan semakin sempurna. Inilah tujuan Allah menciptakan jin dan manusia yang diberi beban taklif, dan Allah menciptakan mereka bukan karena mereka diperlukan oleh Allah (As-Sa'di, 2018).

Dalam terjemahan tafsir Ibnu Katsir, ayat tersebut maksudnya “Aku ciptakan mereka itu dengan tujuan untuk menyuruh mereka beribadah kepada-Ku, bukan karena Aku membutuhkan mereka.” Ali bin Abi Thalhah meriwayatkan dari Ibnu Abbas: “melainkan supaya mereka beribadah kepada-Ku” yaitu melainkan supaya mereka mau tunduk beribadah kepada-Ku, baik secara sukarela

maupun terpaksa. Sedangkan Ibnu Juraij menyebutkan: “*Yakni supaya mereka mengenal-Ku* (Katsir, 2004).”

Al-Qurthubi mengatakan, “*Makna asal dari ibadah adalah perendahan diri dan ketundukan. Berbagai tugas/beban syari’at yang diberikan kepada manusia (mukallaf) dinamai dengan ibadah; dikarenakan mereka harus melaksanakannya dengan penuh ketundukan kepada Allah ta’ala. Makna ayat tersebut (QS. Adz-Dzariyat : 56) adalah Allah ta’ala memberitakan bahwa tidaklah Dia menciptakan jin dan manusia kecuali untuk beribadah kepada-Nya. Inilah hikmah penciptaan mereka* (Al-Qurthubi, tanpa tahun).”

Dengan dasar ayat 56 surat Adz-Dzariyat, seorang muslim hendaknya mempertimbangkan nilai segala hal yang akan dilakukan, apakah dalam ketaatan atau kemaksiatan. Tentu saja, hal tersebut mestinya harus bernilai ibadah dan ketaatan. Termasuk juga dalam konteks menimba ilmu, di mana seseorang patut mempertimbangkan urgensi dan kebermanfaatan ilmu yang ingin dipelajari. Sehingga, ini berkaitan dengan hukum mempelajari suatu ilmu. Ketika suatu ilmu (duniawi) menjadi sarana untuk menegakkan kewajiban dalam agama, maka hukum mempelajarinya menjadi wajib, ini merujuk pada kaidah fihiyyah yang berbunyi:

الْوَسَائِلُ لَهَا أَحْكَامُ الْمَقَاصِدِ

yang artinya: “*Hukum sarana itu sebagaimana hukum tujuan.*”

Misalnya ilmu yang dipelajari adalah ilmu industri (teknologi) yang dibutuhkan oleh manusia dalam perkara agama dan dunia, maka ilmu tersebut tercakup dalam kaidah pokok tadi di mana ilmu tersebut patut dipelajari (*Al-Qawaa'id wal Ushuul Al-Jaami'ah*). Dengan demikian, amanah ilmu fisika yang

diberikan oleh Allah *Subhanahu Wa Ta'ala* kepada seorang mahasiswa fisika, mestinya diaplikasikan untuk apa yang diperintahkan olehNya dan bernilai ibadah; seperti mengaplikasikannya ke hal yang bermanfaat misalnya membuat suatu teknologi yang dimanfaatkan dalam bidang kesehatan.

## **2.2 Pendahuluan Mengenai Glukosa dalam Urine (Glukosuria)**

Definisi istilah glikosuria adalah kondisi di mana di dalam urine mengandung pereduksi gula, seperti glukosa, galaktosa, laktosa, fruktosa, dan lain-lain. Sedangkan, glukosuria memiliki konotasi yang dikaitkan dengan glukosa dalam urine dan memang jenis glikosuria tersebut yang sering dijumpai. Biasanya, urine yang dikeluarkan oleh tubuh manusia tidak mengandung glukosa. Ini karena ginjal mampu menyerap kembali (reabsorb) semua glukosa yang disaring dari tubular fluid kembali ke aliran darah. Glukosuria terjadi ketika glomerulus menyaring lebih banyak glukosa daripada yang dapat diserap kembali oleh proximal tubule. Pada individu normal, konsentrasi glukosuria bisa mencapai 0.25 mg/ml. Namun, jika lebih dari 0.25 mg/ml dalam random fresh urine, maka dianggap sebagai peningkatan glukosuria yang dapat disebabkan oleh peningkatan glukosa plasma atau gangguan penyerapan glukosa ginjal, atau keduanya (Liman dan Jialal, 2022). Glukosa terdeteksi di dalam urine terutama pada pasien hiperglikemia karena diabetes melitus yang tidak terkontrol dengan baik (Rennke dan Denker, 2014).

Sudah lama pengujian glukosa dalam urine diterapkan untuk memantau glycemic control dalam diabetes melitus. Metode awal yang dikenal adalah penguapan urine untuk memperlihatkan kristal gula dan fermentasi gula urine oleh

ragi. Metode lain yaitu berbasis reduksi tembaga yang dikembangkan oleh von Fehling dalam abad ke-19 dan Benedict pada pergantian abad ke-20. Pada tahun 1941, perusahaan Ames memasarkan Clinitest, metode reduksi tembaga dan mengikutinya dengan Clinistix, determinasi berbasis glukosa oksidase. Sejak saat itu, beberapa perusahaan telah memasarkan tes berbasis glukosa oksidase. Namun, pengukuran glukosuria adalah indeks tidak langsung dari konsentrasi glukosa darah, dan tes glukosa urine harus ditafsirkan dengan hati-hati. Masalah teknis seperti sensitivitas uji dan variabilitas renal glucose threshold harus diperhitungkan (Cowart dan Stachura, 1990). Pekerjaan mengenai deteksi glukosa dalam urine menggunakan metode plasmonik dengan glukosa oksidase juga telah dikerjakan (Radhakumary dan Sreenivasan, 2011).

### **2.3 Gelombang Elektromagnetik**

Sejauh observasi yang dilakukan sampai saat ini, gelombang yang sering ditemui seperti cahaya matahari, gelombang mikro dari oven, cahaya lampu, dan sinar laser dikenal sebagai gelombang elektromagnetik (EM) di mana ia adalah kombinasi antara osilasi medan listrik dan medan magnet. Bagaimanapun, yang membedakan antara satu sama lain adalah frekuensi atau panjang gelombangnya. Dengan teknologi mutakhir, gelombang EM dapat dengan mudah dieksitasi secara rekayasa (engineering) untuk dimanfaatkan di dalam kehidupan sehari-hari, di antara contoh pemanfaatan eksitasi gelombang EM yang telah ada saat ini adalah radar kapal laut, Rontgen, LED, Laser, Lampu Neon, TV, peralatan elektronik seperti ponsel dan sebagainya.

Secara matematik, propagasi gelombang EM di suatu medium dapat diwakilkan oleh persamaan Maxwell. Persamaan tersebut adalah kesimpulan yang dibuat oleh James C. Maxwell (1831 – 1879) mengenai kelistrikan dan kemagnetan, yang telah dibangun oleh Gauss, Faraday, Oersted, Ampere, dan para kontributor lainnya. Seseorang dapat memodelkan propagasi gelombang EM di dalam suatu medium dengan menyelesaikan persamaan gelombang EM-nya. Selain itu, gelombang EM memiliki beberapa parameter dan karakteristik yang akan diuraikan lebih lanjut di bagian berikutnya.

Ketika banyak fisika klasik yang secara fundamental direvisi oleh teori relativitas Einstein, persamaan Maxwell masih bertahan kokoh. Persamaan (2.1) – (2.4) berikut dikenal sebagai persamaan Maxwell. Konsistensi persamaan ini divalidasi oleh banyak pekerjaan eksperimental. Hingga saat ini, perangkat lunak Maxwell's equation solver berbasis metode numerik juga telah banyak dikembangkan untuk keperluan riset dan industri.

$$\oint_C \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = - \int_S \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \cdot d\mathbf{s} \quad \nabla \times \mathbf{E} = - \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.1)$$

$$\oint_C \mathbf{D} \cdot d\mathbf{s} = - \int_V \rho \, dv \quad \nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (2.2)$$

$$\oint_C \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = \int_S \mathbf{J} \cdot d\mathbf{s} + \int_S \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \cdot d\mathbf{s} \quad \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (2.3)$$

$$\oint_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} = 0 \quad \nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.4)$$

### 2.3.1 Constitutive Relation dan Sifat Medium

Bagian ini banyak merujuk pada Inan & Marshall (2011) dan Saleh & Teich (2019). Sifat medium yang dilalui gelombang EM, dalam term persamaan

Maxwell, diwakili oleh constitutive relation, yang mana menghubungkan medan listrik  $\mathbf{E}$  dengan densitas fluks listrik  $\mathbf{D}$  dan medan magnet  $\mathbf{B}$  dengan densitas fluks magnet  $\mathbf{H}$ . Ada dua constitutive relation yang memengaruhi cara bagaimana medan magnet dan medan listrik dihubungkan dengan kuantitas medium-independent ( $\mathbf{D}$  dan  $\mathbf{H}$ ), yaitu:

$$\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}$$

$$\mathbf{H} = \mu^{-1} \mathbf{B} = (\mu_0 \mu_r)^{-1} \mathbf{B}$$

di mana  $\varepsilon$  adalah permitivitas dielektrik,  $\varepsilon_r$  adalah permitivitas relatif,  $\mu$  permeabilitas magnetic,  $\mu_r$  adalah permeabilitas relatif, sedangkan  $\varepsilon_0$  dan  $\mu_0$  masing-masing adalah permitivitas dan permeabilitas ruang vakum. Selain itu, parameter penting lain adalah densitas arus listrik  $\mathbf{J} = \mathbf{J}_i + \mathbf{J}_c$ , di mana  $\mathbf{J}_i$  dan  $\mathbf{J}_c$  adalah densitas arus listrik eksternal dan densitas arus listrik dari medium tersebut, medium konduktif, di mana  $\mathbf{J}_c = \sigma \mathbf{E}$  dengan  $\sigma$  adalah konduktivitas medium.

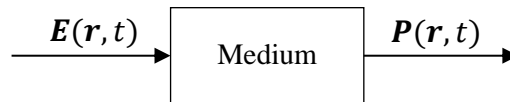
Juga, ini mungkin untuk mendeskripsikan sifat material dengan menghubungkan polarisasi  $\mathbf{P}$  dan magnetisasi  $\mathbf{M}$  dengan medan  $\mathbf{E}$  atau medan  $\mathbf{H}$ , masing-masing, pada suatu medium. Constitutive relation ini diwakilkan oleh Persamaan (2.5) dan (2.6).

$$\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E} + \mathbf{P} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E} \quad (2.5)$$

$$\mathbf{H} = \frac{\mathbf{B}}{\mu} - \mathbf{M} = (\mu_0 \mu_r)^{-1} \mathbf{B} \quad (2.6)$$

di mana  $\mathbf{P}$  adalah vector polarisasi di dalam sebuah medium dielektrik dengan satuan  $\text{Cm}^{-2}$ , dan  $\mathbf{M}$  adalah vector magnetisasi di dalam medium magnetic dengan satuan  $\text{Am}^{-1}$ .  $\mathbf{P}$  dan  $\mathbf{M}$  tersebut menjelaskan keberadaan materi pada titik-titik

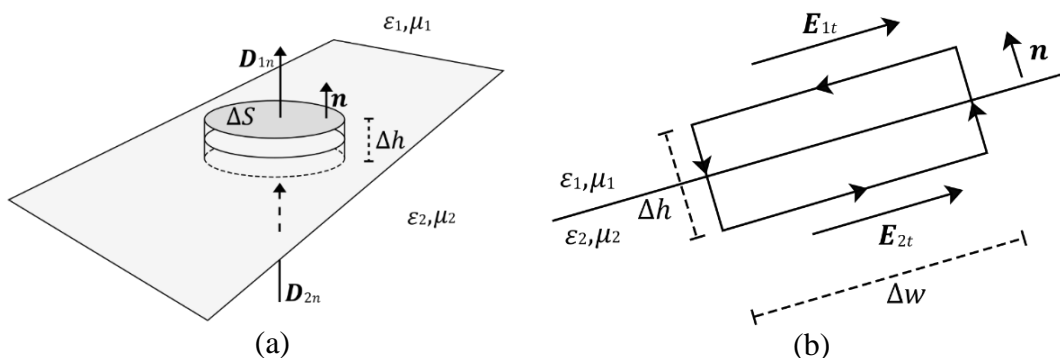
yang ditinjau. Persamaan (2.5) dan (2.6) dapat disubstitusi ke Persamaan (2.1) – (2.4), sehingga persamaan Maxwell menjadi bentuk yang baru.



Gambar 2.1 Respons medium dalam densitas polarisasi  $\mathbf{P}$  terhadap medan listrik  $\mathbf{E}$ . Diadaptasi dari Saleh dan Teich (2019).

Ini menunjukkan bahwa bentuk spesifik persamaan Maxwell pada medium tertentu akan mengikuti sifat material medium tersebut. Bagaimanapun, medium dielektrik dengan sifat yang tidak memenuhi sifat-sifat yang dibahas sebelumnya banyak dijumpai di alam. Namun, pada bagian ini, pembahasan lanjut mengenai sifat material pada persamaan Maxwell hanya membahas material konduktor (di mana memiliki elektron bebas yang melimpah) yang memiliki permitivitas kompleks (mengandung bilangan kompleks) di mana dibahas di bagian mendatang.

### 2.3.2 Boundary Condition – Persamaan Maxwell



Gambar 2.2 (a) Ilustrasi boundary condition pada antarmuka dengan dua medium yang berbeda dan (b) pada lembaran dengan keberadaan densitas arus. Diadaptasi dari Inan dan Marshall (2011).

Pada batas antara dua medium yang berbeda atau pada permukaan yang memiliki densitas muatan atau densitas arus, secara umum, menyebabkan medan  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{B}$ ,  $\mathbf{D}$ , dan  $\mathbf{H}$  diskontinu (Griffiths, 2013). Boundary condition pada penyelesaian persamaan Maxwell harus dipenuhi untuk menjelaskan perilaku gelombang EM pada antarmuka dua medium yang berbeda.

Ada empat persamaan yang secara ringkas menjelaskan boundary condition medan elektromagnetik untuk asumsi material tertentu. Dengan menggunakan hukum Faraday pada Persamaan (2.1), asumsikan bahwa material medium atas ( $\epsilon_1, \mu_1$ ) dan bawah ( $\epsilon_2, \mu_2$ ) berbeda (lihat Gambar 2.2(a)) dan aplikasikan bahwa  $\Delta h \rightarrow 0$  maka integral di sisi kanan (RHS) menuju 0, maka ini membentuk boundary condition sebagaimana yang diwakilkan Persamaan (2.7). Kemudian dari hukum Gauss dengan asumsi  $\Delta h \rightarrow 0$ , Persamaan (2.8) didapatkan. Boundary condition untuk hukum Ampere didapatkan dengan menggunakan Persamaan (2.3), sebagaimana yang ditunjukkan oleh Persamaan (2.9). Sedangkan dari hukum Gauss untuk kemagnetan boundary condition didapatkan sebagaimana Persamaan (2.10). Ilustrasi boundary condition digambarkan oleh Gambar 2.2 (Inan dan Marshall, 2011).

$$\mathbf{n} \times \mathbf{E}_1 = \mathbf{n} \times \mathbf{E}_2 \quad \rightarrow \quad \mathbf{E}_{1t} = \mathbf{E}_{2t} \quad (2.7)$$

$$\mathbf{n} \cdot [\mathbf{D}_1 - \mathbf{D}_2] = \rho_s \quad \rightarrow \quad \mathbf{D}_{1n} - \mathbf{D}_{2n} = \rho_s \quad (2.8)$$

$$\mathbf{n} \times [\mathbf{H}_1 - \mathbf{H}_2] = 0 \quad \rightarrow \quad \mathbf{H}_{1t} = \mathbf{H}_{2t} \quad (2.9)$$

$$\mathbf{n} \cdot [\mathbf{B}_1 - \mathbf{B}_2] = 0 \quad \rightarrow \quad \mathbf{B}_{1n} = \mathbf{B}_{2n} \quad (2.10)$$

### 2.3.3 Persamaan Gelombang Elektromagnetik

Persamaan gelombang EM dapat diturunkan melalui persamaan Maxwell. Namun, agak rumit menyelesaikan persamaan gelombang EM secara analitik untuk medium yang kompleks, seperti dispersif, anisotropik, nonlinear, time-dependent, atau yang mengandung arus. Sehingga untuk medium yang kompleks dapat lebih mudah jika menggunakan solusi persamaan Maxwell dengan versi diskrit untuk merepresentasikan perilaku gelombang EM menjalar sebagaimana pemanfaatan metode FDTD.

Misalnya dalam kasus medium sederhana, persamaan gelombang EM dapat diturunkan secara analitik. Pertimbangkan persamaan Maxwell dalam medium bebas arus, dengan densitas muatan  $\rho = 0$  dan  $\mathbf{J} = 0$ . Jika parameter material  $\epsilon$  dan  $\mu$  bukan fungsi waktu, maka Persamaan (2.1) dan (2.3) dapat ditulis:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} \quad \text{dan} \quad \nabla \times \mathbf{H} = -\epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t}$$

dengan mengaplikasikan curl pada persamaan yang di sebelah kiri, dan memasukkan persamaan yang di sebelah kanan, kita dapatkan:

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} \nabla \times \mathbf{H} = -\mu \epsilon \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial^2 t}$$

dengan menggunakan identitas vektor, sedemikian sehingga persamaan gelombang EM di medan bebas arus didapatkan sebagaimana pada Persamaan (2.11):

$$\nabla^2 \mathbf{E} - \mu \epsilon \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial^2 t} = 0 \quad (2.11)$$

Parameter-parameter penting seperti kecepatan fase dan kecepatan grup dapat diturunkan dengan mudah melalui persamaan gelombang 1D, dengan  $E(z, t) = E_x$  dan  $\frac{\partial}{\partial x} = 0$ . Solusi umumnya yaitu:

$$E_x(z, t) = f(z - v_p t) + g(z + v_p t) \quad (2.12)$$

persamaan ini menjelaskan fluktuasi medan listrik yang diberikan fungsi umum  $f$  dan  $g$ , yang menjalar dalam arah sumbu  $+z$  dan  $-z$ , masing-masing. Kecepatan fase diberikan  $v_p = 1/\sqrt{\mu\epsilon}$ . Untuk persamaan Maxwell time-harmonic, di mana  $\frac{\partial}{\partial t} \rightarrow j\omega$  dan medan listrik dan medan magnetic yang bervariasi secara sinusoidal, persamaan gelombang 1D memiliki bentuk:

$$\frac{\partial^2 E_x}{\partial z^2} + k^2 E_x = 0 \quad (2.13)$$

di mana  $k^2 = \omega^2 \mu\epsilon$ . Solusi umum dari persamaan ini yaitu:

$$\begin{aligned} E_x(z, t) &= \text{Re}\{(C_1 e^{jkz} + C_2 e^{-jkz}) e^{j\omega t}\} \\ &= C_1 \cos(kz - \omega t) + C_2 \cos(kz + \omega t) \end{aligned} \quad (2.14)$$

di mana  $k = \frac{2\pi}{\lambda}$  adalah bilangan gelombang dan  $\omega = 2\pi f$  adalah frekuensi sudut.

Persamaan tersebut menjelaskan dua sinusoidal menjalar dalam arah sumbu  $\pm z$ .

Kecepatan fase gelombang diwakilkan oleh:

$$wt \pm kz = \text{konstan} \quad \rightarrow \quad v_p = \frac{dz}{dt} = \frac{\omega}{k} \quad (2.15)$$

untuk medium yang kompleks, misal di medium dispersif frekuensi  $\omega$  dapat menjadi fungsi kompleks dari  $k$ , dan ketika rasio  $\frac{\omega}{k}$  dievaluasi, kecepatan fase juga adalah fungsi  $k$ . Jika kecepatan fase  $v_p$  menggambarkan kecepatan rambat gelombang primer pada frekuensi, maka kecepatan grup  $v_g$  menggambarkan

kecepatan paket gelombang yang berisi spektrum frekuensi, sebagaimana diwakilkan oleh Persamaan (2.16):

$$v_g = \frac{d\omega}{dk} \quad (2.16)$$

## 2.4 Fenomena Eksitasi Surface Plasmons (SPs)

Eksitasi SPs terjadi jika ada interaksi antara elektron bebas dalam konduktor dan gelombang EM. Elektron bebas yang berinteraksi dengan komponen medan listrik dari gelombang EM eksternal dapat berosilasi secara kolektif dengan frekuensi osilasi yang hampir sama dengan frekuensi gelombang EM tersebut (Nickelson, 2018). Secara teori klasik, eksistensi SPs bergantung pada model permitivitas dielektrik material plasmoniknya. Kemudian, model tersebut dapat diaplikasikan pada persamaan Maxwell, yang kemudian memberikan solusi dispersi relasi SPs. Munculnya fenomena plasmonik membawa kemajuan dan inovasi pada berbagai bidang terapan.

### 2.4.1 Model Permitivitas Dielektrik Konduktor

Dikatakan sebuah material itu adalah material plasmonik yang baik jika permitivitas dielektriknya memiliki sifat yang diwakilkan pada Persamaan (2.17) (Shahbazyan dan Stockman (Eds.), 2013).

$$Re\{\varepsilon\} < 0, \quad Im\{\varepsilon\} \ll -Re\{\varepsilon\} \quad (2.17)$$

Dasar permitivitas yang memiliki bentuk kompleks dapat diturunkan dengan meninjau model elektron bebas yang diberi medan listrik eksternal. Ada beberapa model yang telah dibangun untuk perhitungan permitivitas kompleks, seperti

model Drude, Drude-Sommerfeld, Drude-Lorentz, Debye, Brende-Borman (Nickelson, 2018).

SPs adalah termasuk bosonik yang tereksitasi di padatan logam. Dasar sebuah material yang dapat mengeksitasi SPs adalah kemampuan material tersebut untuk membentuk resonansi, seperti muatan elementer yang kemudian bergerak karena keberadaan medan eksternal yang memunculkan gaya restorasi dan kemudian muatan tersebut berosilasi (Trügler, 2016). Paul K. L. Drude (1863 – 1906) membangun model persamaan klasik mengenai respons partikel logam yang dipaparkan medan EM, yang diwakilkan oleh Persamaan (2.18), yang berdasar pada persamaan gerak klasik dari sebuah elektron dalam komponen medan listrik cahaya. Dalam model Drude, elektron valensi diasumsikan sebagai gas elektron (dengan asumsi gas ideal sehingga interaksi elektron-elektron diabaikan) (Nickelson, 2018).

$$\varepsilon_{Drude} = \varepsilon_r = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2} \quad (2.18)$$

di mana  $\omega$  frekuensi sudut adalah cahaya yang diaplikasikan,  $\omega_p$  adalah frekuensi plasma. Salah satu modifikasi model ini adalah model Drude-Sommerfeld yang dibahas berikut.

Pergerakan elektron bebas melawan kisi ion diwakilkan  $\mathbf{y}(t)$ . Anggap gelombang EM yang menjalar di medium logam ( $\mathbf{J} = \sigma_s \mathbf{E}$  dan  $\nabla \times \mathbf{J} = -\frac{\partial \rho(t)}{\partial t}$ ) adalah monokromatik. Persamaan diferensial untuk mendeskripsikan pergerakan elektron bebas yang bergantung waktu  $e^{i\omega t}$  diwakilkan oleh Persamaan (2.19),

$$m^* \frac{d^2 \mathbf{y}}{dt^2} + m^* \gamma_\tau \frac{d\mathbf{y}}{dt} = -e\mathbf{E}(t) \quad (2.19)$$

di mana  $m^*(= m_1^* m_e)$  adalah masa sebuah electron bebas dalam konduktor logam,  $m_1^*$  adalah masa efektif,  $m_e \sim 9.1 \times 10^{-31} kg$  adalah masa electron yang terisolasi bebas,  $e$  adalah muatan electron,  $\gamma_\tau (= \frac{1}{\tau})$  adalah damping osilasi,  $\tau$  adalah waktu relaksasi,  $\mathbf{E}(t)$  adalah medan listrik monokromatik eksternal,  $\frac{d\mathbf{y}}{dt} = \mathbf{v}_e$  adalah kecepatan drift dari elektron dalam logam,  $\frac{d^2\mathbf{y}}{dt^2} = \frac{d\mathbf{v}_e}{dt}$  adalah percepatan electron, dan  $\mathbf{F}(t) = e\mathbf{E}(t)$ .

Persamaan (2.19) menggambarkan bahwa sebuah elektron dalam logam mudah bergerak dan berinteraksi dengan medan  $\mathbf{E}(t) = \mathbf{E}_0 e^{i\omega t}$ . Persamaan tersebut memiliki solusi:

$$\mathbf{y}(t) = \frac{e}{m^*(\omega^2 - i\omega\gamma_\tau)} \mathbf{E}(t) \quad (2.20)$$

Permittivitas dapat diturunkan dengan mendefinisikan densitas fluks listrik  $\mathbf{D}$ . Keberadaan medan listrik menjadikan posisi elektron bergerak dengan fungsi  $\mathbf{y}(t)$ , ini dapat dihubungkan dengan momen dipol  $\mathbf{p} = e\mathbf{y}(t)$ , sehingga efek kumulatif dapat dari semua momen dipol electron menghasilkan polarisasi makroskopik per satuan volume  $\mathbf{P} = N\mathbf{p}$  (Novotny dan Hecht, 2012). Dengan menggunakan Persamaan (2.20), vektor polarisasi  $\mathbf{P}$  menjadi:

$$\mathbf{P}(t) = -Ne\mathbf{y}(t) = -\frac{Ne^2}{m^*(\omega^2 - i\omega\gamma_\tau)} \mathbf{E}(t) \quad (2.21)$$

dan densitas fluks listrik  $\mathbf{D}$  menjadi:

$$\begin{aligned} \mathbf{D} &= \varepsilon_0 \mathbf{E}(t) - \frac{Ne^2}{m^*(\omega^2 - i\omega\gamma_\tau)} \mathbf{E}(t) \\ &= \varepsilon_0 \mathbf{E}(t) \left( 1 - \frac{Ne^2}{m^*(\omega^2 - i\omega\gamma_\tau)} \right) \end{aligned} \quad (2.22)$$

$$= \varepsilon_0 \mathbf{E}(t) \left( 1 - \frac{\omega_p^2}{(\omega^2 - i\omega\gamma_\tau)} \right)$$

Sehingga dapat dilihat bahwa permitivitas relatif  $\varepsilon_r(\omega)$  logam pada model Drude-Sommerfeld berbentuk senagaimana pada Persamaan (2.23):

$$\varepsilon_r = 1 - \frac{\omega_p^2}{(\omega^2 - i\omega\gamma_\tau)} \quad (2.23)$$

di mana frekuensi plasma (frekuensi plasmon) (Patterson dan Bailey, 2007):

$$\omega_p^2 = \frac{Ne^2}{\varepsilon_0 m^*} \quad (2.24)$$

jika permitivitas relatif dalam bentuk kompleks berbentuk  $\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - i\varepsilon_r''(\omega)$ , maka Persamaan (2.23) dapat ditulis dalam dua persamaan di bawah ini (Nickelson, 2018):

$$Re\{\varepsilon_r\} = \varepsilon_r'(\omega) = 1 - \frac{\omega_p^2 \tau^2}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (2.25)$$

$$Im\{\varepsilon_r\} = \varepsilon_r''(\omega) = -\frac{\omega_p^2 \tau}{\omega(1 + \omega^2 \tau^2)} \quad (2.26)$$

Persamaan (2.23) menunjukkan bahwa pada frekuensi tinggi  $\omega\tau \gg 1$ , damping osilasi  $\gamma_\tau$  bernilai sangat kecil, sehingga permitivitas mendekati model Drude pada Persamaan (2.18). Persamaan tersebut memberikan kesimpulan bahwa ketika  $\omega < \omega_p$ , permitivitas relative  $\varepsilon_r$  dapat bernilai real dan negatif yang menyebabkan gelombang meluruh secara eksponensial terhadap jarak di dalam logam. Namun, ketika  $\omega > \omega_p$ , permitivitas relative  $\varepsilon_r$  dapat bernilai real dan positif sehingga gelombang tidak mengalami atenuasi (Nickelson, 2018).

### 2.4.2 Surface Plasmons pada Antarmuka Dielektrik-Logam Tunggal

Pada bagian ini, eksitasi SPs pada konfigurasi yang paling sederhana yaitu antarmuka tunggal planar dielektrik-logam dibahas (Maier, 2007), misal sebuah antarmuka tersebut digambarkan sebagaimana Gambar 2.3. Bagian dielektrik (medium dengan  $Re\{\epsilon_D\} > 0$ ) terletak pada  $z > 0$  dan bagian logam (medium dengan  $Re\{\epsilon_L\} < 0$ ) terletak pada  $z < 0$ .



Gambar 2.3 Geometri antarmuka logam-dielektrik planar.

Solusi SPs didapat dengan mengaplikasikan gelombang Transverse Magnetik (TM) ke geometri antarmuka tersebut. Maka didapat untuk persamaan time-harmonic gelombang TM (dengan  $\frac{\partial}{\partial t} = i\omega$ ,  $\frac{\partial}{\partial x} = i\beta$ , dan  $\frac{\partial}{\partial y} = 0$ ) dan komponennya:

$$\frac{\partial^2 H_y}{\partial z^2} + (k_0^2 \epsilon - \beta) H_y = 0 \quad (2.27)$$

$$E_x = -i \frac{1}{\omega \epsilon_0 \epsilon} \frac{\partial H_y}{\partial z} \quad (2.28)$$

$$E_z = \frac{\beta}{\omega \epsilon_0 \epsilon} H_y \quad (2.29)$$

dengan solusi setiap komponen yang memenuhi geometri konfigurasi pada Gambar 2.3:

$$H_y(z) = A_D e^{i\beta x} e^{-k_D z} \quad (2.30)$$

$$E_x(z) = -iA_D \frac{1}{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_D} k_D e^{i\beta x} e^{-k_D z} \quad (2.31)$$

$$E_z(z) = -A_2 \frac{\beta}{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_D} e^{i\beta x} e^{-k_D z} \quad (2.32)$$

untuk  $z > 0$  dan

$$H_y(z) = A_L e^{i\beta x} e^{-k_L z} \quad (2.33)$$

$$E_x(z) = -iA_L \frac{1}{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_L} k_L e^{i\beta x} e^{-k_L z} \quad (2.34)$$

$$E_z(z) = -A_L \frac{\beta}{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_L} e^{i\beta x} e^{-k_L z} \quad (2.35)$$

untuk  $z < 0$ .

Penggunaan boundary condition pada antarmuka memberikan kontinuitas pada  $H_y$  dan  $\varepsilon_i E_z$ , sehingga  $A_L = A_D$  dan

$$\frac{k_D}{k_L} = -\frac{\varepsilon_D}{\varepsilon_L} \quad (2.36)$$

Ini memperlihatkan bahwa jika  $Re\{\varepsilon_D\} > 0$ , maka yang dibutuhkan adalah  $Re\{\varepsilon_L\} < 0$ . Sehingga  $H_y$  harus memenuhi Persamaan (2.27) yang memberikan syarat:

$$k_L^2 = \beta^2 - k_0^2 \varepsilon_L \quad (2.37)$$

$$k_D^2 = \beta^2 - k_0^2 \varepsilon_D \quad (2.38)$$

Mengombinasikan kedua persamaan di atas, memberikan relasi dispersi SPs yang berpropagasi pada antarmuka antara dielektrik dan logam tersebut, sebagaimana pada Persamaan (2.39):

$$\beta_{SPs} = k_0 \sqrt{\frac{\varepsilon_L \varepsilon_D}{\varepsilon_L + \varepsilon_D}} \quad (2.39)$$

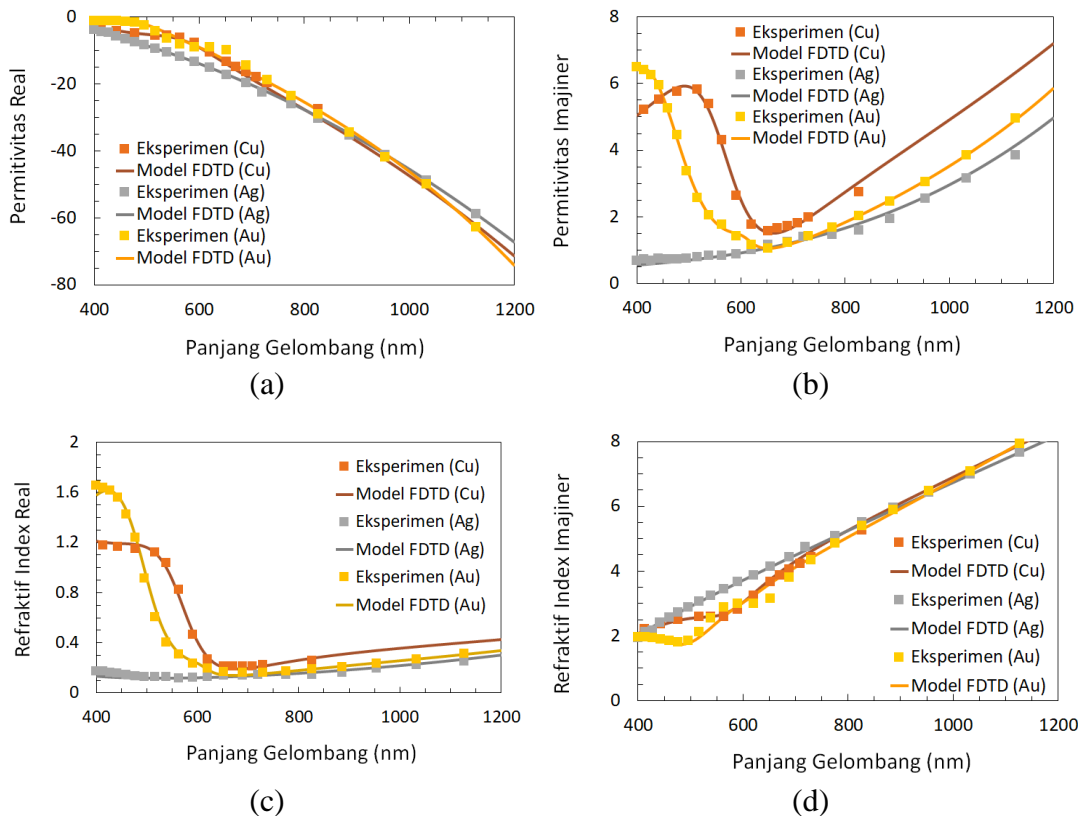
Jenis material dalam suatu proses interaksi cahaya dan materi memengaruhi hasil kuantifikasi dari suatu fenomena yang dihasilkan. Beberapa fenomena dapat diinvestigasi secara teori klasik menggunakan persamaan Maxwell; di mana persamaannya memiliki berbagai bentuk variasi (misal pada parameter  $\epsilon$ ) tergantung jenis material medium tersebut, misalnya karena adanya elektron bebas dalam suatu medium menjadikan permitivitas relatif  $\epsilon_r$  medium tersebut berbentuk kompleks sebagaimana yang telah dibahas sebelumnya.

### 2.4.3 Karakteristik Logam Cu, Ag, dan Au

Tembaga (Cu), Perak (Ag), dan Emas (Au) adalah logam transisi yang memiliki sifat listrik dan optik yang baik sehingga banyak dimanfaatkan untuk berbagai aplikasi elektronik, maupun optoelektronika. Secara mekanika kuantum, Cu memiliki konfigurasi elektron  $[\text{Ar}] 4s^1 3d^{10}$ , sedangkan Ag dan Au adalah  $[\text{Kr}] 5s^1 4d^{10}$  dan adalah  $[\text{Xe}] 6s^1 4f^{14} 5d^{10}$ , masing-masing. Konfigurasi elektron ketiga logam tersebut masuk ke dalam pengecualian aturan Madelung (di mana secara prediktif ketiga logam tersebut memiliki konfigurasi elektron Cu:  $[\text{Ar}] 4s^2 3d^9$ , Ag:  $[\text{Kr}] 5s^2 4d^9$ , dan Au:  $[\text{Xe}] 6s^2 4f^{14} 5d^9$ ). Menariknya, ketiga logam tersebut memiliki satu elektron di 4s yang mana adalah elektron valensi yang menyebabkannya menjadi konduktif (Chang, 2010; Simon, 2013). Secara sifat elektronik, Cu memiliki densitas electron  $8.47 \times 10^{22}/\text{cm}^3$ , sedangkan untuk Ag dan Au yaitu  $5.86 \times 10^{22}/\text{cm}^3$  dan  $5.90 \times 10^{22}/\text{cm}^3$ , dengan konduktivitas yang tinggi untuk Cu, Ag, dan Au masing masing yaitu  $\sigma_{\text{Cu}} = 64.1 \times 10^6 \text{ S/m}$ ,  $\sigma_{\text{Ag}} = 66.7 \times 10^6 \text{ S/m}$ , dan  $\sigma_{\text{Au}} = 49.0 \times 10^6 \text{ S/m}$  (Ashcroft dan Mermin, 1976; Walsh, 1991; West, 2014).

Tabel 2.1 Beberapa parameter frekuensi plasma dan energi plasma Cu, Ag, dan Au di daerah optik (Nickelson, 2018).

Jenis Logam	Cu	Ag	Au
$m^*$ (nirdimensi)	1.01	0.96 – 0.99	0.99 – 1.1
$N$ ( $m^{-3}$ )	$8.45 \times 10^{28}$	$5.85 \times 10^{28}$	$5.90 \times 10^{28}$
$\tau$ (detik)	$6.9 \times 10^{-15}$	$3.1 \times 10^{-14}$	$9.3 \times 10^{-15}$
$\omega_p$ (PHz)	12.02 – 13.73	13.06 – 14.58	11.99 – 13.71
Energi Plasmon (eV)	7.912 – 9.037	8.596 – 9.597	7.892 – 9.024



Gambar 2.4 Permittivitas dan refraktif indeks logam Cu, Ag, dan Au di daerah panjang gelombang 400 – 1200 nm (Palik, 1997). (a) Bagian permittivitas real dan (b) perimitivitas imajiner. (c) Bagian refraktif indeks real dan (d) refraktif indeks imajiner.

Selain itu, frekuensi plasma sebuah logam ditentukan oleh formula yang serupa, sebagaimana Persamaan (2.24). Ada beberapa parameter yang terkait frekuensi plasma di daerah optik, di antaranya masa efektif  $m^*$ , konsentrasi elektron  $N$ , waktu relaksasi  $\tau$ , dan frekuensi sudut (frekuensi plasma)  $\omega_p$ . Selain

itu, parameter lain terkait sifat logam (padatan) yang terkait plasmonik adalah energi volume (bulk) plasmon sebagaimana yang diwakilkan pada Persamaan (2.40), di mana  $\hbar$  adalah turunan konstanta Planck. Untuk logam Cu, Ag dan Au, nilai parameter tersebut ditunjukkan pada Tabel 2.2.

$$E = \hbar\omega_p = \hbar \sqrt{\frac{Ne^2}{\epsilon_0 m^*}} \quad (2.40)$$

Secara eksperimental, refraktif indeks dan permittivitas material Cu, Ag dan Au, di daerah panjang gelombang 400 – 1200 nm, telah diukur oleh beberapa pekerjaan terdahulu (Palik, 1997). Beruntungnya, model data eksperimental dapat didekati dengan menggunakan metode finite-difference time-domain (FDTD), sebagaimana yang dilakukan oleh Xu dkk. (2010).

Dari hasil kajian pustaka ini, logam Cu, Ag, dan Au adalah kandidat yang baik dalam mengeksitasi SPPs karena memenuhi syarat-syarat material yang dapat mengeksitasi SPs. Ketiga material tersebut dipertimbangkan untuk digunakan sebagai coating logam untuk desain sensor SPR berbasis fiber optik.

## 2.5 Sensor Surface Plasmon Resonance (SPR) Berbasis Fiber Optik

Gelombang SPs secara efektif dapat tereksitasi ketika terjadi resonansi antara gelombang cahaya datang dan gelombang SPs terjadi di mana ini dikenal sebagai surface plasmon resonance (SPR). Secara teoritis, kondisi SPR dapat dipenuhi jika konstanta propagasi cahaya datang bernilai sama dengan konstanta propagasi SPs. Konfigurasi yang cukup sederhana untuk memahami SPR adalah konfigurasi Kretschmann (lihat Gambar 2.5).

Persamaan (2.41) mewakili ketika terjadinya coupling antara gelombang evanescent dan surface plasmon:

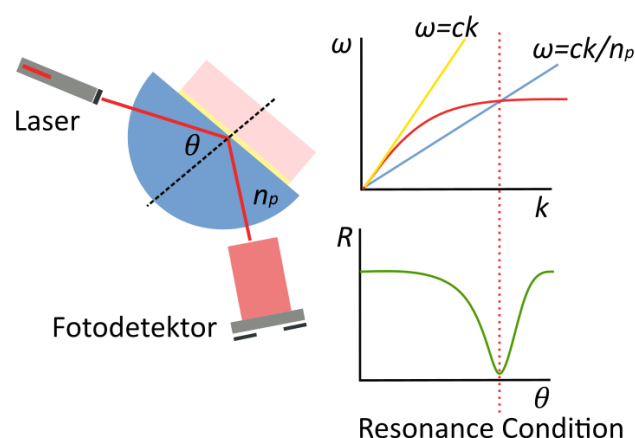
$$k_x = \beta_{SPS} \quad (2.41)$$

$$\frac{2\pi}{\lambda} n_p \sin\theta = \frac{2\pi}{\lambda} \operatorname{Re} \left\{ \sqrt{\frac{\varepsilon_L \varepsilon_D}{\varepsilon_L + \varepsilon_D}} \right\} \quad (2.42)$$

di mana  $k_x$  adalah vector gelombang cahaya datang dan  $\beta_{SPS}$  adalah konstanta propagasi SPs. Sehingga sudut resonansi dapat diketahui dengan menggunakan persamaan di bawah ini:

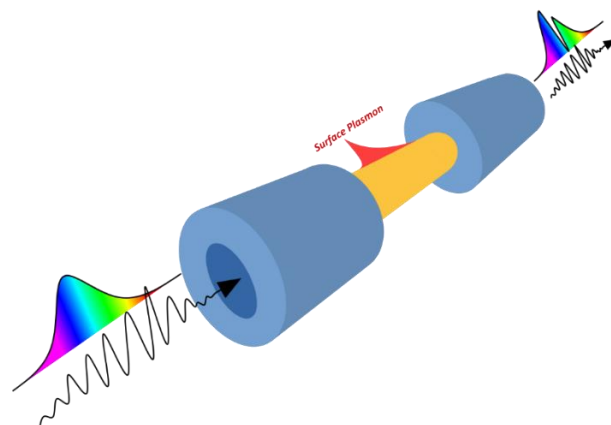
$$\theta = \sin^{-1} \left[ \frac{1}{n_p} \operatorname{Re} \left\{ \sqrt{\frac{\varepsilon_L \varepsilon_D}{\varepsilon_L + \varepsilon_D}} \right\} \right] \quad (2.43)$$

Kondisi resonansi juga dapat diamati pada kurva relasi dispersi gelombang cahaya datang dan gelombang SPs sebagaimana pada Gambar 2.5. Titik pertemuan antara kurva  $k_x$  dan  $\beta_{SPS}$  adalah kondisi di mana resonansi terjadi dan gelombang SPs dapat tereksitasi secara efisien.



Gambar 2.5 Mekanisme sensor SPR berbasis konfigurasi Kretschmann. Kurva dispersi relasi (kanan atas) dan reflektansi versus sudut datang (kanan bawah).

Secara eksperimen, intensitas cahaya yang direfleksikan dapat diamati dengan menempatkan suatu fotodetektor di lokasi cahaya refleksi yang diproyeksikan. Sehingga, sudut resonansi, dapat diamati dengan memindai sudut gelombang cahaya datang. Kurva intensitas cahaya yang direfleksikan bergantung pada sudut cahaya datang biasanya berbentuk sebagaimana yang diwakilkan Gambar 2.5. Perubahan refraktif indeks pada bagian dielektrik akan menyebabkan perubahan pada kondisi resonansi yang menyebabkan pergeseran sudut resonansi. Dengan demikian, fenomena resonansi ini (SPR) dapat dikembangkan menjadi sensor, misal untuk mengukur konsentrasi glukosa dalam larutan urine karena perubahan konsentrasi glukosa dapat mengubah refraktif indeks larutan (Homola, 2006).



Gambar 2.6 Desain umum sensor SPR berbasis fiber optik.

Pada dasarnya, mekanisme sensor SPR berbasis fiber optik serupa dengan yang berbasis prisma, hanya saja sumber cahaya yang berinteraksi dengan antarmuka dielektrik-logam berasal dari cahaya yang terpandu di dalam fiber optik. Tipikal struktur sensor SPR berbasis fiber optik digambarkan oleh Gambar 2.6. Ini serupa dengan konfigurasi Kretschmann (lihat Gambar 2.5), di mana gelombang evanescent dari efek TIR pada fiber optik dapat mengeksitasi SPs

karena keberadaan film material plasmonik yang melapisi core fiber optik. Beberapa poin menyangkut sensor SPR berbasis fiber optik dibahas secara singkat, khususnya parameter fisik, set-up eksperimen, dan performa sensor.

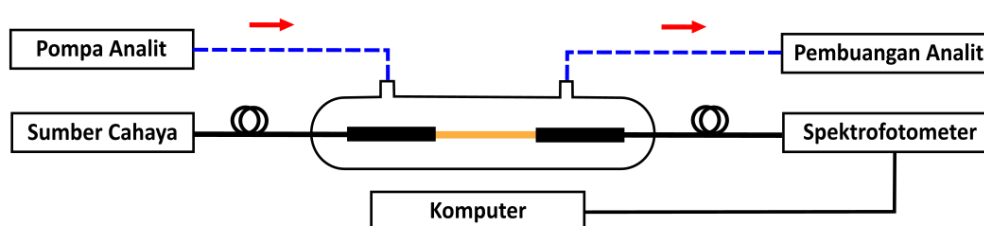
Komponen utama fiber optik di antaranya ialah core, cladding, dan jacket (Gupta dkk., 2015). Fungsi core dan cladding adalah memandu cahaya dari suatu titik ke titik lain (sebagaimana waveguide pada umumnya) dan fungsi jacket adalah untuk melindungi dua komponen utama tersebut. Refraktif indeks core dan cladding dibuat berbeda yang karenanya dapat membangun fenomena TIR, sehingga cahaya dapat terpandu dari suatu titik awal ke titik akhir yang diinginkan sesuai waveguide yang sedang dikonsiderasikan. Fenomena TIR dalam fiber optik menjadikan cahaya dapat terjaga dan berpropagasi di dalam struktur fiber optik (tidak terjadi refraksi).

Alasan mengapa Sensor SPR berbasis fiber optik dapat mendeteksi perubahan analit adalah karena fenomena TIR menghasilkan vektor gelombang evanescent yang memiliki nilai sama dengan konstanta propagasi SPs. Sehingga, SPs dapat tereksitasi dan karakteristik SPs bergantung pada refraktif indeks analit.

Secara singkat, sebagaimana pada Gambar 2.8 cahaya dengan panjang gelombang broadband diinjeksikan ke dalam fiber optik, kemudian cahaya menuju ke daerah sensing di mana antarmuka logam-analit berada, sedemikian sehingga gelombang SPs tereksitasi karena resonansi di mana ini ditunjukkan dengan adanya reflektansi minimum di panjang gelombang tertentu dalam spektrum transmitansi pada spektrofotometer. Perubahan refraktif indeks analit akan merubah konstanta propagasi SPs yang tereksitasi tersebut yang kemudian

menyebabkan berubahnya kondisi resonansi. Sehingga, perubahan analit dapat dideteksi dengan melihat pergeseran kurva spektrum transmitansinya.

Tipikal set-up eksperimen diwakili oleh Gambar 2.9. Komponen penting sensor ini terdiri dari sumber cahaya, fiber optik dengan probe sensingnya, chamber analit, pompa analit, tempat pembuangan analit, spektrofotometer, dan komputer di mana setiap komponen memiliki fungsinya masing-masing.



Gambar 2.7 Tipikal skema mekanisme set up eksperimen sensor SPR berbasis fiber optik (Huang dkk., 2022).

Sumber cahaya diinjeksikan ke dalam fiber optik. Kemudian, pompa micro-injection berfungsi untuk mendorong atau menginjeksikan analit ke chamber analit di mana terdapat probe sensing, tentu saja fungsi probe sensing adalah untuk mengindera analit yang sedang diuji. Kemudian spektrum cahaya yang melewati probe sensing akan mengalami perubahan (yang di dalam chamber sebelumnya adalah background menjadi analit) saat dibaca oleh spectrometer akan ada pergeseran kondisi resonansi. Kemudian data dapat dianalisis menggunakan personal computer (PC).

Performa sensor SPR berbasis optik bergantung pada beberapa parameter di antaranya yaitu sensitivitas (sensitivity), selektivitas (selectivity), deteksi limit (limit of detection), akurasi deteksi (detection accuracy), resolusi (resolution), repeabilitas (repeability), reproduksibilitas (reproducibility), derau (noise), daerah

kerja (range), waktu respons (response time), linearitas (linearity), drift, quality factor, dan figure of merit. Namun, dalam simulasi, tidak semua parameter dapat diukur, sehingga bagian ini hanya membahas beberapa parameter yang dapat diukur di penelitian ini, seperti sensitivitas, akurasi deteksi, faktor kualitas, dan figure of merit (Gupta dkk., 2015; Yesudasu dkk., 2021).

Sensitivitas didefinisikan sebagai perubahan yang terukur pada sinyal keluaran yang bergantung pada perubahan satuan dalam besaran analit yang diukur. Pada sensor SPR berbasis fiber optik dengan interogasi panjang gelombang sensitivitas ( $S$ ) dikalkulasi dengan formula pada Persamaan 2.44. Akurasi deteksi ( $DA$ ) memiliki makna seberapa akurat sensor dapat mendeteksi analit (atau konsentrasi analit). Formula  $DA$  diwakilkan oleh Persamaan 2.45, di mana mendefinisikan rasio antara perubahan panjang gelombang resonansi dan full width half maximum (FWHM), dari persamaan tersebut dapat dilihat bahwa semakin besar perubahan panjang gelombang resonansi dan semakin sempit FWHM maka dapat dikatakan akurasinya semakin baik. Yang ketiga adalah, faktor kualitas ( $QF$ ) yang mendefinisikan bahwa jika sensitivitas sensor tinggi dan FWHM sensor sempit maka kualitas keluaran sensor tersebut tinggi, formula  $QF$  diwakilkan oleh Persamaan 2.46. Sedangkan untuk figure of merit (FOM), parameter yang ada pada formula FOM adalah  $S$ , FWHM, dan transmitansi minimum (Persamaan 2.47). Dapat dilihat bahwa semakin tinggi  $S$ , semakin sempit FWHM, dan semakin dalam transmitansi minimum  $T_{min}$  (pada  $\lambda_{SPR}$ ), maka FOM sensor dapat dinilai tinggi.

$$S = \frac{\Delta\lambda_{SPR}}{\Delta n} \quad (2.44)$$

$$DA = \frac{\Delta\lambda_{SPR}}{FWHM} \quad (2.45)$$

$$QF = \frac{S}{FWHM} \quad (2.46)$$

$$FOM = S \times \left( \frac{1 - T_{min}}{FWHM} \right) \quad (2.47)$$

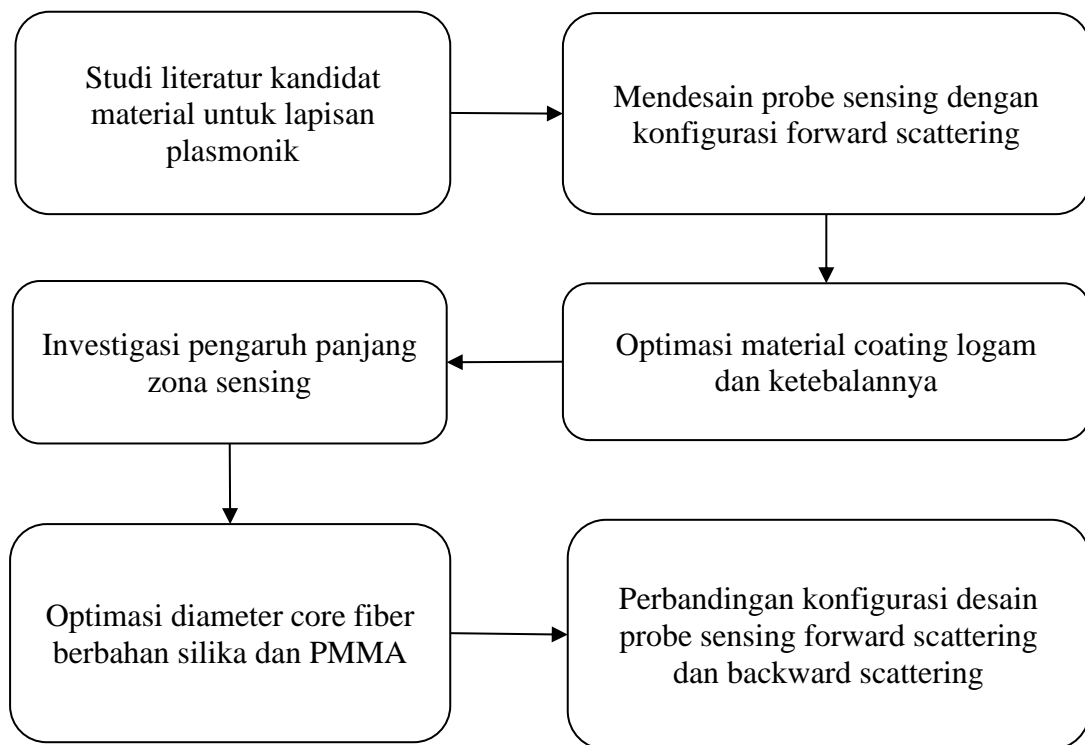
## 2.6 Metode FDTD dan Perangkat Lunak Ansys Lumerical FDTD

Finite-difference time-domain (FDTD) adalah metode numerik untuk menyelesaikan persamaan Maxwell di geometri dan material yang kompleks yang menjadikan persamaan Maxwell sulit untuk dipecahkan menggunakan metode analitik. Metode ini dipelopori oleh Kane S. Yee seorang matematikawan yang lahir pada tahun 1934. FDTD adalah metode yang *rigorous* dan sangat powerful untuk memodelkan komponen optik yang memiliki struktur skala nano. Metode ini sangat mudah untuk dimengerti karena menggunakan prosedur diskretisasi yang sederhana dan secara langsung mengikuti bentuk diferensial persamaan Maxwell. Kelebihan lain adalah metode ini, dalam FDTD tradisional, menyelesaikan persamaan Maxwell secara eksplisit, seseorang tidak perlu menggunakan aljabar linear dan sebagainya. Bagaimanapun, metode ini membutuhkan waktu yang cukup lama dalam waktu komputasinya dan membutuhkan memori yang besar karena menyimpan grid yang sangat banyak.

### BAB III

#### METODE PENELITIAN

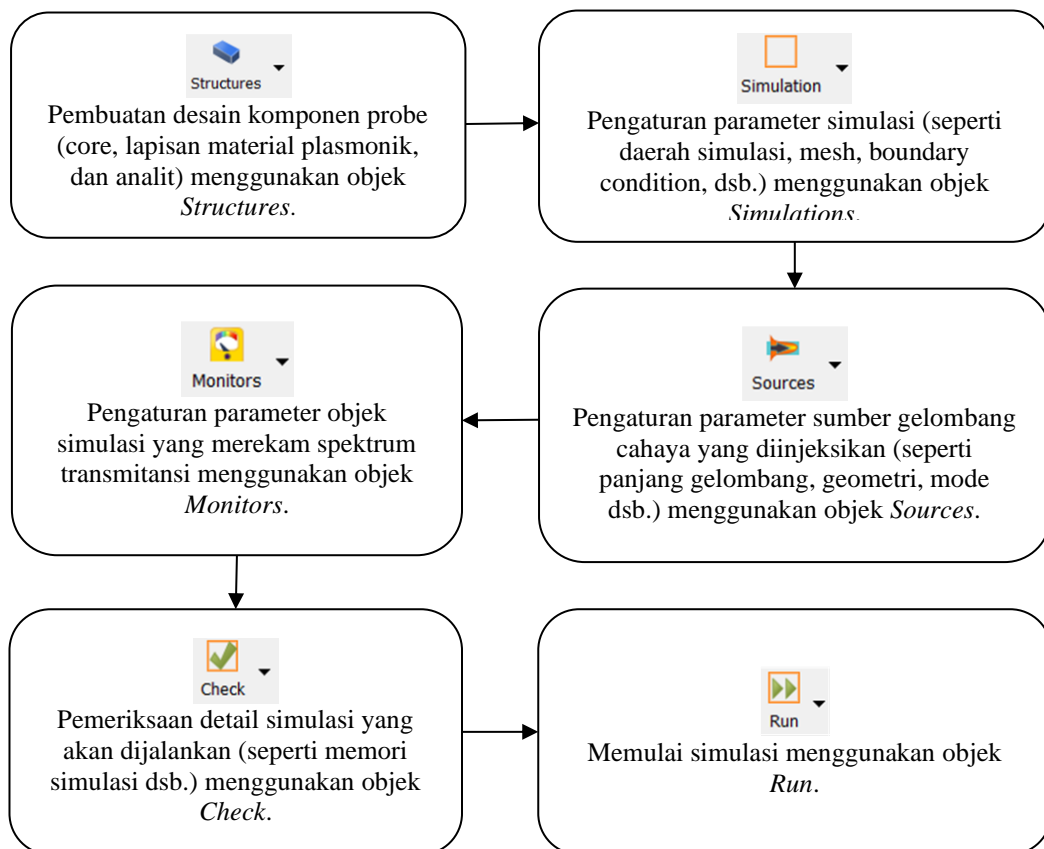
Tujuan penelitian ini adalah mencari performa optimal desain sensor fiber optik berbasis SPR (dengan studi kasus pengukuran glukosa dalam urine) berdasarkan perbandingan nilai  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$  dan  $FOM$ . Parameter yang dioptimalkan adalah material dan ketebalan lapisan. Selain itu, pengaruh panjang zona sensing, refraktif indeks dan diameter core, dan desain probe terhadap performa sensor diinvestigasi. Penelitian ini adalah studi simulasi menggunakan perangkat lunak Maxwell's equation solver berbasis metode finite-difference time-domain (FDTD), Ansys Lumerical FDTD. Alur penelitian ini diilustrasikan oleh Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Alur penelitian optimasi desain sensor fiber optik berbasis SPR untuk sensor glukosa di dalam urine.

### 3.1 Fitur Pemodelan dan Simulasi pada Ansys Lumerical FDTD

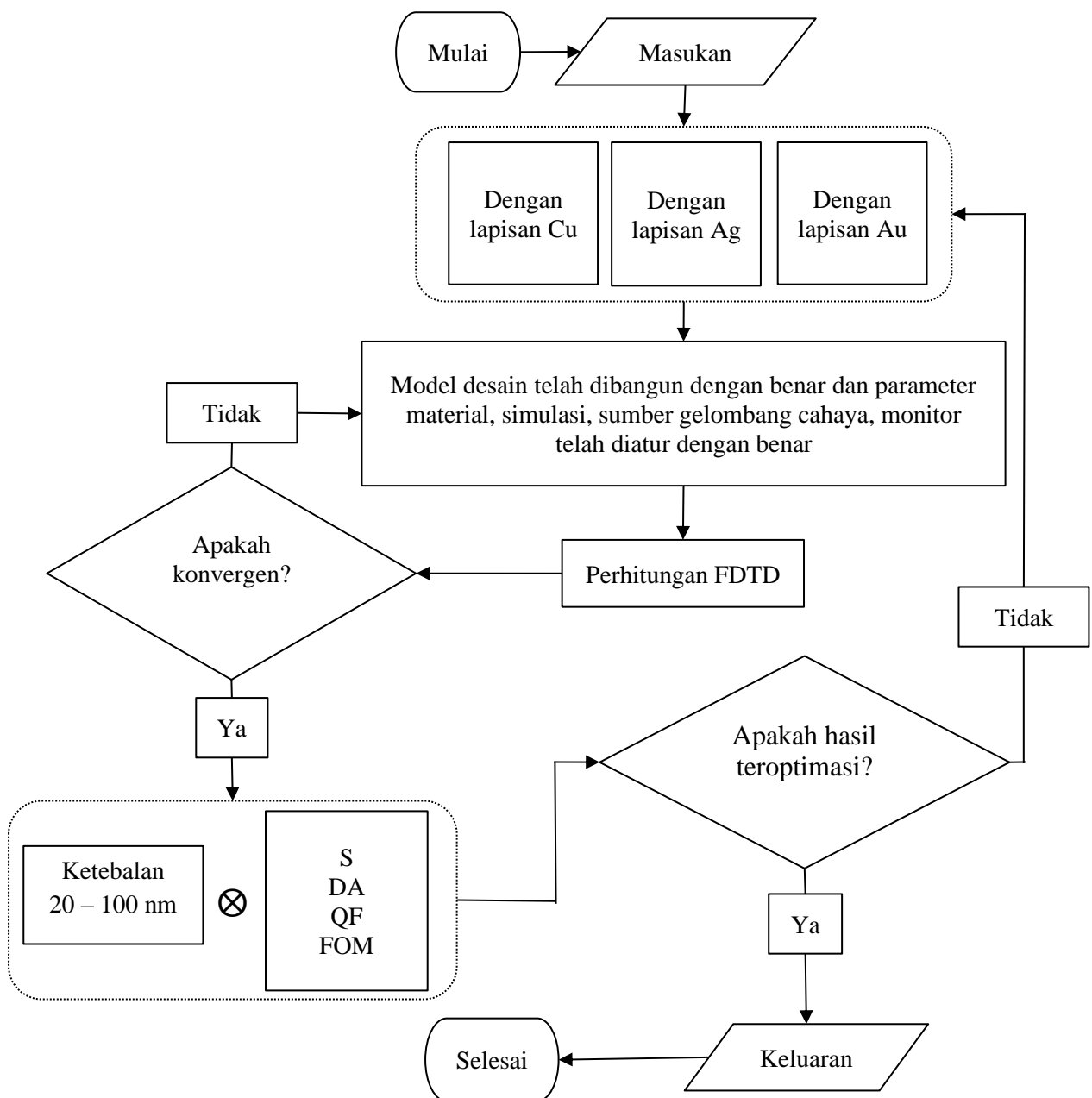
Pemodelan dan simulasi dimulai dari membentuk komponen struktur probe. Dilanjutkan dengan mengatur parameter simulasi dan sumber gelombang cahaya yang diinjeksikan kemudian mengatur monitor untuk merekam dan mengobservasi spektrum transmitansi. Kemudian memeriksa kembali detail simulasi, termasuk memeriksa memori yang akan digunakan pada saat simulasi, jika perangkat mampu menjalankan simulasi, maka perhitungan FDTD dapat dijalankan. Dalam Ansys Lumerical FDTD, pemodelan dan simulasi ini diatur oleh beberapa objek yang dinamakan objek simulasi (*Simulation Objects*) seperti *Structures*, *Simulation*, *Monitors*, *Sources*, *Check*, dan *Run*. Alur instruksi pemodelan ini digambarkan oleh Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Alur instruksi pemodelan dan simulasi.

### 3.2 Optimasi Material dan Ketebalan Lapisan Material Plasmonik

Ada tiga desain yang ketebalan lapisannya dioptimasi yaitu desain yang berbasis Cu, Ag, dan Au. Alur optimasi diilustrasikan oleh diagram alir pada Gambar 3.3, sedangkan ilustrasi desain probe pada simulasi ditunjukkan oleh Gambar 3.4.



Gambar 3.3 Diagram alir optimasi ketebalan lapisan logam.

Optimasi ketebalan lapisan untuk desain dengan lapisan Cu, Ag, dan Au dilakukan dengan mengatur geometri, posisi, dan material dari setiap komponen probe (seperti core, lapisan, analit) diatur dengan menggunakan objek *Structures*. Struktur sensor dibuat dengan menetapkan material core refraktif indeksnya diatur sekitar  $n_c = 1.46$  untuk SiO<sub>2</sub> (silika) (Pakarzadeh, 2020) dan diameter core  $d_{core} =$  ditetapkan 6  $\mu\text{m}$ . Permittivitas material plasmonik mengikuti model FDTD dengan data eksperimen permitivitas Cu merujuk Hagemann dkk., (1975), Ag merujuk Palik (1985), dan Au merujuk Johnson dan Christy (1972) yang tersedia di Ansys Lumerical FDTD. Ketebalan lapisan ditetapkan sesuai alur optimasi yaitu dimulai dari 20, 40, 60, 80, dan 100 nm. Sedangkan refraktif indeks urine dengan variasi konsentrasi glukosa mengikuti Tabel 3.1. Ketebalan analit  $t_{analit}$  berbeda-beda karena lebar daerah simulasi  $L_{daerah\ simulasi}$  ditetapkan 14  $\mu\text{m}$ , sehingga  $t_{analit}$  mengikuti untuk setiap ketebalan lapisan. Untuk panjang struktur core, lapisan, dan analit ditetapkan 100  $\mu\text{m}$ .

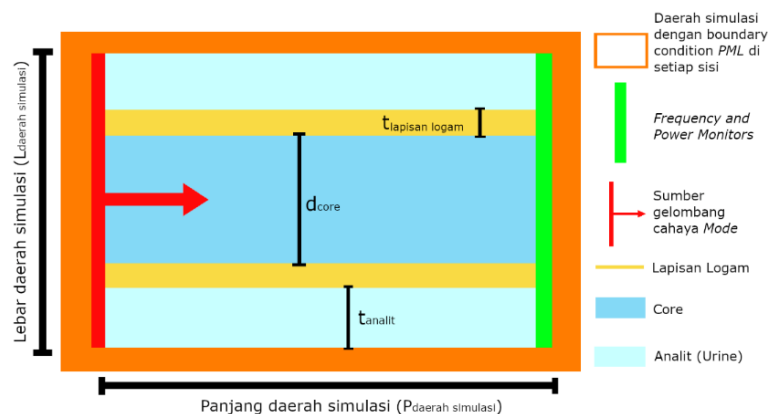
Tabel 3.1 Refraktif indeks urine dengan konsentrasi variasi glukosa (Ahmad, 2010).

<b>Konsentrasi Glukosa dalam Urine</b>	<b>Refraktif Indeks</b>
Normal	$1.335 \pm 0.001$
0.625 gm/dl	$1.336 \pm 0.001$
1.25 gm/dl	$1.337 \pm 0.001$
2.5 gm/dl	$1.338 \pm 0.001$
5 gm/dl	$1.341 \pm 0.001$
10 gm/dl	$1.347 \pm 0.001$

Daerah simulasi diatur; pada tab *Geometry* panjang daerah simulasi  $P_{daerah\ simulasi}$  diatur dengan mengubah nilai  $x\ span\ (\mu\text{m})$  yang mana adalah 100 (sebagai panjang probe sensing) dan  $L_{daerah\ simulasi}$  ditetapkan dengan mengatur

$y$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 14, dengan posisi pusat daerah simulasi diatur  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = 0 dan  $y$  ( $\mu\text{m}$ ) = 0.

Sumber gelombang cahaya diatur; jenis yang diinjeksikan adalah *Mode*. Pada tab *General*, beberapa parameter diatur; *injection axis: x-axis, direction: Forward, amplitude: 1, phase = 0, mode selection: user select, frequency dependent profile* dicentang dan *number of field profile samples* diatur 10, *bent waveguide* dan *Rotations* tidak ada yang diatur lebih lanjut. Pada tab *Geometry* beberapa parameter diatur;  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = -50  $\mu\text{m}$ ,  $x$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 0,  $y$  = 0, dan  $y$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 14. Pada tab *Frequency/Wavelength*, *override global source settings* dicentang, *set frequency/wavelength* dicentang, *wavelength start* ( $\mu\text{m}$ ) menjadi 0.4 dan *wavelength stop* ( $\mu\text{m}$ ) menjadi 1.2 dicentang. Kemudian kembali ke tab *General* mode dipilih melalui *Select Mode*. Kemudian mode yang mengandung mode SPPs dipilih.



Gambar 3.4 Ilustrasi pemodelan struktur desain probe sensing dengan konfigurasi forward scattering.

Parameter monitor diatur; *2D Z-normal* pada *simulation type* dipilih, *Linear Y* pada *monitor type* dipilih dan geometrinya diatur;  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = 100  $\mu\text{m}$ ,  $x$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 0,  $y$  = 0, dan  $y$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 14. Pada tab *Data to record*, *standard fourier*

*transform* dicentang, semua komponen *fields* dicentang, dan pada komponen *pointing vector and power*, hanya *output power* yang dicentang. Untuk tab *Spectral averaging and apodization* dan *Advanced* tidak ada yang diatur lebih lanjut. Yang terakhir, detail simulasi diperiksa kembali, jika sesuai dengan kapasitas komputer maka simulasi dijalankan.

### **3.3 Investigasi Pengaruh Variasi Panjang Zona Sensing**

Setelah optimasi material plasmonik dan ketebalan lapisan, pengaruh panjang zona sensing (pada desain dengan material lapisan dan ketebalannya yang telah optimal) terhadap parameter performa sensor diinvestigasi. Pengaruh panjangnya diinvestigasi secara serentak dimulai dari 100 hingga 300  $\mu\text{m}$ .

Geometri, posisi, material, dan parameter simulasi diatur sama seperti pada sub-bab 3.2, bedanya adalah *mesh override* dua kali lebih besar dari sebelumnya untuk mengurangi waktu simulasi dan  $P_{\text{daerah simulasi}}$  ditetapkan 300  $\mu\text{m}$ . Kemudian, 3 monitor diletakkan dengan setiap monitor parameternya diatur sama, kecuali posisi setiap monitor di sumbu  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) diatur berbeda sesuai dengan panjang probe sensing yang diinvestigasi yaitu sekitar 100, 200, dan 300  $\mu\text{m}$  dari jarak sumber gelombang.

### **3.4 Optimasi Diameter dan Refraktif Core**

Diameter dan refraktif indeks diameter core terhadap performa sensor dioptimasi. Material core yang dibandingkan adalah silika dan PMMA di mana refraktif indeks core-nya adalah 1.46 dan 1.52, masing-masing. Sedangkan diameter core divariasikan 6, 8, dan 10  $\mu\text{m}$ .

Investigasi pengaruh diameter core dengan refraktif indeks core 1.46 dilakukan dengan mengatur geometri, posisi, dan material dari setiap komponen probe sensing diatur dengan menggunakan objek *Structures*; core fiber, lapisan material plasmonik yang optimal, dan analit dibangun. Material core ditetapkan silika dengan refraktif indeksnya 1.46 dan diameter core ( $d_{core}$ ) ditetapkan sesuai dengan alur optimasi (6, 8, dan 10  $\mu\text{m}$ ). Material lapisan dan ketebalannya ( $t_{logam\ optimal}$ ) ditetapkan sesuai dengan yang telah optimal. Sedangkan refraktif indeks analit mengikuti Tabel 3.1 untuk setiap pengukuran konsentrasi. Ketebalan analit  $t_{analit}$  ditetapkan menyesuaikan  $L_{daerah\ simulasi}$ ,  $d_{core}$ , dan  $t_{lapisan\ logam}$ , dengan perhitungan  $t_{analit} = \frac{L_{daerah\ simulasi} - d_{core} - (2 \times t_{lapisan\ logam})}{2}$ . Untuk panjang core, lapisan logam, dan analit ditetapkan mengikuti panjang probe yaitu 100  $\mu\text{m}$ .

Parameter simulasi diatur; *Geometry* simulasi diatur dengan nilai  $x\ span$  ( $\mu\text{m}$ ) mengikuti panjang probe sensing yaitu 100  $\mu\text{m}$  dan  $y\ span$  ( $\mu\text{m}$ ) = 14, dengan posisi  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = 0 dan  $y$  ( $\mu\text{m}$ ) = 0. Parameter lain diatur sebagaimana pada sub-bab sebelumnya.

Sumber gelombang cahaya diatur; jenis yang diinjeksikan adalah *Mode*. Beberapa parameter pada tab *General* diatur; *injection axis*: *x-axis*, *direction*: *Forward*, *amplitude* = 1, *phase* = 0, *mode selection*: *user select*, *frequency dependent profile* dicentang dan *number of field profile samples* diatur 10, *bent waveguide* dan *Rotations* tidak ada yang diatur lebih lanjut. Parameter pada tab *Geometry* diatur;  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = -50  $\mu\text{m}$ ,  $x\ span$  ( $\mu\text{m}$ ) = 0,  $y$  = 0, dan  $y\ span$  ( $\mu\text{m}$ ) = 14. Pada tab *Frequency/Wavelength*, *override global source settings* dicentang, *set frequency/wavelength* dicentang, *wavelength start* ( $\mu\text{m}$ ) diatur menjadi 0.4 dan

*wavelength stop* ( $\mu\text{m}$ ) menjadi 1.2. Kemudian kembali ke tab *General* dan mode dipilih melalui *Select Mode*. Kemudian mode yang mengandung mode SPs dipilih.

Monitor dipilih; *2D Z-normal* pada *simulation type* dipilih, *Linear Y* pada *monitor type* dipilih dan parameter geometri diatur;  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = 50  $\mu\text{m}$ ,  $x$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 0,  $y$  = 0, dan  $y$  span ( $\mu\text{m}$ ) = 14. Pada tab *Data to record*, *standard fourier transform* diatur, semua komponen *fields* dicentang, dan pada komponen *pointing vector and power* hanya *output power* yang dicentang. Untuk tab *Spectral averaging and apodization* dan *Advanced* tidak ada yang diatur lebih lanjut.

Prosedur untuk optimasi diameter core dengan material PMMA secara keseluruhan sama dengan optimasi diameter core dengan material silika hanya saja material core diubah ke PMMA, dengan referensi material PMMA merujuk ke Pakarzadeh (2020).

### **3.5 Investigasi Pengaruh Perbedaan Desain Probe Sensing**

Performa sensor dari dua desain probe sensing yaitu forward scattering dan backward scattering dibandingkan (lihat Gambar 3.4 untuk desain forward scattering dan Gambar 3.5 untuk desain backward scattering). Setelah mendapatkan material dan ketebalan lapisan, panjang zona sensing, material dan diameter core yang optimal. Hasil tersebut diaplikasikan ke dua desain tersebut.

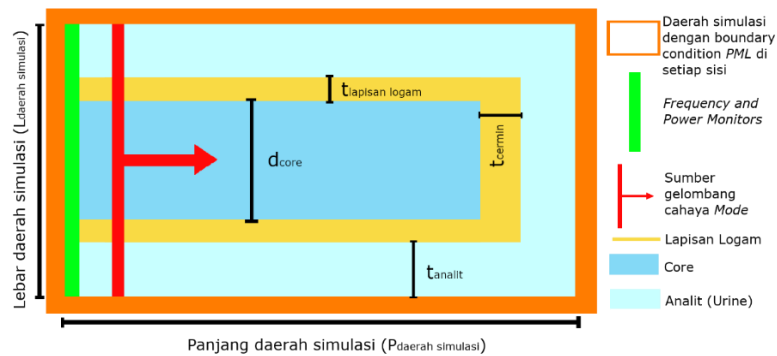
Struktur fiber optik diatur; geometri, posisi, dan material dari setiap komponen probe sensing diatur dengan menggunakan objek *Structures*; membangun core fiber, lapisan yang optimal (yang telah didapatkan pada optimasi), dan analit. Refraktif indkes core ditetapkan yang optimal di antara 1.46

dan 1.52 sesuai hasil investigasi. Juga, diameter core ( $d_{core}$ ) ditetapkan yang optimal sesuai hasil investigasi. Material lapisan dan ketebalannya ( $t_{lapisan logam}$ ) ditetapkan sesuai dengan yang telah optimal. Sedangkan refraktif indeks analit mengikuti Tabel 3.1 untuk setiap pengukuran konsentrasi. Untuk panjang core, lapisan, dan analit ditetapkan mengikuti panjang probe yaitu 100  $\mu\text{m}$ . Parameter simulasi dan sumber gelombang cahaya diatur sama dengan sub-bab

Sedangkan backward scattering dibangun dengan mengatur parameter simulasi; geometri, posisi, dan material dari setiap komponen probe sensing diatur dengan menggunakan objek *Structures*; membangun core fiber, lapisan yang optimal (yang telah didapatkan pada optimasi), dan analit. Material core ditetapkan yang optimal di antara silika dan PMMA sesuai hasil investigasi. Juga, diameter core ( $d_{core}$ ) ditetapkan yang optimal sesuai hasil investigasi. Material lapisan dan ketebalannya ( $t_{lapisan logam}$ ) ditetapkan sesuai dengan yang telah optimal. Sedangkan refraktif indeks analit mengikuti Tabel 3.1 untuk setiap pengukuran konsentrasi. Ketebalan analit  $t_{analit}$  ditetapkan menyesuaikan  $L_{daerah simulasi}$ ,  $d_{core}$ , dan  $t_{lapisan logam}$ , dengan perhitungan  $t_{analit} = \frac{L_{daerah simulasi} - d_{core} - (2 \times t_{lapisan logam})}{2}$ . Untuk panjang core, lapisan, dan analit ditetapkan mengikuti panjang probe yaitu 100  $\mu\text{m}$ . Lapisan material plasmonik ditambahkan namun dengan ketebalan 150 nm di sisi ujung fiber sebagai cermin dan tambahkan objek analit di samping cermin sedemikian sehingga probe sensing seakan-akan berada di lingkungan analit (lihat Gambar 3.5).

Daerah simulasi diatur; pada tab *Geometry* nilai  $x span (\mu\text{m})$  mengikuti panjang probe sensing yaitu 105  $\mu\text{m}$  dan  $y span (\mu\text{m}) = 14$ , dengan posisi  $x (\mu\text{m}) = 0$  dan  $y (\mu\text{m}) = 0$ . Parameter lainnya diatur sama dengan sub-bab 3.2. Sedangkan

sumber gelombang cahaya diatur sama seperti pada sub-bab sebelumnya. Adapun monitor refleksi diatur dengan; *2D Z-normal* pada *simulation type* dipilih, *Linear Y* pada *monitor type* dipilih dan beberapa parameter lainnya diatur;  $x (\mu\text{m}) = -52.5 \mu\text{m}$ ,  $x \text{ span } (\mu\text{m}) = 0$ ,  $y = 0$ , dan  $y \text{ span } (\mu\text{m}) = 14$ .



Gambar 3.5 Ilustrasi pemodelan struktur desain probe sensing dengan konfigurasi backward scattering.

### 3.6 Parameter Performa Sensor

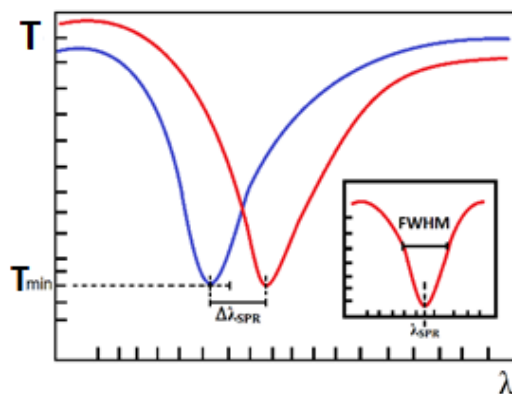
Daya ternormalisasi yang ditransmisikan (*Normalized Transmitted Power*) dihitung melalui monitor yang diwakilkan oleh Persamaan (3.1):

$$T(f) = \frac{1}{2} \frac{\text{Re}(P(f)^{\text{monitor}}) \cdot dS}{\text{source power}} \quad (3.1)$$

di mana  $T(f)$  adalah daya transmisi yang ternormalisasi sebagai fungsi frekuensi.  $P(f)$  adalah vektor poynting, dan  $dS$  adalah permukaan normal (Al-Qazwini dkk., 2013).

Parameter performa sensor, seperti  $S$ ,  $DA$ ,  $QF$ , dan  $FOM$  harus setinggi mungkin untuk menjadi sensor yang baik. Nilai  $S$  yang tinggi mewakili kemampuan sensor untuk mendeteksi perubahan kecil pada refraktif indeks analit.  $DA$  yang tinggi mewakili kemampuan sensor SPR untuk memberikan hasil yang

akurat dengan melihat perbedaan kurva satu dengan lainnya secara mudah. Sedangkan nilai  $QF$  dan  $FOM$  yang tinggi masing-masing dimaknai kualitas sensor dan efisiensi sensor yang tinggi.



Gambar 3.6 Bentuk spektrum transmitansi (T), ilustrasi pergeseran panjang gelombang resonansi  $\Delta\lambda_{SPR}$ , dan FWHM spektrum (inset).

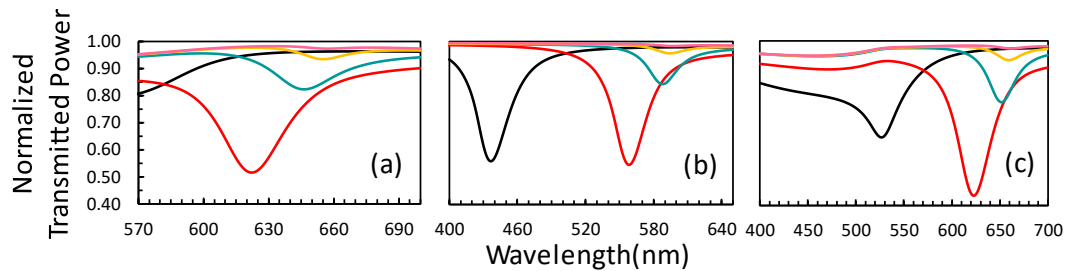
Panjang gelombang resonansi pada spektrum transmitansi diwakili oleh  $\lambda_{SPR}$ , sedangkan  $\Delta\lambda_{SPR}$  mewakili pergeseran panjang gelombang resonansi,  $\Delta n_{analit}$  mewakili besar perubahan refraktif indeks analit, dan  $T_{min}$  mewakili nilai minimum daya pada spektrum transmitansi. FWHM mendefinisikan lebar penuh pada setengah dari spektrum transmitansi maksimum sensor (lihat Gambar 3.6). Persamaan (2.44) mewakili  $S$  yang sebanding dengan  $\Delta\lambda_{SPR}$ , yang artinya semakin besar  $\Delta\lambda_{SPR}$  maka sensitivitas sensor semakin baik, dan Persamaan (2.45), (2.46), dan (2.47) menunjukkan bahwa  $DA$ ,  $QF$ , dan  $FOM$  berbanding terbalik dengan FWHM yang memberikan makna bahwa semakin sempit FWHM, maka performa sensor semakin baik.

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Optimasi Material dan Ketebalan Lapisan Material Plasmonik

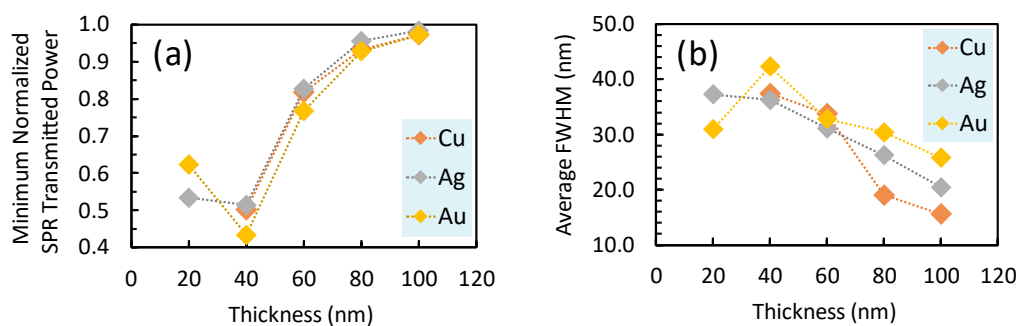
Desain sensor fiber optik berbasis SPR dengan berbagai material (Cu, Ag, dan Au) dan ketebalan lapisan dioptimasi. Struktur probe sensing terdiri dari core berbahan silika dengan refraktif indeks 1.46, diameter core 6  $\mu\text{m}$ , dan panjang zona sensing 100  $\mu\text{m}$ . Pengukuran konsentrasi dilakukan dengan memberikan nilai refraktif indeks urine sebagai analit, dari  $n_a = 1.335$  hingga 1.347 di mana bersesuaian dengan konsentrasi glukosa (Tabel 3.1).



Gambar 4.1 Spektrum transmitansi SPR untuk pengukuran  $n_a = 1.335$  dengan material lapisan (a) Cu, (b) Ag, dan (c) Au pada ketebalan 20 nm (**hitam**), 40 nm (**merah**), 60 nm (**hijau**), 80 nm (**kuning**), dan 100 nm (**merah muda**).

Dalam Gambar 4.1, transmitansi yang minimum yang seperti jurang (disebut dip), pada panjang gelombang tertentu, adalah karena efek SPR; ketika konstanta propagasi cahaya datang dan SPs bernilai sama. Hasil perhitungan menunjukkan semakin tebal lapisan Cu ( $t_{Cu}$ ), Ag ( $t_{Ag}$ ), atau Au ( $t_{Au}$ ), semakin dangkal dip. Semua material menunjukkan pendangkalan dimulai dari 40 – 100 nm. Di sisi lain,  $t_{Cu} = 20$  nm tidak menimbulkan dip, sedangkan  $t_{Ag}$  dan  $t_{Au}$  di 20 nm memiliki dip yang lebih dangkal daripada  $t_{Ag}$  dan  $t_{Au}$  di 40 nm. Selain itu, letak panjang gelombang resonansi ( $\lambda_{SPR}$ ) bergeser ke arah kanan (red shift) seiring

tebalnya lapisan material plasmonik, ini didukung beberapa pekerjaan lain (Rezaei dkk., 2014; Mao dkk., 2015; Murat dkk., 2016; Saad dkk., 2017; Zhang dkk., 2018; Mohamad dkk., 2019; Panda & Pukhrbham, 2022). Penyebab bergesernya  $\lambda_{SPR}$  seiring bertambahnya ketebalan lapisan disebabkan efektif indeks SPs bergantung pada ketebalan lapisan material plasmonik, di mana efektif indeks SPs mempengaruhi konstanta propagasinya yang tentu mempengaruhi posisi  $\lambda_{SPR}$  (Homola, 2006).

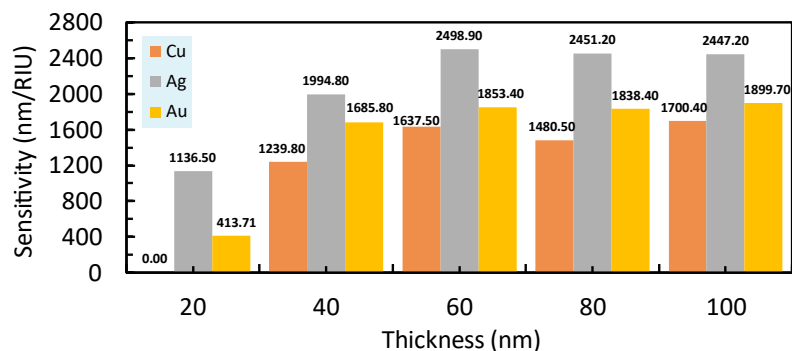


Gambar 4.2 (a) Rata-rata FWHM dan (b) rata-rata transmitansi minimum pada  $\lambda_{SPR}$  dari seluruh pengukuran  $n_a = 1.335 - 1.347$ .

Rata-rata FWHM spektrum (dari seluruh pengukuran konsentrasi glukosa dalam urine) semakin sempit seiring tebalnya lapisan. Ini terjadi pada semua material (Gambar 4.2(a)). Selain itu, nilai  $T_{min}$  semakin tinggi seiring tebalnya lapisan yang menyebabkan dip tidak terlalu tampak, begitu pula ketika lapisan semakin tipis (Gambar 4.2(b)). Selain menyebabkan tidak nampaknya dip, tingginya  $T_{min}$  dapat menurunkan parameter  $FOM$ .

Salah satu parameter penting dari sensor SPR adalah sensitivitas, di mana nilainya bergantung pada jenis dan ketebalan lapisan material plasmonik. Gambar 4.3 menunjukkan bahwa sensitivitas Ag selalu lebih tinggi daripada Cu dan Au di setiap ketebalan. Sensitivitas tertinggi dimiliki oleh Ag dengan ketebalan 60 nm

dengan nilai  $S = 2498.90$  nm/RIU. Selain itu, sensor akan dapat dengan baik membedakan kurva konsentrasi satu dengan yang lainnya jika  $DA$  bernilai tinggi. Di sini, dalam kasus untuk membedakan  $n_a = 1.341$  dan  $1.347$ , Ag selalu memberikan  $DA$  tertinggi daripada Cu dan Au (Tabel 4.1).

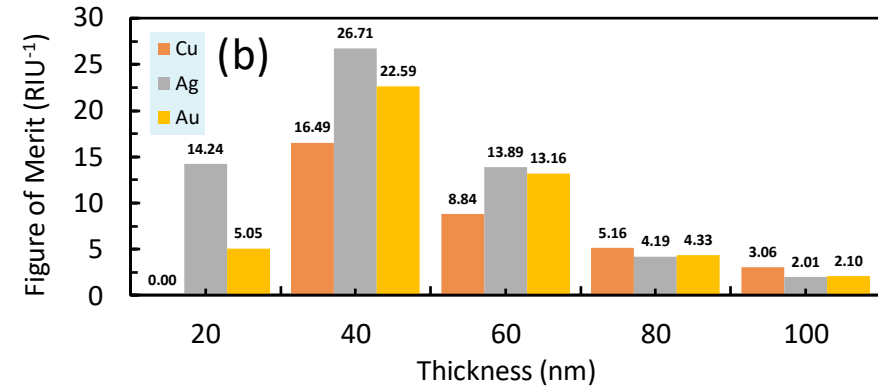
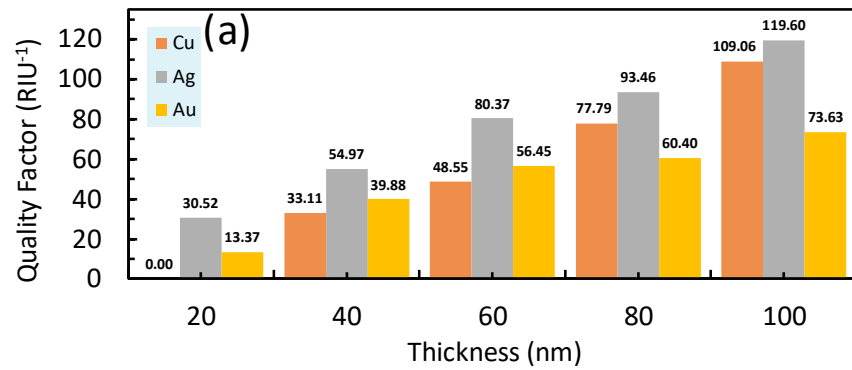


Gambar 4.3 Sensitivitas sensor dengan lapisan Cu, Ag, dan Au untuk ketebalan 20 – 100 nm.

$QF$  diwakilkan oleh nilai  $S$  dibagi rata-rata FWHM kurva dari seluruh pengukuran konsentrasi. Gambar 4.4(a) menunjukkan bahwa semakin tebal lapisan,  $QF$  semakin tinggi. Ini disebabkan semakin sempitnya FWHM seiring tebalnya coating. Di sini, Ag adalah yang tertinggi daripada Cu dan Au, pada semua ketebalan. Ini menunjukkan bahwa selain sensitivitasnya tinggi FWHM kurvanya juga tidak terlalu lebar (Gambar 4.2(a)). Dari hasil ini, material Ag dengan ketebalan 40 dan 60 nm adalah kandidat yang optimal. Dengan pertimbangan parameter  $S$ ,  $DA$ , dan  $QF$ , ini memperlihatkan bahwa ketebalan  $t_{Ag} = 60$  nm lebih baik daripada  $t_{Ag} = 40$  nm. Bagaimanapun, nilai  $FOM$  dari  $t_{Ag} = 60$  nm kurang dari  $FOM$  dengan  $t_{Ag} = 60$  nm yang disebabkan dangkalnya dip pada  $t_{Ag} = 60$  nm. Sehingga, pekerjaan selanjutnya adalah menurunkan nilai  $T_{min}$  dari desain yang menggunakan  $t_{Ag} = 60$  nm.

Tabel 4.1 *DA* sensor dengan coating Cu, Ag, dan Au untuk ketebalan ( $t_{Cu} = t_{Ag} = t_{Au} =$ ) 20 hingga 100 nm.

RI Analit	$t_{Cu}(nm)$				$t_{Ag}(nm)$					$t_{Au}(nm)$				
	40	60	80	100	20	40	60	80	100	20	40	60	80	100
1.335	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1.336	0.007	0.027	0.004	0.029	0.031	0.049	0.064	0.075	0.101	0.007	0.031	0.072	0.080	0.094
1.337	0.034	0.046	0.130	0.102	0.031	0.049	0.128	0.076	0.096	0.023	0.022	0.026	0.079	0.055
1.338	0.056	0.056	0.056	0.056	0.031	0.048	0.064	0.076	0.190	0.028	0.052	0.045	0.079	0.041
1.341	0.060	0.142	0.231	0.403	0.090	0.193	0.196	0.313	0.301	0.033	0.105	0.223	0.162	0.275
1.347	0.230	0.263	0.495	0.700	0.176	0.298	0.510	0.570	0.737	0.066	0.256	0.315	0.343	0.410

Gambar 4.4 (a) *QF* dan (b) *FOM* sensor dengan coating Cu, Ag, dan Au untuk ketebalan 20 – 100 nm.

Paragraf akhir ini membahas sedikit penjelasan fisis mengenai pendangkalan dip ketika lapisan material plasmonik semakin tebal atau tipis. Sebelum membahas fenomena penyebab efek tersebut, perlu diketahui bahwa eksitasi gelombang SPs melalui konfigurasi Kretschmann (Gambar 2.5) adalah berdasar pada total internal reflection (TIR). Pada eksitasi SPs menggunakan konfigurasi ini, cahaya insiden datang dari prisma menumbuk lapisan material plasmonik yang kemudian terjadi TIR dan menimbulkan penerobosan foton ke lapisan sehingga SPs tereksitasi pada permukaan antara lapisan material plasmonik dan dielektrik.

Kemudian, secara sifatnya, mode SPs adalah gelombang yang *leaky*; bukan hanya dapat kehilangan energi karena absorpsi oleh lapisan material plasmonik, namun juga karena bocor ke bagian prisma. Ini mendeskripsikan terjadinya resonansi yang disebabkan oleh interferensi destruktif antara SPs yang bocor ke prisma dan cahaya datang yang terefleksikan. Dari penjelasan tersebut dan hasil simulasi, dapat diindikasikan bahwa semakin tebal lapisan material plasmonik, maka interferensi tidak menjadi optimal. Sehingga, perlu ketebalan tertentu untuk mendapatkan interferensi destruktif yang optimal yang kemudian menjadikan dip yang dalam (Maier, 2007). Fiber optik adalah pandu gelombang atau waveguide yang memanfaatkan TIR. Pada dasarnya, sensor yang didesain pada penelitian ini memanfaatkan konfigurasi Kretschmann dan prinsip TIR, hanya saja perbedaannya adalah teknik interogasinya yang menggunakan panjang gelombang bukan pada sudut cahaya datang; SPR terjadi di panjang gelombang tertentu.

Dari hasil simulasi, Ag adalah yang paling sensitif sebagaimana yang telah dilaporkan beberapa referensi terutama di daerah visible (Chen & Lin, 2019; Lv

dkk., 2021; Hossain dkk., 2022). Penyebabnya ialah karena Ag memiliki *ohmic loss* yang rendah sehingga damping term nya rendah, jika damping term rendah maka SPs tidak mudah meluruh dan lebih sensitif terhadap perubahan (Nickelson, 2018) yang ditunjukkan pada rendahnya permitivitas bagian imajinernya, dibandingkan Au dan Cu (lihat Gambar 2.4). Hubungan antara damping term dan bagian imajiner permitivitas dapat ditinjau pada model Drude-Sommerfeld.

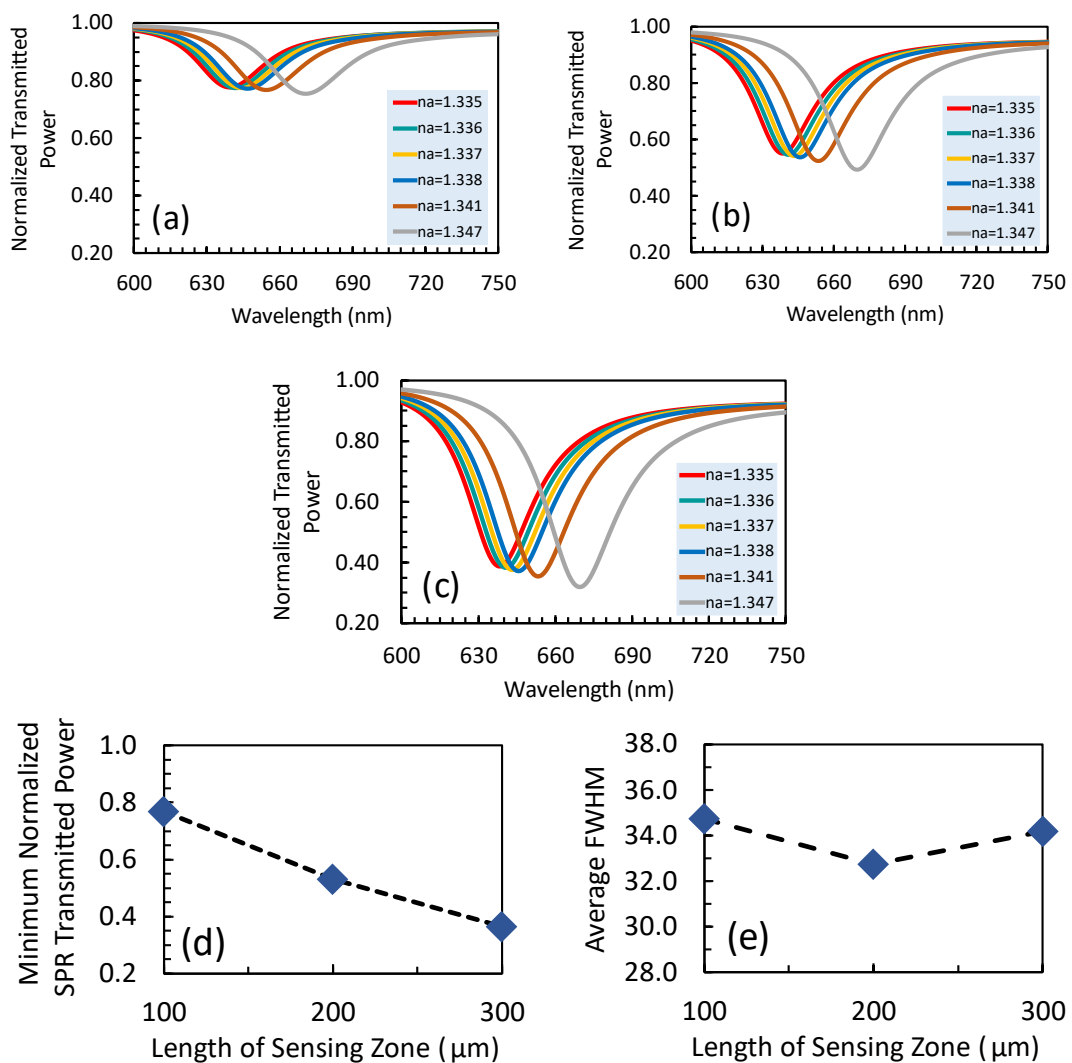
#### 4.2 Pengaruh Panjang Zona Sensing

Panjang zona sensing divariasikan dari 100, 200, dan 300  $\mu\text{m}$ . Spesifikasi probe sensing terdiri dari core dengan refraktif indeks 1.46, lapisan Ag memiliki ketebalan 60 nm, dan analit dengan  $n_a$  mengikuti Tabel 3.1. Dari hasil simulasi, panjang zona sensing memiliki pengaruh pada parameter performa sensor.

Pertama, Gambar 4.5(a – c) memperlihatkan bahwa semakin panjang zona sensing semakin dalam  $T_{min}$ , ini terjadi di setiap pengukuran refraktif indeks analit.  $T_{min}$  untuk panjang zona sensing 100  $\mu\text{m}$  adalah 0.7696, untuk 200  $\mu\text{m}$  adalah 0.5323, dan untuk 300  $\mu\text{m}$  adalah 0.3651. Penurunan terjadi sekitar 31% per 100  $\mu\text{m}$ , di mana dari 100 ke 200  $\mu\text{m}$  penurunan sekitar 30.83% dan dari 200 ke 300  $\mu\text{m}$  sekitar 31.41% (Gambar 4.5 (d)). Selanjutnya, nilai FWHM pada panjang 100, 200, dan 300  $\mu\text{m}$ , FWHM-nya bernilai 34.73, 32.73, dan 34.19 nm, masing-masing (Gambar 4.5(e)). Selain itu, tidak terjadi pergeseran panjang gelombang resonansi seiring bertambahnya panjang zona sensing.

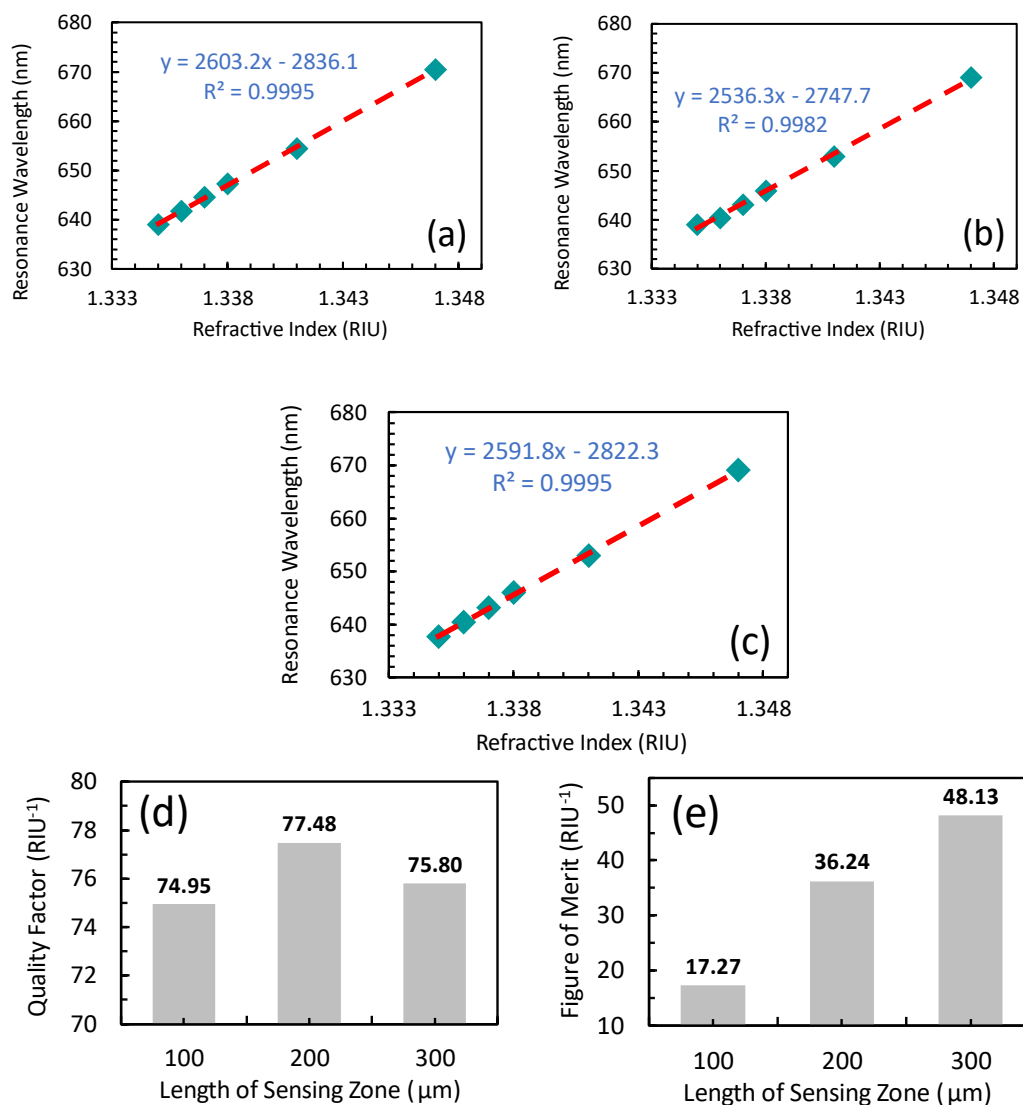
Untuk sensitivitas, kesimpulan yang didapatkan adalah panjang zona sensing tidak ada pengaruhnya terhadap sensitivitas. Semua panjang zona sensing menunjukkan sensitivitas yang tidak jauh berbeda. Indikasi perbedaan sensitivitas

yang dihasilkan bukan karena hal fundamental namun muncul karena kurangnya jumlah frequency points pada monitor (detektor); semakin banyak frequency points maka semakin halus kurva dan  $\lambda_{SPR}$  pada setiap pengukuran  $n_a$ . Sehingga, tesisnya adalah setiap panjang zona sensing menyebabkan panjang gelombang resonansinya sama di setiap pengukuran  $n_a$ . Ini dapat dilihat bahwa posisi  $\lambda_{SPR}$  hampir semua di posisi yang sama (Gambar 4.6 (a – c)).



Gambar 4.5 Spektrum transmitansi SPR untuk panjang zona sensing (a) 100, (b) 200, dan (c) 300  $\mu\text{m}$  serta (d)  $T_{min}$ - dan (e) FWHM-nya.

Hasil simulasi efek panjang zona pada  $T_{min}$  didukung oleh pekerjaan lain dari sisi teoretikal dan eksperimental menggunakan fiber optik multimode di mana diameter core sangat panjang yaitu lebih dari 50  $\mu\text{m}$  (Dwivedi dkk., 2008; Lv dkk., 2021). Namun, hasil eksperimental yang menggunakan fiber optik multimode dengan diameter core 600  $\mu\text{m}$ , melaporkan bahwa panjang zona sensing mempengaruhi posisi panjang gelombang resonansi dan sensitivitas (Dwivedi dkk., 2008).



Gambar 4.6 Kurva fitting linear antara panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR}$  dan refraktif indeks analit  $n_a$  untuk panjang probe (a) 100, (b) 200, dan (c) 300  $\mu\text{m}$  serta (d)  $QF$ - dan (e) FOM-nya.

Untuk pengaruh panjang zona sensing terhadap nilai  $QF$ , ini tidak memiliki tren (Gambar 4.6(d)). Sedangkan  $FOM$  sudah tentu semakin naik karena semakin panjang zona sensing maka semakin dalam dip yang dihasilkan (Gambar 4.6(e)).

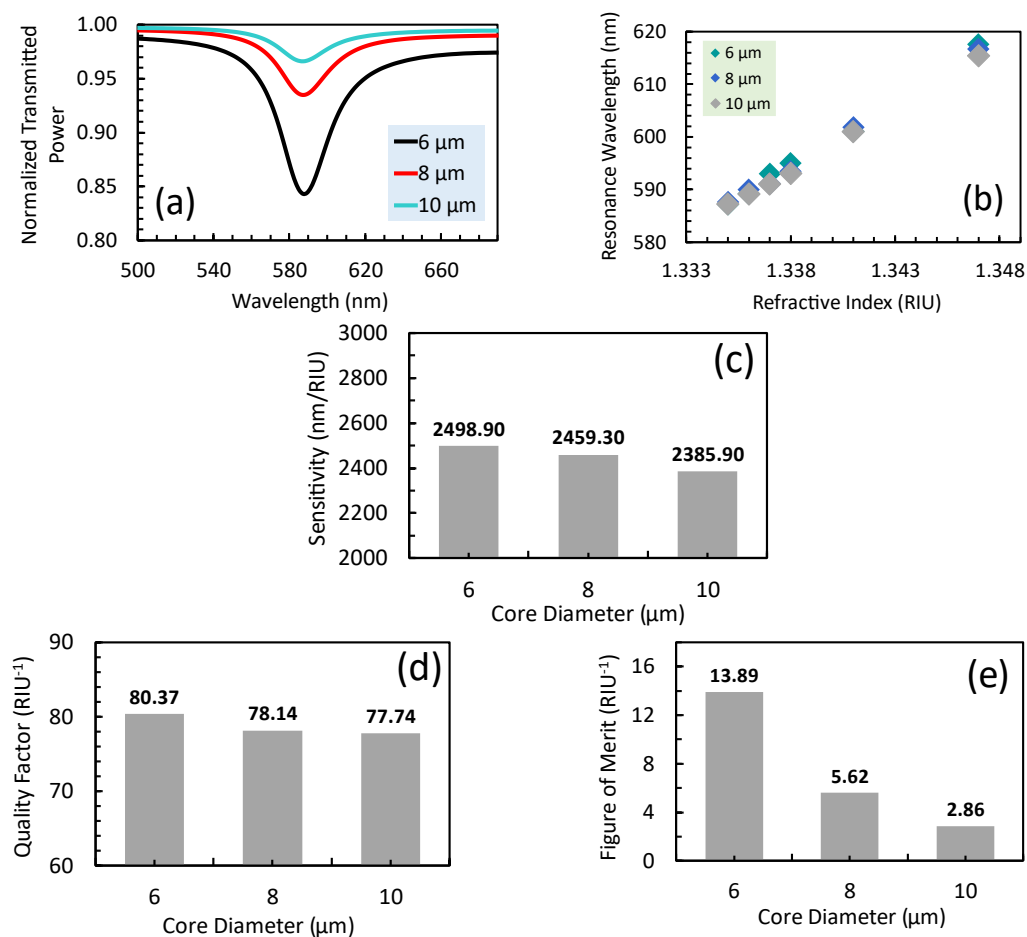
Ada dua indikasi yang mungkin yang membedakan antara pekerjaan simulasi ini dan pekerjaan eksperimental oleh Dwivedi dkk. Yang pertama, karena perbedaan penggunaan fiber optik di mana Dwivedi dkk. menggunakan multimode di mana jenis ini menginjeksikan mode lebih dari satu, sedangkan simulasi ini menggunakan single mode di mana diameter corenya yaitu di sekitar atau di bawah  $10\ \mu\text{m}$  yang menginjeksikan satu mode saja. Indikasi yang kedua adalah nilai sensitivitas terhadap panjang zona pada simulasi tidak terpengaruh karena simulasi yang dilakukan adalah 2D, sedangkan pada eksperimental fenomena yang terjadi adalah 3D.

Paragraf terakhir pada sub-bab ini membahas penjelasan fisis mengenai pengaruh panjang zona sensing. Penambahan kedalaman dip yang disebabkan kenaikan panjang zona sensing diakibatkan oleh bertambahnya cahaya yang terefleksikan pada zona sensing sehingga lebih banyak cahaya terefleksi yang kehilangan energinya karena interferensi dengan SPs. Sehingga, terjadilah akumulasi fenomena tersebut pada daya cahaya keluaran yang menyebabkan dip yang lebih dalam di panjang gelombang resonansi. Kemudian, ada penguatan argumen indikasi pertama (yang dibahas pada paragraf sebelumnya); pada fiber optik multimode, mode yang dihasilkan lebih dari satu yang mana setiap mode itu berkaitan dengan sudut datang. Sehingga, ini menyebabkan pergeseran panjang gelombang resonansi seiring memanjangnya zona sensing karena konstanta propagasi setiap mode dan SPs saling mencari kecocokan (Dwivedi dkk., 2008).

Alasan tersebut juga menjadi indikasi mengapa terjadi perubahan sensitivitas ketika panjang zona sensing berubah.

### 4.3 Optimasi Diameter dan Refraktif Core

Nilai refraktif indeks core yang divariasikan adalah 1.46 dan 1.52, yang dikaitkan dengan material silika dan PMMA. Sebelumnya, hasil simulasi optimasi panjang probe menunjukkan bahwa tidak ada pengaruhnya terhadap sensitivitas, sehingga di sini panjang probe diatur 100  $\mu\text{m}$  untuk mengurangi waktu simulasi. Ketebalan lapisan Ag diatur 60 nm, refraktif indeks analit mengikuti Tabel 3.1.



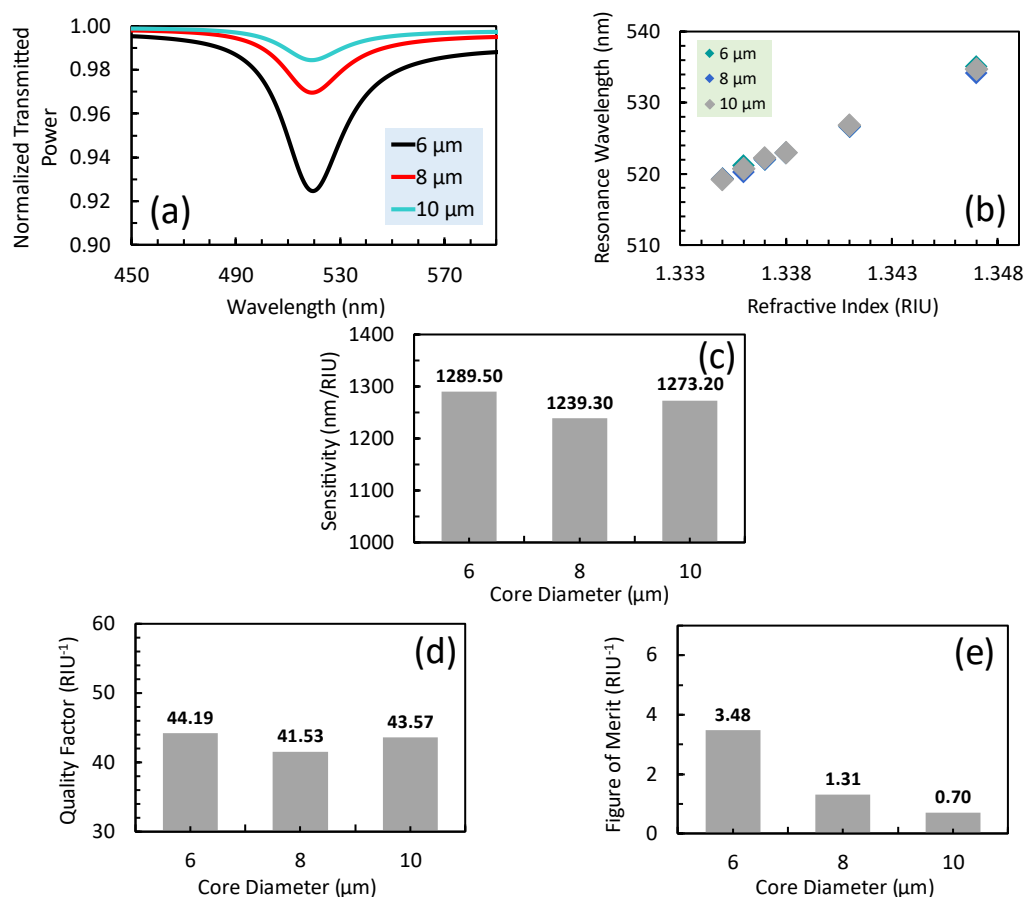
Gambar 4.7 Hasil optimasi core diameter untuk refraktif indeks core 1.46. (a) Spektrum transmitansi untuk variasi core diameter pada pengukuran  $n_a = 1.335$  dan (b) panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR}$  dengan variasi  $n_a$ . (c)  $S$ , (d)  $QF$ , dan (e)  $FOM$  terhadap variasi core diameter.

Spektrum transmitansi untuk setiap core diameter 6, 8, 10  $\mu\text{m}$  pada Gambar 4.7(a) menunjukkan setiap naiknya panjang diameter core, semakin dangkal dip yang dihasilkan. Hasil ini serupa dengan eksperimen yang dilakukan oleh Dwivedi dkk. (2008) yang memvariasikan diameter core dengan variasi 200, 400, dan 600  $\mu\text{m}$  untuk fiber optik berbasis multimode; ketidakcocokan terletak pada letak panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR}$  di mana terjadi red shift seiring pendeknya diameter. Sedangkan, hasil simulasi ini tidak menunjukkan pergeseran yang signifikan (hampir terjadi resonansi di panjang gelombang yang sama), sedikit pergeseran ini pun diindikasikan karena pemilihan jumlah wavelength points monitor transmitansi yang kurang banyak. Ini dapat dilihat pada Gambar 4.7 (b) bahwa semua titik panjang gelombang resonansi di setiap pengukuran analit posisinya saling berhimpit.

Nilai sensitivitas diindikasikan tidak terjadi perubahan di setiap diameter core, hanya saja perubahan sedikit terjadi karena pemilihan jumlah wavelength points pada monitor (Gambar 4.7(c)). Sedangkan, pekerjaan eksperimental Dwivedi dkk. (2008) menunjukkan kenaikan sensitivitas seiring panjangnya diameter core. Indikasi penyebab ketidaksesuaian tersebut adalah sama dengan pembahasan pada sub-bab sebelumnya; (1) karena pemakaian jenis fiber optik (single/multi mode) atau (2) karena simulasi dilakukan pada 2D.

Selaras dengan sensitivitas yang ditekankan bahwa tidak terjadi perubahan, tentu saja pada parameter  $QF$  pun diindikasikan tidak terlalu berubah karena tidak terjadi perubahan FWHM yang besar juga (Gambar 4.7(d)). Sedangkan untuk parameter  $FOM$ , nilainya turun seiring panjangnya diameter core yang disebabkan semakin dangkalnya dip yang dihasilkan (Gambar 4.7(e)).

Selanjutnya, pengaruh yang sama terjadi pada desain dengan refraktif indeks core 1.52 (PMMA). Semakin panjang diameter core dip yang dihasilkan semakin dangkal (Gambar 4.8(a)). Selain itu, dip dengan PMMA untuk setiap panjang diameter memberikan  $T_{\min}$  yang lebih tinggi dari pada silika (dipnya lebih dangkal). Lagi-lagi, untuk setiap pengukuran  $n_a$ , hampir tidak mengalami pergeseran panjang gelombang resonansi ketika diameter core divariasikan (Gambar 4.8(b)). Selain itu, pengaruh panjang diameter core terhadap sensitivitas dan  $QF$  juga cenderung sama, dan terjadi penurunan FOM seiring panjangnya diameter karena dip yang semakin dangkal (Gambar 4.8(c – e)).



Gambar 4.8 Hasil optimasi core diameter untuk 1.52. (a) Spektrum transmitansi untuk variasi core diameter pada pengukuran  $n_a = 1.335$  dan (b) panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR}$  dengan variasi  $n_a$ . (c)  $S$ , (d)  $QF$ , dan (e)  $FOM$  terhadap variasi core diameter.

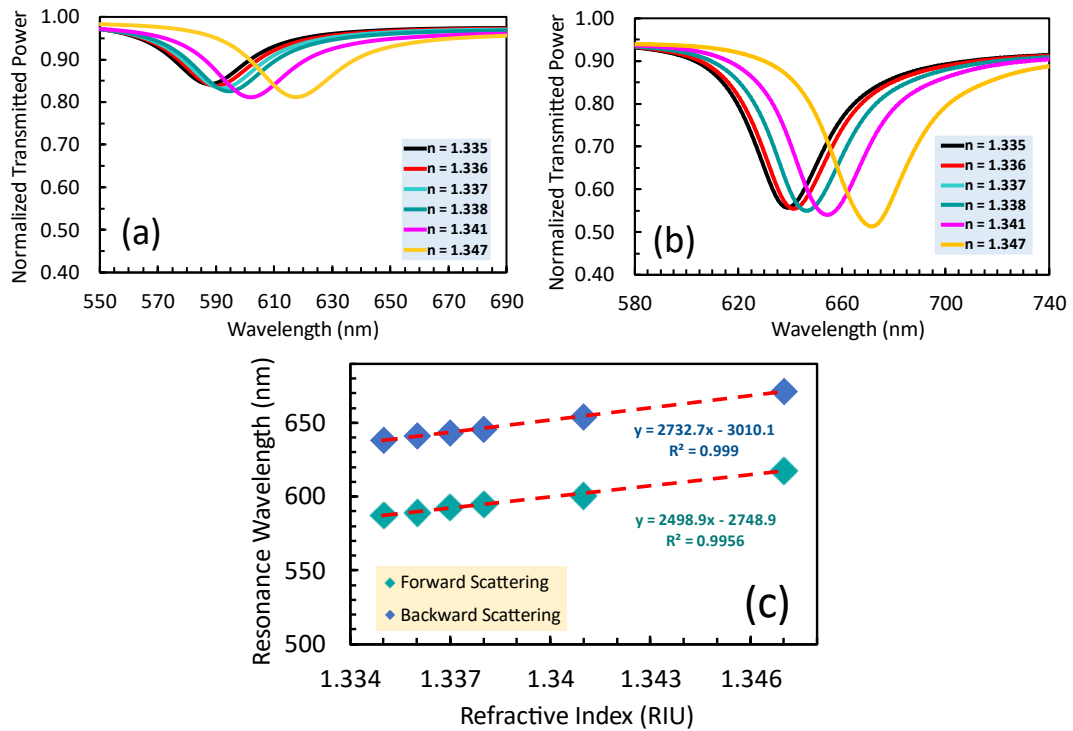
Membandingkan sensitivitas yang dihasilkan oleh silika dan PMMA, terlihat bahwa ada pengaruh refraktif indeks core, ini ditunjukkan penurunan sensitivitas ketika refraktif indeks core bernilai 1.52. Sensitivitas menurun drastis sebagaimana yang ditunjukkan pada Gambar 4.7(c) dan Gambar 4.8(c). Penurunan sensitivitas karena naiknya refraktif indeks core terjadi pada eksperimen yang dilakukan oleh Liu dkk., (2020). Untuk FOM, semakin panjang diameter, semakin turun nilainya karena peran sensitivitas dan FWHM tidak terlalu berkontribusi, sehingga kontribusi terbesar dilekatkan pada  $T_{min}$ .

Penjelasan fisis terjadinya pendalaman dip seiring sempitnya diameter core diindikasikan karena pada diameter core yang lebih lebar cahaya yang terpantulkan lebih banyak kehilangan dayanya sebelum memantulkan diri ke lapisan plasmonik sehingga pada eksitasi SPs terjadi interferensi antara cahaya datang dan SPs tidak terlalu optimal dibandingkan diameter core yang lebih sempit. Adapun pengaruh refraktif indeks core terhadap sensitivitas diindikasikan dengan pengaruh numerical aperture (NA) yang dapat dihitung dengan melihat perbedaan refraktif indeks core dan cladding. Gupta dkk. (2015) melaporkan bahwa semakin tinggi NA semakin tinggi sensitivitasnya.

#### **4.4 Perbandingan Desain Forward dan Backward Scattering**

Bagian ini mendiskusikan perbandingan performa dua desain probe sensing yang berbeda, yaitu forward scattering dan backward scattering. Kedua desain memiliki spesifikasi yang sama. Mempertimbangkan hasil simulasi sebelumnya, refraktif indeks core yang sensitif adalah 1.46. Sedangkan diameter core diatur 6  $\mu\text{m}$  dan panjang probe zona sensing 100  $\mu\text{m}$ . Bedanya terletak pada desain

struktur probe, backward scattering memanfaatkan pantulan transmisi sehingga diberikan cermin di ujung probe dengan melapisinya menggunakan coating Ag setebal 150 nm (lihat Gambar 3.5).



Gambar 4.9 (a) Spektrum transmitansi untuk forward scattering dan (b) backward scattering pada setiap pengukuran  $n_a$ . (c) Kurva fitting linear antara panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR}$  dan refraktif indeks analit  $n_a$  untuk kedua desain.

Gambar 4.9(a – b) menunjukkan bahwa dip yang dihasilkan desain backward scattering lebih dalam daripada desain forward scattering, dengan rata-rata  $T_{min}$  0.544 dan 0.827, masing-masing. FWHM backward scattering lebih lebar sedikit dengan nilai 35.74 nm dibanding forward scattering dengan nilai 31.09 nm (Tabel 4.2). Selain itu, untuk backward scattering menunjukkan red shift pada panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR}$  (relatif terhadap forward scattering) yang ditunjukkan pada pengukuran  $n_a = 1.335 - 1.347$ ,  $\lambda_{SPR}$  terletak pada 580 – 600 nm, sedangkan untuk backward scattering terletak pada 630 – 670 nm

(Gambar 4.9(c)). Sensitivitas untuk backward scattering juga lebih tinggi daripada forward scattering, walaupun nilai  $QF$  lebih rendah karena FWHM yang lebih lebar. Nilai  $FOM$  backward scattering lebih tinggi 3 kali daripada forward scattering (Tabel 4.2).

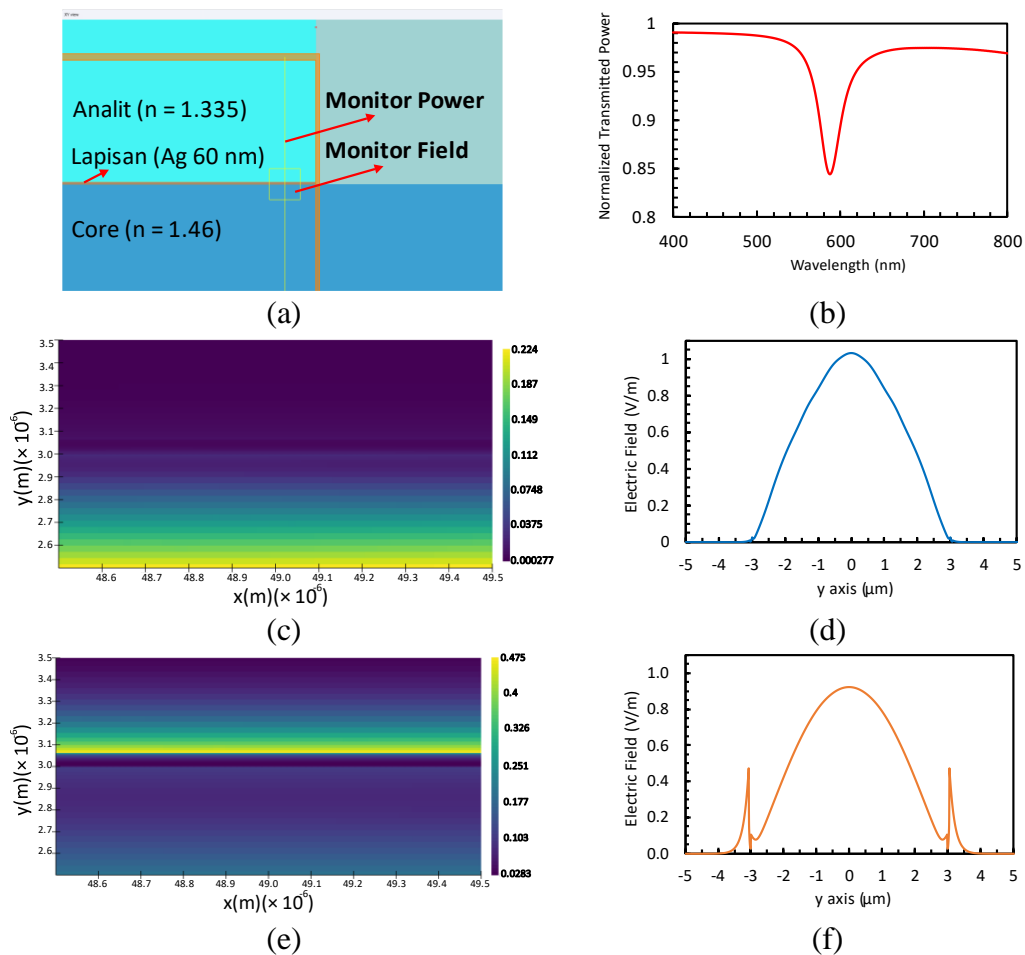
Tabel 4.2 Rangkuman parameter performa sinyal sensor dengan desain forward scattering dan backward scattering.

<b>Parameter</b>	<b>Forward Scattering</b>	<b>Backward Scattering</b>
Average $T_{min}$	0.827	0.544
Average FWHM	31.09	35.74
S (nm/RIU)	2498.90	2732.70
Q.F. (RIU <sup>-1</sup> )	80.37	76.47
FOM (RIU <sup>-1</sup> )	13.89	34.86

Ada indikasi yang mungkin untuk menjelaskan backward scattering lebih menimbulkan dip yang lebih dalam daripada forward scattering; sebabnya adalah karena backward scattering diasumsikan memiliki panjang zona sensing yang dua kali lebih panjang dengan forward scattering sehingga saat eksitasi SPs interferensi antara cahaya datang dan SPs terjadi lebih banyak. Bagaimanapun, terjadi pergeseran pada panjang gelombang resonansi dan sensitivitas. Kejadian ini diindikasikan karena pada saat cahaya terefleksikan oleh cermin, perubahan fase gelombang cahaya terjadi. Ini menyebabkan posisi panjang gelombang resonansi berubah dan indikasi ini juga dikaitkan dengan perubahan sensitivitas.

Untuk menunjukkan fenomena eksitasi SPs melalui metode FDTD, plot distribusi kekuatan medan listrik di sekitar permukaan Core-Ag-Analit dibahas. Probe yang digunakan memiliki desain forward scattering dan struktur refraktif indeks core 1.46 berdiameter 6  $\mu\text{m}$ , dan memiliki panjang zona sensing 100  $\mu\text{m}$ , sedangkan refraktif indeks analit diatur 1.335. Monitor medan berukuran  $x \text{ span} =$

1  $\mu\text{m}$  dan  $y$  span = 1  $\mu\text{m}$  diletakkan di posisi  $x$  ( $\mu\text{m}$ ) = 49 dan  $y$  ( $\mu\text{m}$ ) = 3, sebagaimana yang digambarkan oleh persegi berwarna kuning pada potongan  $xy$  view dari struktur probe (Gambar 4.10 (a)). Gambar 4.10(b) adalah spektrum daya ternormalisasi yang dihasilkan di mana resonansi terjadi di panjang gelombang 587.86 nm. Sekitaran  $y = \pm 3.0$  dan  $\pm 3.05$   $\mu\text{m}$  menunjukkan medan listrik SPs yang sangat lemah pada panjang gelombang 400 nm (Gambar 4.10(c) dan (d)), sedangkan pada panjang gelombang resonansi  $\lambda_{SPR} = 587.86$  nm menunjukkan medan listrik SPs yang kuat di atas lapisan Ag, namun lemah di bawahnya (Gambar 4.10(e) dan (f)).



Gambar 4.10 (a) Potongan tampilan struktur probe sensing pada  $xy$  view. (b) Spektrum transmitansi dengan  $n_a = 1.335$ . Distribusi medan di sekitaran lapisan Ag pada panjang gelombang (c,d) 400 nm dan (e,f) 587.86 nm.

#### 4.5 Integrasi Kajian Keislaman dan Hasil Penelitian

Kegiatan riset adalah salah satu hal yang penting dalam pengembangan ilmu pengetahuan. Pengetahuan yang bermanfaat, jika diaplikasikan dengan aturan Islam maka ilmu tersebut akan bermanfaat dengan optimal. Jika ilmu yang dipelajari diaplikasikan untuk kebaikan umat, maka kebaikan itu akan kembali pada diri sendiri, ini merujuk pada surat Al-Isra ayat 7, Allah *Subhanahu Wa Ta'ala* berfirman:

إِنْ أَحْسَنْتُمْ أَحْسَنْتُمْ لِأَنْفُسِكُمْ ۖ وَإِنْ أَسَأْتُمْ فَلَهَا ۗ فَإِذَا جَاءَ وَعْدُ الْآخِرَةِ لِيَسُوءُوا وُجُوهَكُمْ وَلِيَدْخُلُوا الْمَسْجِدَ كَمَا دَخَلُوهُ أَوَّلَ مَرَّةٍ وَلِيُتَبِّرُوا مَا عَلِمُوا تَبْتِيرًا

“Jika kamu berbuat baik (berarti) kamu berbuat baik bagi dirimu sendiri dan jika kamu berbuat jahat, maka (kejahatan) itu bagi dirimu sendiri, dan apabila datang saat hukuman bagi (kejahatan) yang kedua, (Kami datangkan orang-orang lain) untuk menyuramkan muka-muka kamu dan mereka masuk ke dalam mesjid, sebagaimana musuh-musuhmu memasukinya pada kali pertama dan untuk membinasakan sehabis-habisnya apa saja yang mereka kuasai” (QS. Al-Isra (17): 7).

Merujuk pada potongan Tafsir as-Sa'di (Syaiikh Abdurrahman bin Nashir as-Sa'di) mengenai ayat ini, dijelaskan bahwa jika seseorang berbuat baik, (berarti) seseorang tersebut berbuat baik bagi dirinya sendiri, karena manfaat dari perbuatan baik tersebut kembali kepada seseorang yang berbuat baik itu (Abdurrahman bin Nashir As-Sa'di, 2018). Dalam terjemahan tafsir Al-Qurthubi, firman Allah *Subhanahu Wa Ta'ala* “Jika kamu berbuat baik (berarti) kamu berbuat baik dirimu sendiri.” Potongan ini memberi maksud bahwa kebaikan yang seseorang lakukan akan memberikan manfaat yang kembali pada orang tersebut. Dalam terjemahan tafsir Ibnu Katsir, ayat tersebut mengandung arti, jika seseorang berbuat kejahatan, maka akibatnya akan menimpa diri orang tersebut.

Makna ayat ini sama dengan apa yang disebutkan dalam surat Fussilat ayat 46, yang artinya “*Barang siapa yang mengerjakan amal saleh, maka (pahalanya untuk dirinya sendiri, dan barang siapa yang berbuat jahat, maka (dosanya) atas dirinya sendiri (Q.S. Fussilat (41): 46).*”

Jika kembali ke pembahasan bab kajian pustaka, sangat jelas bahwa hidup manusia harus dimaksimalkan untuk beribadah kepada sang pencipta, *Ar-rahman*. Oleh karena itu, segala urusan yang dilakukan di dunia harus bernilai ibadah. Bahkan pada hal remeh sekalipun seperti bercanda (yang secukupnya), maka tujuan bercanda tersebut harus tepat tujuannya; untuk kebaikan yang bernilai ibadah seperti mencairkan suasana yang tegang. Lebih lagi, dalam urusan sains dan teknologi, aktivitasnya harus memiliki sumber moral yang dipegang, di mana menurut penulis adalah Islam. Sebagai contoh, peristiwa mengerikan seperti kejahatan perang dunia, pemboman Hiroshima dan Nagasaki, dan kejadian lainnya yang serupa, jika merujuk pada syariat Islam, kekerasan sangat dilarang.

Sangat jelas bahwa pembuatan senjata atau bom yang digunakan dalam kejahatan perang adalah berdasar pada riset dasar (sains) khususnya disiplin fisika dan kimia. Begitu pula kejahatan lain yang menggunakan teknologi. Ini menunjukkan perlunya mengikuti nilai-nilai dasar kehidupan, yaitu Islam, untuk menghindari penyalahgunaan sains dan teknologi.

Rasanya ironis ketika sains dijadikan alat keburukan yang mana keburukan tersebut akan kembali kepada siapa yang melakukan keburukan tersebut (jika merujuk pada ayat telah dibahas sebelumnya), lebih bahaya lagi orang yang tak bersalah mendapatkan dampaknya. Padahal sains adalah alat untuk seseorang merenungi atau “mentadabburi” alam semesta. Selain itu, sains adalah alat yang

menjadi dasar segala urusan kehidupan dunia yang akan dimintai pertanggungjawabannya di akhirat. Sebagai contoh, untuk menjadi seorang pemimpin dalam penanganan pandemi COVID-19, tentu saja harus paham seluk beluknya dan ini perlu ilmu (termasuk sains).

Selaras dengan itu, penelitian ini dimaksudkan untuk berkontribusi untuk menyelesaikan masalah kesehatan dengan memanfaatkan ilmu plasmonik, yang harapannya bernilai ibadah dan kebaikannya akan dirasakan oleh semua yang berkontribusi. Bagaimanapun, tentu saja manfaat studi ini bukan hanya pada pengembangan pengukur glukosa dalam urine. Hasil optimasi desain sensor SPR berbasis fiber optik ini berhasil dalam memprediksi bagaimana seharusnya desain yang tepat sehingga mempermudah proses fabrikasi. Dengan demikian, penelitian ini menunjukkan bahwa sains dari fenomena plasmonik dapat dimanfaatkan untuk kebaikan.

## BAB V

### PENUTUP

#### 5.1 Kesimpulan

Pengaruh beberapa parameter probe terhadap performa sensor yang didesain pada penelitian ini telah berhasil diinvestigasi dan dioptimasi. Parameter yang dioptimasi antara lain material plasmonik, ketebalan lapisan material plasmonik, panjang zona sensing, refraktif indeks dan diameter core, dan bentuk desain probe sensing. Hasil ini memberikan beberapa kesimpulan di antaranya yaitu:

1. Jenis material dan ketebalan lapisan plasmonik mempengaruhi parameter performa sensor. Kesimpulan yang dapat diberikan antara lain: (1) Ag dengan ketebalan 60 nm menjadi yang paling optimal di mana memberikan  $S$  tertinggi yaitu 2498.90 nm/RIU, sedangkan  $S$  tertinggi yang diperoleh Au dan Cu adalah 1899.70 nm/RIU dan 1700.40 nm/RIU, masing-masing, pada ketebalan 100 nm nm/RIU. (2) Nilai  $DA$ ,  $QF$ , dan  $FOM$  dari Ag dengan ketebalan 60 (Ag60nm) bukan tertinggi, ini disebabkan karena pengaruh penyempitan FWHM seiring tebalnya lapisan. Selain itu, nilai  $T_{min}$  yang paling rendah dimiliki oleh ketebalan 40 nm, dengan nilai 0.514, 0.502, dan 0.433 masing-masing untuk Ag, Cu, dan Au. Ini menunjukkan bahwa pekerjaan selanjutnya adalah membuat dip Ag60nm menjadi lebih dalam.
2. Panjang probe sensing dapat menambahkan kedalaman dip spektrum transmitansi. Selain itu, panjang 100, 200, dan 300  $\mu\text{m}$  memberikan  $S$  sebesar 2603.2 nm/RIU, 2536.3 nm/RIU, dan 2591.8 nm/RIU, masing-

masing.  $DA$  dan  $QF$  memberikan nilai 74.95, 77.48, dan 75.80 RIU<sup>-1</sup> untuk 100, 200, 300  $\mu\text{m}$ , masing-masing. Bagaimanapun,  $FOM$  desain dapat dinaikkan dengan menambah panjang probe sensing, karena faktor pengali  $(1 - T_{min})$  di mana  $T_{min}$  untuk panjang zona sensing 100  $\mu\text{m}$  adalah 0.7696, untuk 200  $\mu\text{m}$  adalah 0.5323, dan untuk 300  $\mu\text{m}$  adalah 0.3651.

3. Refraktif indeks dan diameter core yang optimal adalah 1.46 dan 6  $\mu\text{m}$ . Selain itu, diameter core berpengaruh pada  $T_{min}$  di mana semakin panjang diameter core semakin tinggi nilai  $T_{min}$  (dip semakin dangkal), sedangkan diameter core tidak ada pengaruhnya terhadap nilai  $S$ , ini terjadi pada silika dan PMMA. Dari hasil simulasi, silika dengan diameter core 6  $\mu\text{m}$  menunjukkan yang paling optimal dengan  $T_{min} = 0.827$ . Selain itu, peran refraktif indeks core berpengaruh pada  $S$  di mana silika dan PMMA memberikan nilai 2498.90 nm/RIU dan 1289.20 nm/RIU, masing-masing pada diameter 6  $\mu\text{m}$ .
4. Desain backward scattering menunjukkan keunggulan dibandingkan dengan forward scattering dari segi sensitivitas dan kedalaman dip; (1) Pada backward, nilai parameter performanya yaitu  $T_{min} = 0.544$ ,  $FWHM = 35.74$  nm,  $S = 2732.70$  nm/RIU,  $QF = 76.47$  RIU<sup>-1</sup>, dan  $FOM = 34.86$  RIU<sup>-1</sup>. (1) Pada forward, nilai parameter performanya yaitu  $T_{min} = 0.827$ ,  $FWHM = 31.09$  nm,  $S = 2498.90$  nm/RIU,  $QF = 80.37$  RIU<sup>-1</sup>, dan  $FOM = 13.89$  RIU<sup>-1</sup>.

Kesimpulan terakhir adalah desain backward scattering lebih unggul daripada desain forward scattering dengan spesifikasi probe; (1) material lapisan

adalah Ag dengan ketebalan 60 nm, (2) panjang probe 300  $\mu\text{m}$  karena memberikan dip yang dalam dari pada 100 dan 200  $\mu\text{m}$ , (3) refraktif indeks core 1.46 dengan diameter core 6  $\mu\text{m}$ .

## 5.2 Saran

Dari berbagai parameter fisik struktur desain sensor SPR terhadap sinyal respon yang diobservasi menggunakan simulasi FDTD 2D, ada beberapa yang perlu dievaluasi; (1) perlunya menambahkan wavelength points pada monitor, (2) perlu menambahkan variasi pada setiap parameter fisik untuk melihat tren yang lebih jelas, (3) simulasi 3D perlu dilakukan untuk melihat kecocokan dengan simulasi 2D, dan menginvestigasi karakteristik sensor SPR yang berbasis multimode secara simulasi dan eksperimen.

## DAFTAR PUSTAKA

- Ahmad, S. I. (2010). *Studies on some biophysical aspects of human renal excretory fluid*. Ph.D. dissertation, Department of Physics, Jawaharlal Nehru Technological University, Hyderabad, India.
- Al-Qazwini, Y., Noor, A. S. M., Arasu, P. T., & Sadrolhosseini, A. R. (2013). Investigation of the performance of an SPR-based optical fiber sensor using finite-difference time domain. *Current Applied Physics*, 13(7), 1354-1358.
- Al-Qurthubi. (tanpa tahun). *Tafsir Al-Qurthubi* (Al-Hifnawi, M. I., (Ta'liq) & Utsman, M. H. (Takhrij)). Jakarta: Pustaka Azam.
- Ashcroft, N. W., & Mermin, N. D. (2022). *Solid state physics*. Cengage Learning.
- As-Sa'di, A.N. (tanpa tahun). *Bahjatu Qulubil Abrar Wa Qurratu ' Uyunil Akhyar Fi Syarhi Jawami'ul Akhbar*. Hal 131. Diakses pada tanggal 2 Februari 2023 dari <http://jogjamuslim.com/wp-content/download-kitab-pdf/bahjatul-qulubwa-abror.pdf>.
- As-Sa'di. (2018). *Tafseer As-Sa'di English Edition 1*, Nashiruddin Al-Khattab (Penerjemah). Riyadh: International Islamic Publishing House.
- Chang, R. (2010). *Chemistry, 10th ed*. McGraw-Hill, New York.
- Chen, S., & Lin, C. (2019). Sensitivity comparison of graphene based surface plasmon resonance biosensor with Au, Ag and Cu in the visible region. *Materials Research Express*, 6(5), 056503.
- Chen, Y., Yu, Y., Li, X., Zhou, H., Hong, X., & Geng, Y. (2016). Fiber-optic urine specific gravity sensor based on surface plasmon resonance. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 226, 412-418.
- Cheng, A. Y., Gomes, M. B., Kalra, S., Kengne, A. P., Mathieu, C., & Shaw, J. E. (2023). Applying the WHO global targets for diabetes mellitus. *Nature Reviews Endocrinology*, 1-7.
- Dwivedi, Y. S., Sharma, A. K., & Gupta, B. D. (2008). Influence of design parameters on the performance of a surface plasmon sensor based fiber optic sensor. *Plasmonics*, 3, 79-86.
- Griffiths D. J. 2014. *Introduction to Electrodynamics* 4th edn. Harlow: Pearson Education.
- Gupta, B. D., Verma, R., & Srivastava, S. K. (2015). *Fiber optic sensors based on plasmonics*. World Scientific.

- Hagemann, H. J., Gudat, W., & Kunz, C. (1975). Optical constants from the far infrared to the x-ray region: Mg, Al, Cu, Ag, Au, Bi, C, and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *JOSA*, 65(6), 742-744.
- Homola, J. (2006). Electromagnetic theory of surface plasmons. *Dalam Surface plasmon resonance based sensors*.
- Hossain, B., Paul, A. K., Islam, M. A., Hossain, M. F., & Rahman, M. M. (2022). Design and analysis of highly sensitive prism based surface plasmon resonance optical salinity sensor. *Results in Optics*, 7, 100217.
- Huang, Y., Wang, Y., Xu, G., Rao, X., Zhang, J., Wu, X., ... & Wang, Y. (2022). Compact Surface Plasmon Resonance IgG Sensor Based on H-Shaped Optical Fiber. *Biosensors*, 12(3), 141.
- Inan, U. S., dan Marshall, R. A. (2011). *Numerical electromagnetics: the FDTD method*. Cambridge University Press. John Wiley & Sons.
- Johnson, P. B., & Christy, R. W. (1972). Optical constants of the noble metals. *Physical review B*, 6(12), 4370.
- Katsir, I. (2004). *Tafsir Ibnu Katsir*, Abdullah bin Muhammad bin Abdurrahman bin Ishaq (penerjemah). Pustaka Imam Syafi'i: Bogor.
- Liman MNP, Jialal I. Physiology, Glycosuria. [Diupdate 2022 Mar 18]. Dalam: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan-. Tersedia from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557441/>
- Liu, C., Zhang, X., Gao, Y., Wei, Y., Wu, P., Su, Y., & Wu, P. (2020). Fiber SPR refractive index sensor with the variable core refractive index. *Applied Optics*, 59(5), 1323-1328.
- Lv, H., Zhang, K., Ma, X., Zhong, W., Wang, Y., & Gao, X. (2021). Optimum design of the surface plasmon resonance sensor based on polymethyl methacrylate fiber. *Physics Open*, 6, 100054.
- Maier, S. A. (2007). *Plasmonics: fundamentals and applications*. New York: Springer.
- Mao, P., Luo, Y., Chen, C., Peng, S., Feng, X., Tang, J., ... & Chen, Z. (2015). Design and optimization of surface plasmon resonance sensor based on multimode fiber. *Optical and Quantum Electronics*, 47, 1495-1502.
- Mohamad, N. R., Mei, G. S., Jamil, N. A., Majlis, B., & Menon, P. S. (2019). Influence of ultrathin chromium adhesion layer on different metal thicknesses of SPR-based sensor using FDTD. *Materials Today: Proceedings*, 7, 732-737.

- Mostufa, S., Paul, A. K., dan Chakrabarti, K. (2021). Detection of hemoglobin in blood and urine glucose level samples using a graphene-coated SPR based biosensor. *OSA Continuum*. Vol. 4(8): 2164-2176.
- Mudgal, N., Saharia, A., Agarwal, A., Ali, J., Yupapin, P., dan Singh, G. (2020). Modeling of highly sensitive surface plasmon resonance (SPR) sensor for urine glucose detection. *Optical and Quantum Electronics*. Vol. 52(6): 1-14.
- Murat, N. F., Mukhtar, W. M., Rashid, A. R. A., Dasuki, K. A., & Yussuf, A. A. R. A. (2016, August). Optimization of gold thin films thicknesses in enhancing SPR response. In *2016 IEEE International Conference on Semiconductor Electronics (ICSE)* (pp. 244-247). IEEE.
- Nickelson, L. (2018). *Electromagnetic theory and plasmonics for engineers*. Singapore: Springer Singapore.
- Novotny, L. dan Hecht, B. (2012). *Principles of nano-optics*. Cambridge University Press.
- Pakarzadeh, H., Rezaei, S. M., Taghizadeh, M., & Bozorgzadeh, F. (2020). Dispersion properties of single-mode optical fibers in telecommunication region: poly (methyl methacrylate)(PMMA) versus silica. *Journal of Optical Communications*.
- Palik, E. D. (Ed.). (1985). *Handbook of optical constants of solids* (Vol. 1). Academic press.
- Panda, A., & Pukhrambam, P. D. (2022). Design and modelling of reconfigurable surface plasmon resonance refractive index sensor employing graphene and Sb<sub>2</sub>S<sub>3</sub> for detection of dengue virus. *Physica B: Condensed Matter*, 638, 413965.
- Patterson, J. D. dan Bailey, B. C. (2007). *Solid-state physics: introduction to the theory*. Springer Science & Business Media.
- Radhakumary, C. dan Sreenivasan, K. (2011). Naked eye detection of glucose in urine using glucose oxidase immobilized gold nanoparticles. *Analytical chemistry*. Vol. 83(7): 2829-2833.
- Renneke, H. G. dan Denker, B. M. (2014). *Renal pathophysiology: the essentials* fourth edition.
- Rezaei, N., & Yahaghi, A. (2014). A high sensitivity surface plasmon resonance D-shaped fiber sensor based on a waveguide-coupled bimetallic structure: modeling and optimization. *IEEE Sensors Journal*, 14(10), 3611-3615.
- Saad, Y., Selmi, M., Gazzah, M. H., & Belmabrouk, H. (2017, May). Numerical modeling of surface plasmon resonance response of fiber optic sensors. *In*

2017 *International Conference on Engineering & MIS (ICEMIS)* (pp. 1-4). IEEE.

Salahuddin, M., Jothilingam, S., Alam, M. K., Uniyal, A., & Pal, A. (2022). Theoretical model for glucose detection in urine samples using heterogeneous layered surface plasmon resonance (SPR) sensor. Preprint di *Research Square*.

Saleh, B. E. A. and Teich, M. C. (2019). *Fundamentals of Photonics* 3rd edn. New York: John Wiley and Sons, Inc.

Setiarini, A., Aprilia, L., Tresna, W. P., Riana, D., & Sugandi, G. (2022, December). Microfluidic for supporting Fiber-optic-based Surface Plasmon Resonance sensor. In 2022 International Conference on Radar, Antenna, Microwave, Electronics, and Telecommunications (ICRAMET) (pp. 100-105). IEEE.

Shahbazyan, T. V. dan Stockman, M. I. (Ed.). (2013). *Plasmonics: theory and applications* (Vol. 15). Dordrecht: Springer Netherlands.

Shang, T., Zhang, J. Y., Thomas, A., Arnold, M. A., Vetter, B. N., Heinemann, L., & Klonoff, D. C. (2022). Products for monitoring glucose levels in the human body with noninvasive optical, noninvasive fluid sampling, or minimally invasive technologies. *Journal of diabetes science and technology*, 16(1), 168-214.

Simon, S. H. (2013). *The Oxford solid state basics*. Oxford: Oxford University Press.

Trügler, A. (2016). *Optical properties of metallic nanoparticles: basic principles and simulation*. Heidelberg: Springer.

Walker, H. K., Hall, W. D., & Hurst, J. W. (1990). Clinical methods: the history, physical, and laboratory examinations.

Walsh, F. C. (1991). Electrode reactions in metal finishing. *Transactions of the IMF*. Vol. 69(3): 107-110.

West, A. R. 2022. *Solid state chemistry and its applications*.

Xu, J., Koledintseva, M. Y., De, S., Radchenko, A., DuBroff, R. E., Drewniak, J. L., ... & Johnson, R. (2010, April). FDTD modeling of absorbing materials for EMI applications. *Dalam 2010 Asia-Pacific International Symposium on Electromagnetic Compatibility* (Hal. 173-176). IEEE.

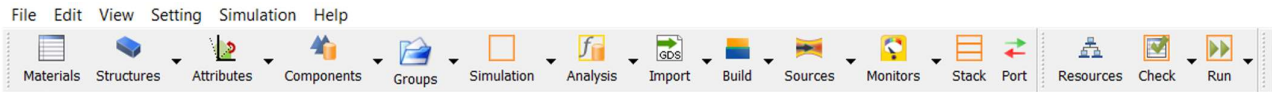
Yesudasu, V., Pradhan, H. S. dan Pandya, R. J. 2021. Recent progress in surface plasmon resonance based sensors: A comprehensive review. *Heliyon*. Vol. 7(3): e06321.

Zhang, Z., Chu, F., Guo, Z., Fan, J., Li, G., & Cheng, W. 2018. Design and optimization of surface plasmon resonance sensor based on polymer-tipped optical fiber. *Journal of Lightwave Technology*, 37(11), 2820-2827.

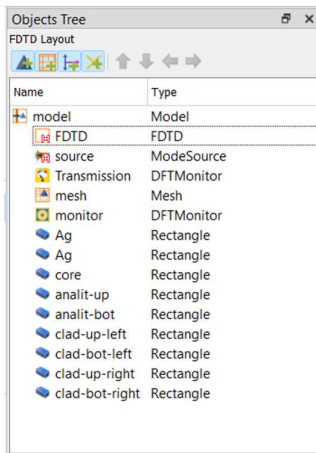
# LAMPIRAN

## Lampiran 1

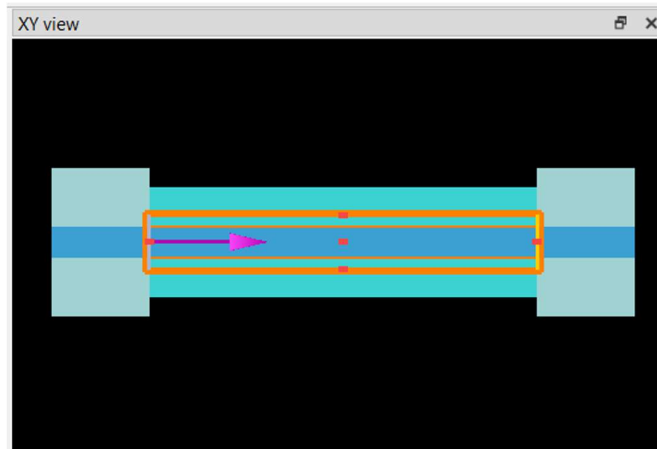
### SIMULASI PROBE SENSING MELALUI ANSYS LUMERICAL FDTD



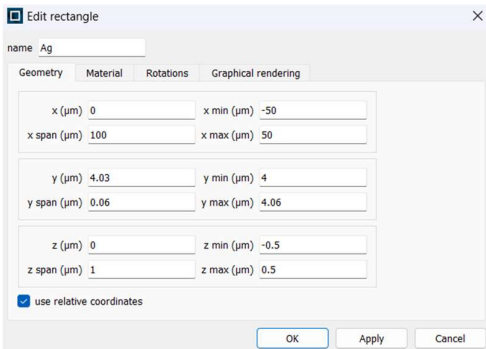
Toolbar Ansys Lumerical FDTD.



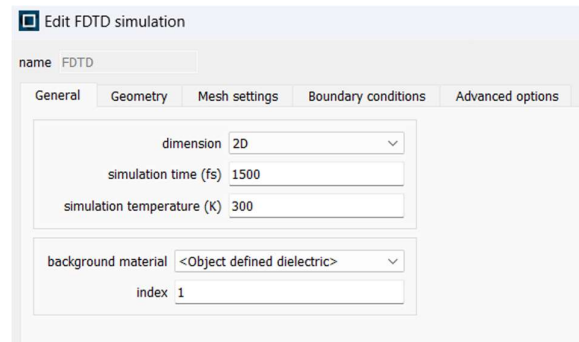
Objek tree: layout beberapa objek simulasi yang diatur.



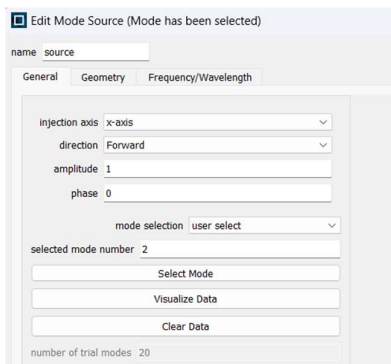
Tampilan struktur probe sensing pada xy view di Ansys Lumerical FDTD.



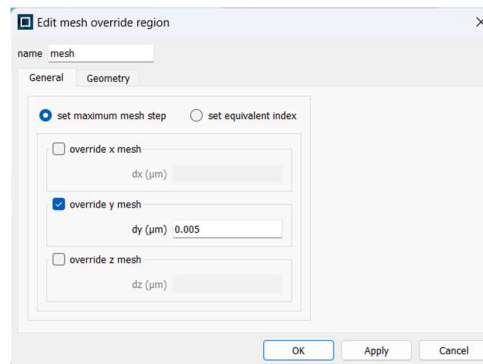
Menu edit struktur komponen optik.



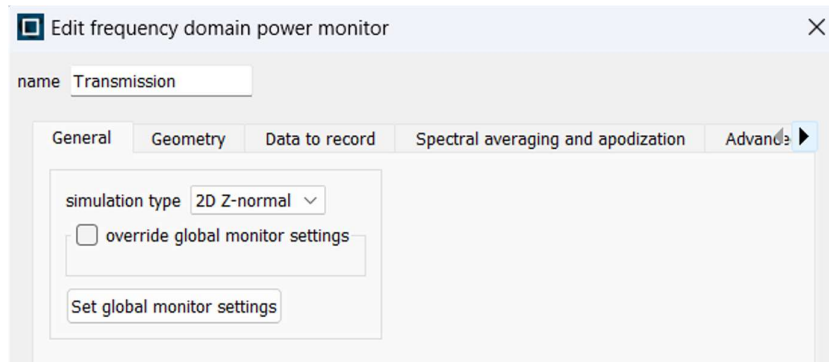
Menu edit simulasi FDTD.



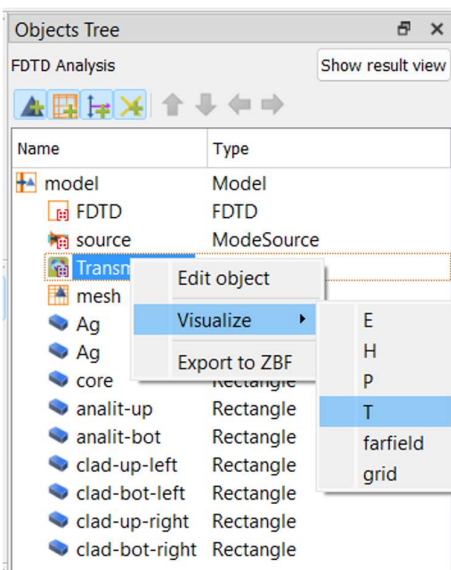
Menu edit sumber cahaya.



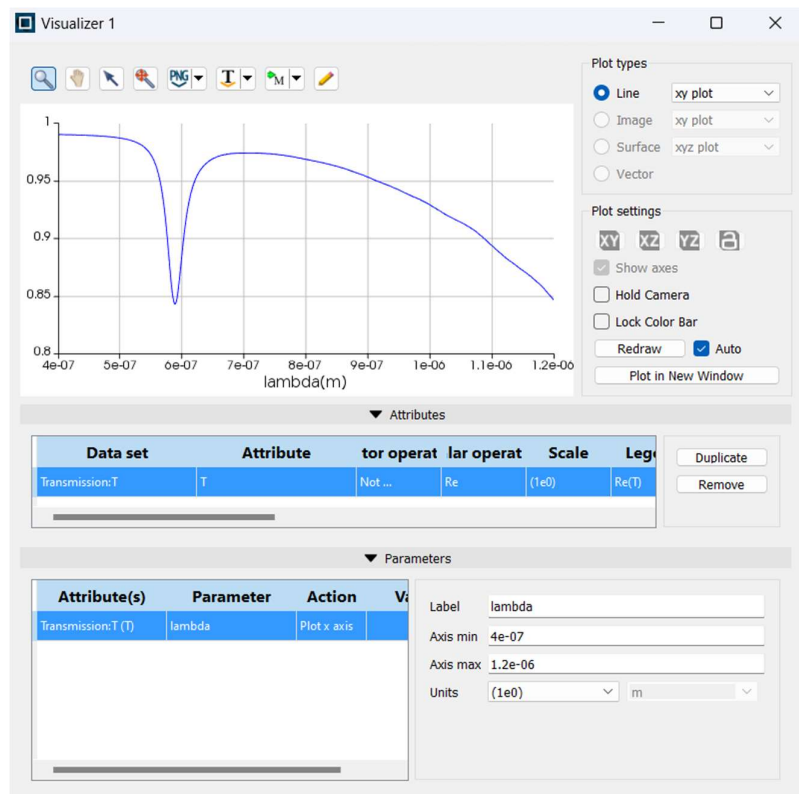
Menu edit mesh override untuk lapisan material plasmonik.



Menu edit monitor untuk menghitung spektrum transmitansi.



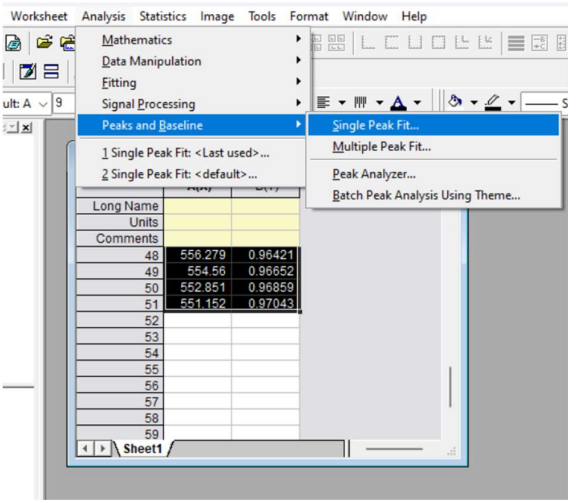
Rekaman spektrum transmitansi pada monitor.



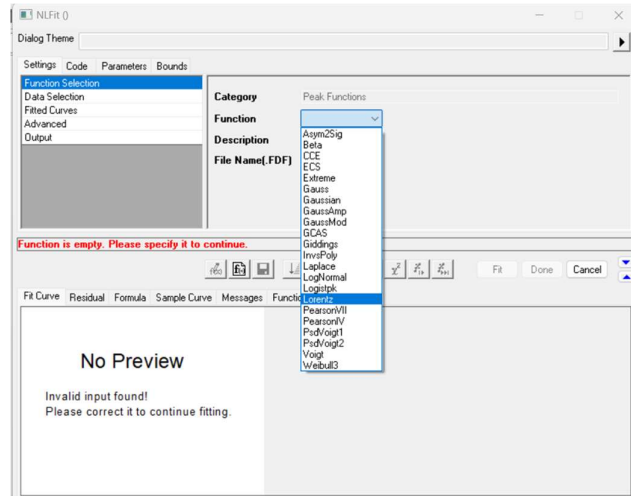
Contoh spektrum transmitansi yang mengandung dip karena adanya surface plasmon resonance (SPR).

## Lampiran 2

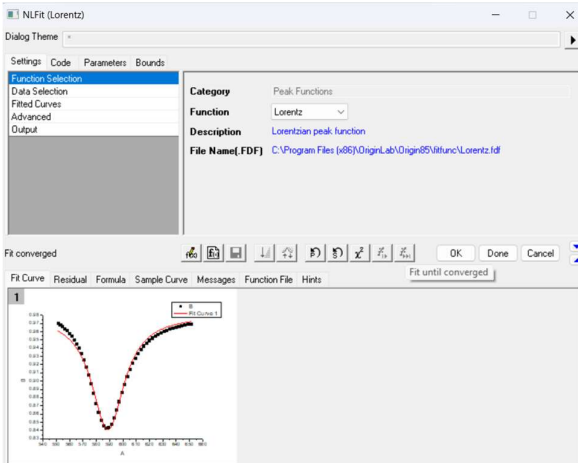
### ANALISIS DATA MELALUI ORIGIN



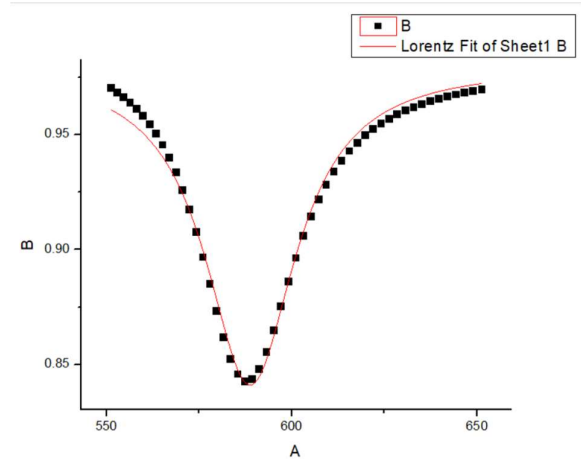
Input data dan submenu analisis.



Menu untuk analisis fit single peak: Fungsi Lorentz.



Proses fitting dari data transmitansi ke Lorentzian.



Contoh kurva fitting (Lorentzian) terhadap dip transmitansi.

The screenshot shows the 'Nonlinear Curve Fit (Lorentz)' results window. The 'Parameters' section is expanded, showing the following table:


Parameter	Value	Standard Error
y0	0.97973	0.00169
xc	588.78752	0.20087
B	29.78946	0.96585
A	-6.49531	0.23365
H	-0.13881	

Below the table, the following statistics are displayed:

- Reduced Chi-sqr = 2.10116472458E-5
- COD(R<sup>2</sup>) = 0.98878613894752
- Iterations Performed = 6
- Total Iterations in Session = 6
- Fit converged - tolerance criterion satisfied.
- H are derived parameter(s).

Parameter fungsi Lorentzian yang memodelkan kurva dip spektrum SPR.

### Lampiran 3



KEMENTERIAN AGAMA RI  
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM MALANG

FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI  
**JURUSAN FISIKA**

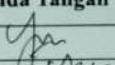
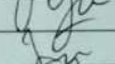
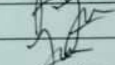

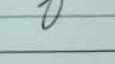
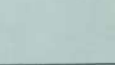

Jl. Gajayana No. 50 Malang 65144 Telp. / Fax. (0341) 558933  
Website : <http://fiska.uin-malang.ac.id>, e-mail : [Fix@uin-malang.ac.id](mailto:Fix@uin-malang.ac.id)

---




**BUKTI KONSULTASI SKRIPSI**

Nama : Dedi Riana  
NIM : 18640027  
Fakultas/Program Studi : Sains dan Teknologi/Fisika  
Judul Skripsi : Optimasi Desain Sensor Spr Berbasis Fiber Optik Menggunakan Metode Beda Hingga Domain Waktu (FDTD) Untuk Mengukur Konsentrasi Glukosa Dalam Urine  
Pembimbing 1 : Dr. Imam Tazi, M.Si.  
Pembimbing 2 : Muthmainnah, M.Si.


• **Konsultasi Fisika**

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1.	6 Desember 2022	Konsultasi Bab I	
2.	17 Maret 2023	Konsultasi Bab II	
3.	9 April 2023	Konsultasi Bab III	
4.	17 April 2023	Konsultasi Bab IV	
5.	5 Mei 2023	Konsultasi Bab V	
6.	19 Mei 2023	Konsultasi: Revisi	
7.	13 Juni 2023	Konsultasi: Finishing	

• **Konsultasi Integrasi**

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1.	10 April 2023	Konsultasi Bab I	
2.	17 April 2023	Konsultasi Bab II	
3.	13 Juni 2023	Konsultasi Bab IV	

Malang, 13 Juni 2023

  
Mengetahui,  
Ketua Jurusan,  
**Dr. Imam Tazi, M.Si.**  
NIP. 19740730 200312 1 002