

Pengembangan Perangkat *Surface Plasmon Resonance* (SPR) sebagai Transduser Biosensor

Development of Surface Plasmon Resonance (SPR) Device as Biosensor Transducer

¹Fadli Hastito*), ²Endang Juliastuti, & ²Brian Yulianto

¹Institut Teknologi Sumatera, 35365, Lampung, Indonesia

²Institut Teknologi Bandung, 40132, Bandung, Indonesia

*) *corresponding email: fadli.hastito@ia.itera.ac.id*

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan perangkat *Surface Plasmon Resonance* (SPR) sederhana dan hemat biaya skala laboratorium yang dinamakan β SPR. SPR merupakan teknik sensitif, *real-time*, dan non-labeling yang banyak digunakan untuk mendeteksi konsentrasi dan kualitas larutan. Namun, harga perangkat SPR komersial yang sangat tinggi menjadi kendala, sehingga dikembangkan versi portabel dan terjangkau. Perangkat β SPR menggunakan konfigurasi Kretschmann dengan laser 670 nm, polarisator, dan prisma Porro BA4010 yang dimodifikasi agar konfigurasi optik lebih sederhana dan efisien. Film emas tipis (~50 nm) ditempatkan di atas prisma menggunakan *immersial oil*, dan larutan uji dialirkan melalui flow cell. Laser ditembakkan dengan sudut 90° untuk menginduksi gelombang terpolarisasi-p yang memicu resonansi plasmon permukaan. Fenomena ini menurunkan reflektansi cahaya, membentuk kurva dip yang digunakan untuk analisis. Perangkat diuji menggunakan larutan glukosa (0,05–0,27 M) dan dibandingkan dengan perangkat SPR komersial (α SPR). Hasil menunjukkan pergeseran sudut seiring peningkatan konsentrasi. Error tertinggi sebesar 6,53% pada 0,05 M, dan terendah 0,94% pada 0,27 M. Sensitivitas β SPR tercatat sebesar $4,41^\circ/\text{M}$, menunjukkan kinerja yang menjanjikan untuk aplikasi biosensor hemat biaya.

Kata Kunci: *surface plasmon resonance (SPR), biosensor, konfigurasi Kretschmann, deteksi glukosa, perangkat optik portabel.*

Abstract

This study developed a simple and cost-effective laboratory-scale *Surface Plasmon Resonance* (SPR) device called β SPR. SPR is a sensitive, *real-time*, and non-labeling technique widely used to detect the concentration and quality of solutions. However, the very high price of commercial SPR devices is a barrier, so a portable and affordable version was developed. The β SPR device uses a Kretschmann configuration with a 670 nm laser, a polarizer, and a modified Porro BA4010 prism for a simpler and more efficient optical configuration. A thin gold film (~50 nm) is placed on the prism using immersion oil, and the test solution is flowed through a flow cell. The laser is fired at a 90° angle to induce p-polarized waves that trigger surface plasmon resonance. This phenomenon decreases the light reflectance, forming a dip curve used for analysis. The device was tested using glucose solution (0.05–0.27 M) and compared with a commercial SPR device (α SPR). The results show a shift in the angle with increasing concentration. The highest error was 6.53% at 0.05 M, and the lowest was 0.94% at 0.27 M. The β SPR sensitivity was recorded at $4.41^\circ/\text{M}$, showing promising performance for cost-effective biosensor applications.

Keywords: *surface plasmon resonance (SPR), biosensor, kretschmann configuration, glucose detection, portable optical device.*

Makalah diterima 03 Agustus 2025 – makalah direvisi 16 September 2025 – disetujui 20 September 2025

Karya ini adalah naskah akses terbuka dengan lisensi [CC BY-SA](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/).



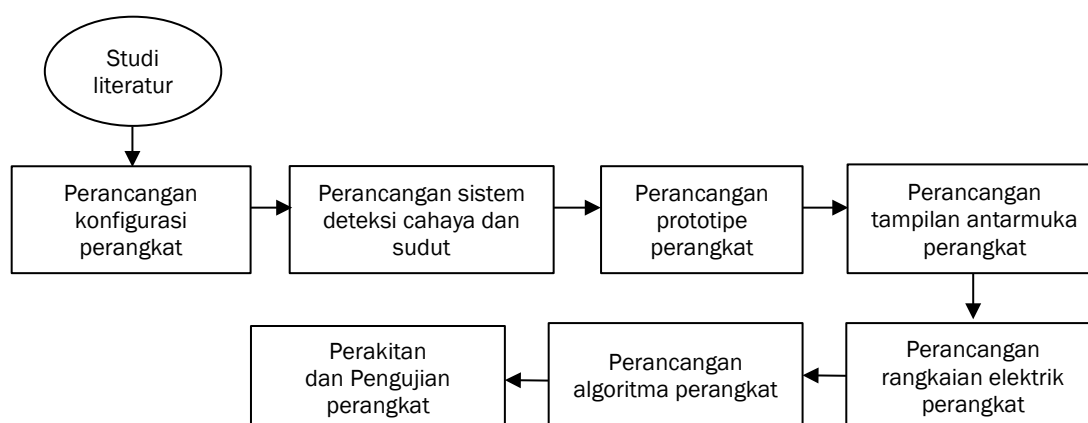
1 Pendahuluan

Surface Plasmon Resonance (SPR) merupakan salah satu teknologi biosensor paling sensitif yang mampu mendeteksi interaksi biomolekul secara *real-time* tanpa label, dengan sensitivitas mencapai $\Delta n \approx 10^{-5}$ atau 1 pg/mm² protein [1]. Teknologi ini telah banyak digunakan dalam berbagai bidang, seperti dalam bidang kedokteran untuk mendeteksi protein, DNA, antibodi, dan glukosa [2], dalam bidang lingkungan untuk memantau keberadaan logam berat [3] dan polutan serta keamanan pangan dalam identifikasi toksin dan kontaminan [4]. Meskipun demikian, perangkat SPR konvensional memiliki keterbatasan, yaitu biaya yang relatif mahal [5]. Sebagai contoh, harga perangkat komersial seperti nanoSPR6 dapat mencapai lebih dari

USD 13.000, yang membuatnya sulit dijangkau oleh laboratorium skala kecil maupun aplikasi lapangan. Selain itu, sebagian besar penelitian masih berfokus pada peningkatan sensitivitas dan selektivitas deteksi biomolekul, sedangkan pengembangan perangkat SPR masih sangat terbatas [6]. Kondisi ini menunjukkan adanya kesenjangan penelitian, yaitu kebutuhan untuk merancang perangkat SPR yang sederhana, namun tetap sensitif sehingga dapat digunakan secara luas, termasuk pada daerah dengan keterbatasan fasilitas laboratorium. Dengan demikian, penelitian ini berupaya mengisi *gap* tersebut melalui pengembangan perangkat SPR yang diharapkan dapat menjadi transduser biosensor terjangkau untuk aplikasi biomedis, lingkungan, maupun keamanan pangan. Pada tahap awal pengembangan, Perangkat SPR yang dikembangkan akan diuji menggunakan larutan glukosa. Performa perangkat akan dilihat dari kemampuan pembacaan sudut dan sensitivitas perangkat.

2 Perancangan dan Pembuatan Perangkat

Perancangan dan pembuatan perangkat *Surface Plasmon Resonance* (SPR) melibatkan serangkaian alur yang dapat dilihat pada Gambar 1. Perancangan dimulai dengan studi literatur untuk mempelajari dan mencari informasi konfigurasi, sistem deteksi, prototipe, dan tampilan user yang akan digunakan. Dari beberapa studi literatur yang telah dilakukan maka konfigurasi Kretschmann dipilih dan akan digunakan pada pembuatan perangkat ini. Konfigurasi Kretschmann dinilai lebih sederhana dan komponen-komponen yang dibutuhkan relatif murah. Setelah merancang konfigurasi perangkat selanjutnya akan dilakukan perancangan sistem deteksi cahaya dan sistem sudut yang cocok untuk menerjemahkan informasi sinar cahaya datang dan sinar cahaya pantul. Terakhir perancangan dilakukan untuk membuat prototipe yang portabel dan tampilan user yang mudah dipahami oleh pengguna.



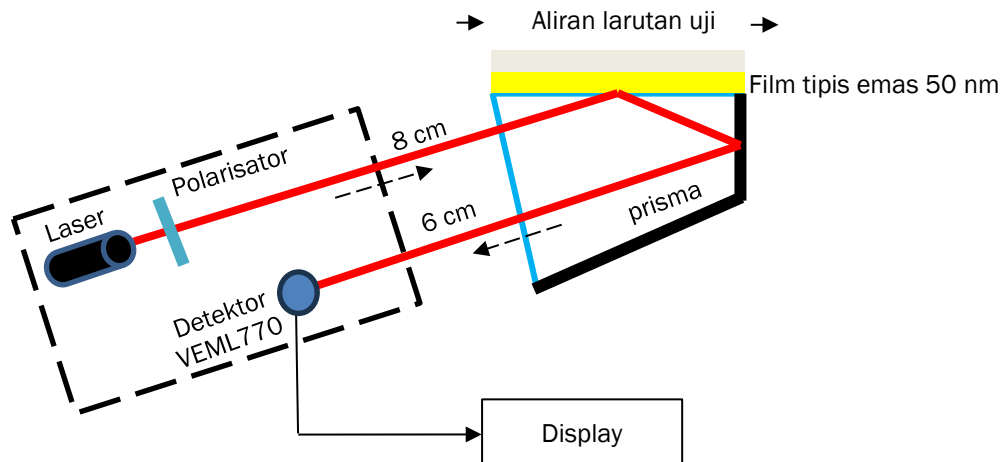
Gambar 1. Alur perancangan perangkat.

2.1 Perancangan Konfigurasi Perangkat

Perangkat ini dibangun mengikut konfigurasi Kretschmann. Konfigurasi Kretschmann merupakan konfigurasi yang paling banyak digunakan karena pengaturan variabel dan parameternya yang mudah [7]. Dengan menggunakan konfigurasi Kretschmann maka *surface plasmon wave* dapat tereksitasi oleh *evanecent wave* yang dihasilkan oleh refleksi total dari sinar yang datang melalui prisma menuju film tipis. Eksitasi diindikasikan oleh penurunan intensitas reflektansi mencapai nilai minimum (dip) maka terjadi penyerapan energi maksimum oleh *surface plasmon*, sehingga tereksitasi *surface plasmon wave* yang komponen vektornya sama dengan *evanecent wave*, elektron beresonansi dan terjadi fenomena *surface plasmon resonance* [7]. Sifat perambatan *surface plasmon wave* yang sangat sensitif terhadap perubahan konstanta dielektrik latar, menunjukkan bahwa fenomena *surface plasmon resonance* dapat dimanfaatkan sebagai fungsi sensor [8][9]. Konfigurasi Kretschmann menggunakan beberapa komponen utama yaitu laser sebagai sumber cahaya, prisma trapesium untuk mengarahkan sinar menuju permukaan logam mulia. Logam mulia seperti emas (Au) dan Perak (Ag) merupakan material yang paling sering digunakan untuk aplikasi sensor berbasis SPR [10]. Polarisator mengatur cahaya laser agar terbatas dalam satu arah tertentu, dan fotodetektor untuk menangkap sinar pantul cahaya laser.

Pada perancangan perangkat ini digunakan laser dengan panjang gelombang 670 nm dengan sebuah polarisator untuk mengubah cahaya laser yang tidak terpolarisasi menjadi terpolarisasi. Polarisator dipasang sejajar dengan permukaan film tipis emas dengan tujuan interaksi antara medan elektrik cahaya dan elektron permukaan logam menjadi lebih efektif. Konfigurasi perangkat juga menggunakan BA4010 Porro prisma

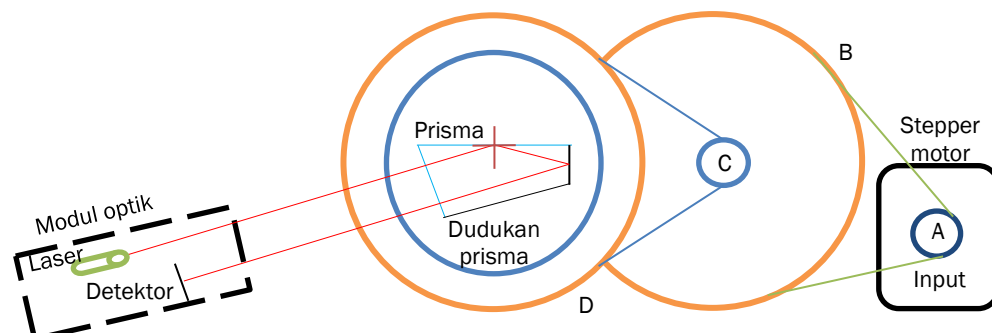
dengan bagian belakang prisma reflektif. Tujuan pemilihan Porro Prisma segi lima ini adalah agar arah cahaya datang sama dengan cahaya pantul sehingga memudahkan penempatan komponen fotodetektor VEML7700 dan laser dalam satu kesatuan sebagaimana ditunjukkan Gambar 2. Hal ini tentunya mempengaruhi desain dan ukuran perangkat agar lebih sederhana dan *portable*. Laser dan fotodetektor dipasang berjarak 8 cm dan 6 cm dari prisma dengan tujuan agar gerakan prisma lebih mudah digerakan untuk menemukan sudut SPR. Chip sensor (selembar kaca dengan lapisan tipis emas ~50 nm) dipasang dibagian atas prisma dengan menggunakan *immersial oil* dan selanjutnya larutan uji dialirkan diatas chip sensor menggunakan *flow cell*. Sinar cahaya terpolarisasi ditembakkan ke arah prisma dengan sudut sinar datang 90° diteruskan menuju film tipis emas. sinar datang terpolarisasi yang terus menerus mengenai permukaan film tipis emas membuat elektron-elektron bebas pada permukaan film tipis emas akan berosilasi dan mengakibatkan terjadinya *Attenuated Total Reflection (ATR)* sehingga intensitas cahaya pantul akan menurun [11]. Intensitas cahaya pantul ini akan ditangkap oleh fotodetektor VEML7700 dan diterjemahkan dalam bentuk kurva SPR.



Gambar 2. Konfigurasi perangkat β SPR.

2.2 Perancangan Konfigurasi Pengatur Sudut Perangkat

Metode perancangan yang paling sensitif dan banyak digunakan yaitu modulasi sudut [12]. Film tipis logam ditembakkan sinar monokromatik dengan memvariasikan sudut, sehingga pada sudut tertentu eksitasi *surface plasmon* menyebabkan penyerapan energi sinar dan reflektansi mencapai minimum. *Stepper motor* digunakan untuk menggerakkan kedudukan prisma agar sinar cahaya datang tepat mengenai permukaan film emas tipis dan pada sudut geser tertentu terjadinya peristiwa *surface plasmon resonance*. *Stepper motor* mengubah sinyal elektronik menjadi gerakan mekanis setiap kali pulsa digital diberikan input. Spesifikasi *stepper motor* pada umumnya dapat menghasilkan sudut maksimum 1,8 derajat dalam satu step. *Stepper motor* juga bisa diatur untuk bergerak $\frac{1}{2}$ step, $\frac{1}{4}$ step, $\frac{1}{8}$ step, dan $\frac{1}{16}$ step. Pada perangkat ini dipilih $\frac{1}{16}$ step dengan pembacaan sudut terkecil yaitu 0,25 derajat. Hal ini masih dirasa kurang teliti dalam membaca sudut datang cahaya maka dilakukan penambahan konfigurasi empat buah gear dengan jumlah gigi masing-masing A= 10; B=60; C=20; D=60; sehingga diperoleh *gear ratio* AB=1:3 dan *gear ratio* CD=1:6. Maka total *ratio gear system* menjadi 1:18. Dengan tambahan gear ini pembacaan sudut terkecil yang tadinya 0,25 derajat menjadi 0,01 derajat. Konfigurasi perangkat dapat dilihat pada Gambar 3.



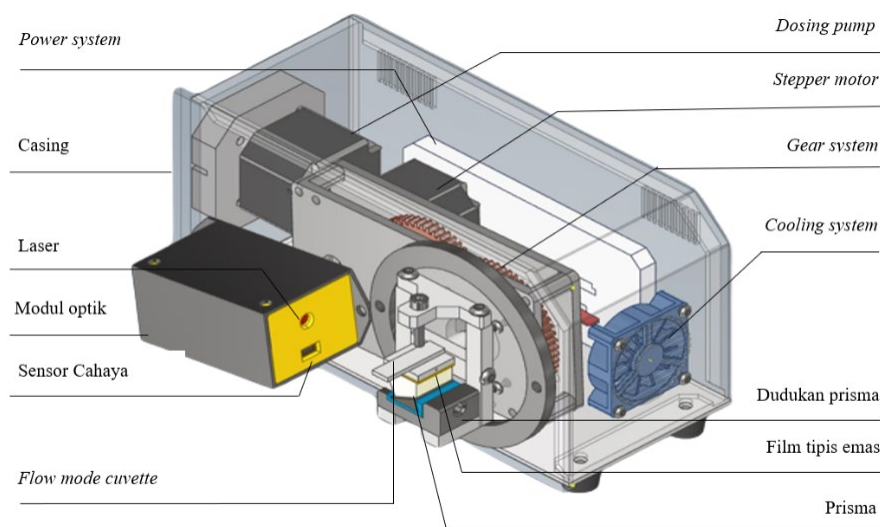
Gambar 3. Konfigurasi perangkat pengaturan sudut.

2.3 Sistem Deteksi Cahaya

SPR memanfaatkan pantulan total internal dari cahaya yang melewati permukaan film tipis emas ~50 nm dan BK7 Porro prisma. Ketika cahaya melewati antarmuka di bawah sudut tertentu, sebagian cahaya akan merambat di permukaan logam dan sebagian akan dipantulkan kembali. Sinar pantulan cahaya ini akan ditangkap oleh sebuah fotodetektor VEML7700 seperti yang terlihat pada Gambar 2. Sensor ini bekerja berdasarkan prinsip fotodioda yang mendeteksi cahaya dan mengkonversinya menjadi sinyal listrik. Sinyal listrik yang dihasilkan fotodioda kemudian diubah menjadi sinyal digital menggunakan elektronika yang terdapat dalam sensor VEML7700. Untuk mengkomunikasikan sensor cahaya dengan pusat perintah mikrokontroler ESP32, kita dapat menggunakan protokol komunikasi I2C (*Inter-Integrated Circuit*) dengan menghubungkan pin VCC, GND, SDA, dan SCL pada VEML7700 ke pin yang sama pada Mikrokontroler ESP32. Setelah semuanya terhubung selanjutnya adalah mengatur program untuk memberi perintah dari Mikrokontroler ESP32 ke sensor VEML7700. Pemrograman dilakukan dengan menggunakan bahasa pemrograman Arduino IDE dimana perintah diberikan agar sensor menangkap intensitas cahaya pantulan secara *real-time* dan dikirimkan ke layar dalam bentuk kurva *surface plasmon resonance* (SPR).

2.4 Perancangan Prototipe Perangkat

Perancangan perangkat dilakukan dengan fokus pada pencapaian desain yang kecil dan portabel. Perangkat ini didesain menggunakan software inventor dengan dimensi sekitar 190×60×90 mm dengan tambahan modul optik (100×30×30 mm) dan sistem pergerakan/dudukan prisma (15×10×5 mm). Perancangan dioptimalkan agar mampu menampung komponen-komponen seperti prisma, flow cell, film tipis emas, laser, polarisator, sensor cahaya VEML700, layar sentuh, sumber daya listrik, dll. Pergerakan dudukan prisma untuk memperoleh sudut terjadinya fenomena *surface plasmon* dirancang menggunakan motor stepper terintegrasi sistem gear. Selain itu, dosing pump juga digunakan untuk mengalirkan larutan menuju prisma dan film tipis emas. Gambar 3D *prototipe* perangkat diilustrasikan dalam Gambar 4.



Gambar 4. Prototipe perangkat β SPR.

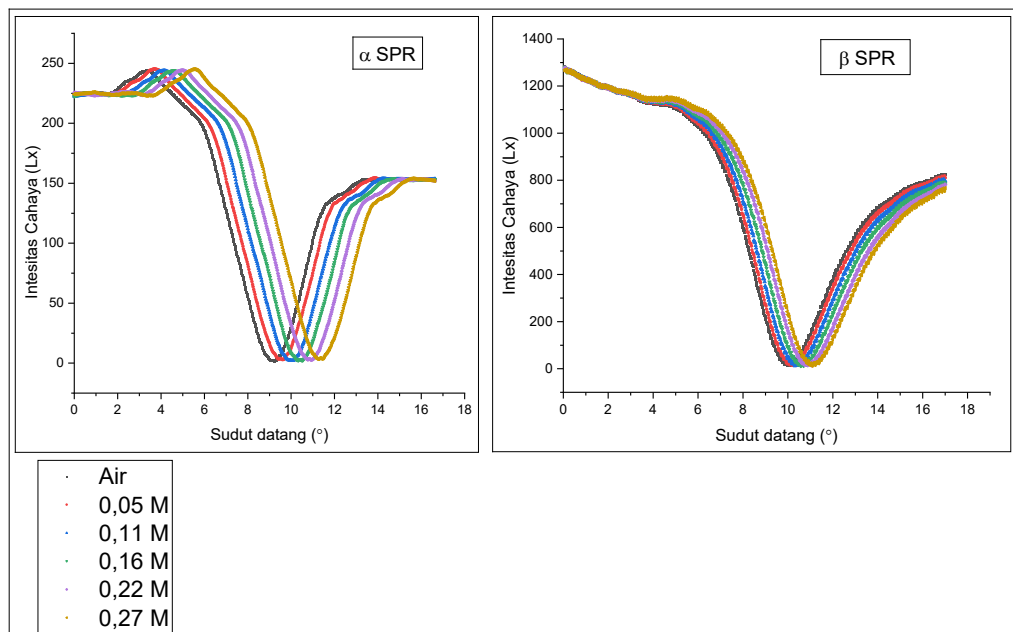
3 Hasil dan Diskusi

3.1 Pengujian Perangkat

Pada penelitian ini dilakukan pengujian perangkat *surface plasmon resonance* (SPR) dengan lapisan tipis emas ketebalan ~50 nm berbasis konfigurasi Kretschman untuk deteksi konsentrasi larutan glukosa. Respon SPR dari perangkat yang telah dikembangkan (β SPR) akan dibandingkan dengan SPR komersial (α SPR). Pengujian dilakukan pada larutan glukosa. Performa sensor berbasis SPR dianalisis berdasarkan hasil kurva SPR yang terdiri dari data intensitas cahaya pantul dan sudut terjadinya *surface plasmon resonance*. Pengujian perangkat dimulai dengan mempersiapkan larutan glukosa yang akan digunakan. Setelah dilakukan preparasi sampel, selanjutnya dilakukan *set up* pengujian, pengujian perangkat, dan analisis hasil. Analit berupa larutan glukosa dibuat dengan bahan-bahan berupa serbuk glukosa ($C_6H_{12}O_4$) >99,5% $M_r = 180,16$ g/mol (*Sigma-*

Aldrich) dan *distilled-water* (H_2O). Larutan glukosa dibuat dengan melarutkan serbuk glukosa dalam *distilled-water* dengan jumlah tertentu sesuai dengan konsentrasi larutan yang diperlukan. Massa glukosa disesuaikan menggunakan neraca digital dengan ketelitian 0,0005 g (*c-electronics*), sedangkan pipet digunakan untuk menyesuaikan volume pelarut sampai dengan 10 ml. Larutan glukosa dapat dibuat dengan mengikuti ketentuan stoikiometri larutan. Pengujian perangkat β SPR dilakukan dengan larutan air dan larutan glukosa dengan konsentrasi 0,05 M-0,27 M. Pengujian ini bertujuan untuk melihat respon awal perangkat apakah fenomena *surface plasmon resonance* terjadi dan apa yang terjadi ketika sejumlah larutan dengan konsentrasi berbeda dialirkan di atas film tipis emas. Eksperimen dilakukan dengan menempatkan lapisan tipis emas, prisma, dan larutan uji sesuai dengan konfigurasi perangkat pada Gambar 1 dimana sinar datang berupa laser melalui prisma dan diteruskan ke lapisan tipis emas. Sehingga dengan sudut yang tepat, menyebabkan osilasi kolektif elektron pada permukaan logam [13]. Pada kedudukan ini intensitas cahaya pantul berkurang secara signifikan, data nilai intensitas masing-masing perangkat dapat dilihat pada tabel sehingga kurva respon SPR membentuk cekungan yang tajam hingga mencapai reflektansi minimum (*dip*) yang mengindikasikan fenomena *surface plasmon resonance* [14]. Pada pengujian ini juga dilakukan pengambilan data dari perangkat α SPR pada konsentrasi yang sama untuk melihat perbedaan respon antara perangkat SPR konvensional dengan perangkat yang sudah dikembangkan.

Keluaran dari eksperimen ini berupa kurva intensitas cahaya pantul terhadap sudut yang disebut kurva respon SPR sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 5.



Gambar 5. Kurva perbandingan respon α SPR dan β SPR dari pengujian sensor dengan film tipis emas ketebalan 50 nm terhadap variasi larutan glukosa. Gambar sebelah kiri (α SPR) merupakan hasil pengujian perangkat SPR komersial. Gambar sebelah kanan (β SPR) perangkat hasil pengembangan penelitian ini. Hasil pengujian menunjukkan adanya kemiripan kurva perangkat komersial (α SPR) dan perangkat yang dikembangkan β SPR.

Pada kurva tersebut ditunjukkan adanya pergeseran sudut kurva SPR yang dihasilkan masing-masing perangkat ke arah sumbu x positif untuk setiap kenaikan konsentrasi larutan glukosa. Kurva α SPR menunjukkan pergeseran sudut yang konsisten pada setiap pengulangan pengukuran, sehingga perangkat dapat mendeteksi larutan dengan konsentrasi berbeda secara stabil. Sementara itu, kurva β SPR juga mengalami pergeseran sudut, namun hasil pengulangan pengukuran memperlihatkan bahwa pergeseran tersebut belum signifikan dan memiliki variasi lebih besar. Untuk memastikan reproduibilitas hasil, data diolah dalam bentuk Tabel 1, yang memuat nilai rata-rata pergeseran sudut, persen reflektansi, dan persen *error*. Analisis ini digunakan untuk menilai performa perangkat β SPR dalam mendeteksi konsentrasi larutan glukosa.

Tabel 1. Nilai persen reflektansi dan sudut SPR (θ_{SPR}) dari pengujian sensor berbasis perangkat α SPR dan β SPR.

No	Konsentrasi Glukosa (M)	Reflektansi (%)		Sudut SPR ($^{\circ}$)		Error (%)
		α	β	α	β	
1	0	76,22%	73,20%	9,16	9,97	8,90%
2	0,05	76,08%	73,08%	9,58	10,20	6,53%
3	0,11	75,94%	73,02%	9,97	10,31	3,42%
4	0,16	75,80%	72,91%	10,47	10,69	2,09%
5	0,22	75,66%	72,85%	10,94	11,04	0,98%
6	0,27	75,52%	72,57%	11,36	11,46	0,94%

3.2 Perhitungan Persen *Error* Pembacaan Sudut Perangkat

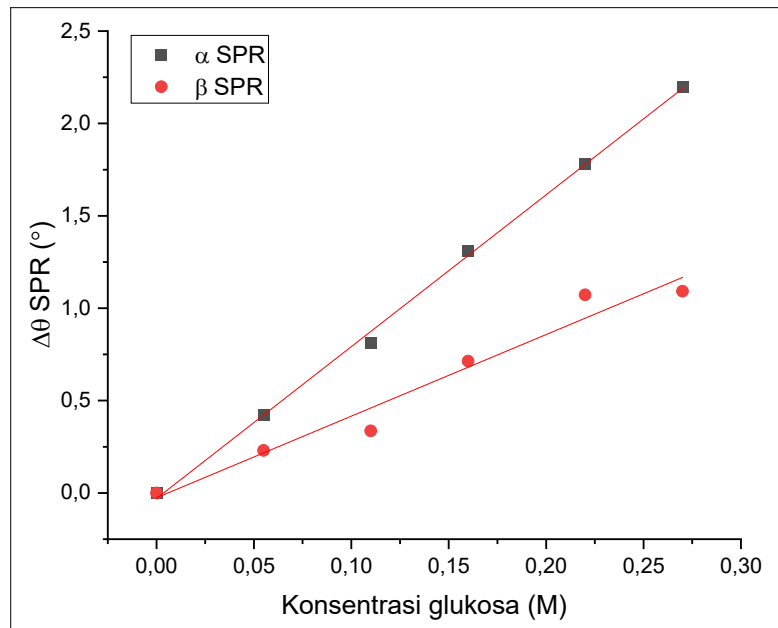
Persen *error* pembacaan sudut digunakan untuk memberikan pemahaman tentang sejauh mana hasil pendeteksian sudut perangkat yang dikembangkan (β SPR) apakah mendekati nilai yang dianggap benar atau seharusnya (hasil pembacaan sudut perangkat α SPR). Semakin kecil persen *error*, semakin akurat pengukuran atau perkiraan tersebut. Sebaliknya, semakin besar persen *error*, semakin jauh hasil pengukuran dari nilai sebenarnya. Untuk menghitung persen *error* pembacaan sudut perangkat SPR dapat menggunakan persamaan 1.

$$\text{Persentase Kesalahan} = \frac{\theta_{\beta SPR} - \theta_{\alpha SPR}}{\theta_{\alpha SPR}} \times 100\% \quad (1)$$

Dengan menggunakan persamaan 1 di atas telah dihitung persentase *error* dari pembacaan sudut masing-masing perangkat seperti yang ditunjukkan Tabel 1. Diketahui bahwa untuk larutan uji air diperoleh pembacaan sudut $9,16^{\circ}$ pada perangkat α SPR sedangkan pada perangkat yang dikembangkan yaitu β SPR diperoleh pembacaan sudut $9,97^{\circ}$. Hasil perhitungan persentase *error* menunjukkan masih terdapat *error* yang cukup besar yaitu 8,90%. *Error* juga masih terjadi pada pembacaan sudut untuk larutan uji glukosa 0,05 M sebesar 6,53%. Secara keseluruhan untuk larutan uji glukosa pada Tabel 1 menunjukkan bahwa masih terdapat *error* di setiap konsentrasi berbeda. Ditunjukkan juga bahwa nilai persentase *error* berbanding terbalik dengan kenaikan konsentrasi, terlihat bahwa semakin tinggi konsentrasi semakin kecil persentase *error*. Penulis berpendapat bahwa masih adanya *error* dalam pembacaan sudut bisa disebabkan oleh belum dilakukannya kalibrasi perangkat pembacaan sudut. Perlu dilakukan optimasi pada konfigurasi perangkat pengaturan sudut dan pengambilan data konsentrasi yang sama sebanyak mungkin serta larutan uji yang berbeda untuk mengurangi tingkat persentase *error* pembacaan sudut perangkat.

3.3 Sensitivitas

Sensitivitas merupakan nilai yang juga digunakan untuk menyatakan performa material yang digunakan. Sensitivitas merupakan rasio antara sinyal keluaran dengan properti pengukuran. Sinyal keluaran sensor berbasis SPR merupakan pergeseran sudut (θ_{SPR}) sedangkan properti input berupa variasi konsentrasi larutan glukosa. Tabel 1 menunjukkan sudut SPR untuk masing-masing konsentrasi larutan glukosa yang selanjutnya nilai-nilai tersebut dihitung selisihnya terhadap sudut SPR air sebagai *buffer*. Sehingga diperoleh perubahan ($\Delta\theta_{SPR}$) terhadap pertambahan konsentrasi glukosa. Untuk menentukan sensitivitas dari perangkat yang dikembangkan (β SPR) dan kemudian dibandingkan dengan perangkat komersial (α SPR) kita dapat melakukan regresi linier terhadap kurva perubahan konsentrasi versus perubahan sudut menggunakan *software Origin* dan hasilnya dapat dilihat seperti Gambar 6.



Gambar 6. Perubahan sudut SPR terhadap perubahan konsentrasi larutan glukosa pada perangkat α SPR dan β SPR.

Hasil regresi linier diperoleh persamaan garis $y = -0,02 + 4,41x$ untuk perangkat β SPR dan $y = -0,02 + 8,21x$ untuk α SPR, dengan melihat nilai gradien dari persamaan diatas maka diperoleh sensitivitas perangkat komersial (α SPR) = $8,21^\circ/\text{M}$ dan perangkat yang dikembangkan (β SPR) = $4,41^\circ/\text{M}$. Sensitivitas ini jauh lebih tinggi daripada $3,41^\circ/\text{M}$ yang dilaporkan dalam studi Menon [15]. Hal ini menunjukkan bahwa sensor yang diusulkan menawarkan kinerja yang lebih baik dalam mendeteksi glukosa dibandingkan dengan temuan sebelumnya. Gambar 6 juga menunjukkan semakin besar perubahan konsentrasi glukosa maka pergeseran sudut SPR semakin lebar. Hubungan tersebut ditunjukkan juga pada pengujian sensor berbasis SPR untuk deteksi senyawa biokimia lain, seperti urea, kreatin, amonia [16], Glukosa [15], dan berbagai protein [17]. Setelah diperoleh sensitivitas kedua perangkat tersebut ternyata hasilnya masih berbeda, nilai sensitivitas α SPR lebih baik dari pada nilai sensitivitas β SPR. Perbedaan nilai sensitivitas ini diakibatkan masih terdapat *error* dalam pembacaan sudut dan kualitas lapisan tipis emas yang digunakan. Adanya kontaminan pada permukaan lapisan tipis emas seperti debu, residu larutan, atau molekul asing dapat mempengaruhi besar nilai sensitivitas.

4 Kesimpulan

Perangkat *Surface Plasmon Resonance* (SPR) telah dikembangkan dengan komponen utama berupa laser diode 670 nm, polarisator, prisma Porro BA4010, lapisan tipis emas (~ 50 nm), *stepper motor*, dan mikrokontroler ESP32. Pengujian menggunakan larutan glukosa dengan konsentrasi 0,05–0,27 M menghasilkan kurva SPR dengan sudut resonansi pada rentang $9,97^\circ$ – $11,46^\circ$. Perbandingan dengan perangkat komersial menunjukkan adanya *error* pembacaan sudut yang menurun seiring peningkatan konsentrasi, yaitu dari 6,53% pada 0,05 M hingga 0,94% pada 0,27 M. Evaluasi performa lebih lanjut menunjukkan sensitivitas perangkat sebesar $4,41^\circ/\text{M}$, yang menegaskan potensi sistem ini sebagai alternatif perangkat *Surface Plasmon Resonance* (SPR). Kebaruan penelitian ini terletak pada perancangan perangkat SPR yang sederhana berbasis komponen komersial berbiaya rendah, sehingga dapat diakses lebih luas untuk aplikasi biosensor di laboratorium skala kecil maupun pengujian lapangan.

Referensi

- [1] J. Homola, "Surface plasmon resonance sensors for detection of chemical and biological species," *Chem. Rev.*, pp. 462–493, 2008. <https://doi.org/10.1021/cr068107d>
- [2] M. A. Cooper, "Optical biosensors in drug discovery," *Nat. Rev. Drug Discovery*, vol 1, 2002, <https://doi.org/10.1038/nrd838>
- [3] Y. W. Fen and W. M. M. Yunus, "Fabrication and evaluation of surface plasmon resonance optical sensor for heavy metal ions detection," *2013 IEEE 4th International Conference on Photonics (ICP)*, pp. 114–116, 2013. <https://doi.org/10.1109/ICP.2013.6687085>

- [4] Z. Jin, T. Shimbo, Y. Hosoe, and T. Oyabu, "Breath odor characteristics after drinking and identification of sake quantity," *Sensors and Actuators B : Chemical*, vol 108, pp. 265–270, 2005, <https://doi.org/10.1016/j.snb.2004.10.046>.
- [5] J. Tschmelak, M. Kumpf, K. Nina, G. Proll, and G. Gauglitz, "Total internal reflectance fluorescence (TIRF) biosensor for environmental monitoring of testosterone with commercially available immunochemistry: Antibody characterization, assay development and real sample measurements," *Talanta*, vol. 69, pp. 343–350, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.talanta.2005.09.048>.
- [6] C. Maurer, A. Jesacher, S. Bernet, and M. Ritsch-marte, "What spatial light modulators can do for optical microscopy," *Laser & Photonics Reviews*, vol 101(1), pp. 81–101, 2011, <https://doi.org/10.1002/lpor.200900047>.
- [7] C. M. Miyazaki, F. M. Shimizu, J. R. Mejia-Salazar, O. N. Oliveira, and M. Ferreira. "Surface plasmon resonance biosensor for enzymatic detection of small analytes." *Nanotechnology*, vol 28 (14), 2017. <https://doi.org/10.1088/1361-6528/aa6284>.
- [8] S. Chen, A. Rasooly, J. Dosta, S. Jiang, and S. S. Yee, "Spectral surface plasmon resonance biosensor for detection of staphylococcal enterotoxin B in milk," *International Journal of Food Microbiology*, vol 75, pp. 61–69, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0168-1605\(02\)00010-7](https://doi.org/10.1016/S0168-1605(02)00010-7).
- [9] J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz. "Surface plasmon resonance sensors." *Sensors and actuators B: Chemical*, vol 54 (1-2), pp. 3-15, 1999. [Online]. Available: <https://www.scirp.org/reference/referencespapers?referenceid=217167>
- [10] M. Todeschini, A. Bastos, F. Jensen, and J. B. Wagner, "Influence of Ti and Cr adhesion layers on ultrathin Au Films," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, pp. 37374–37385, 2017, <https://doi.org/10.1021/acsami.7b10136>.
- [11] S. Physik and D. U. Mfinchen, "Excitation of nonradiative surface plasma in silver by the method of frustrated total reflection," *Zeitschrift für Phys.*, vol. 410, pp. 398–410, 1968. <https://doi.org/10.1007/BF01391532>
- [12] S. Lofas, M. Malmqvist, I. Ronnberg, E. Stenberg, B. Liedberg, I. Lundstrom, "Bioanalysis with surface plasmon resonance," *Sensors and Actuators B : Chemical*, vol. 5, pp. 79–84, 1991. [https://doi.org/10.1016/0925-4005\(91\)80224-8](https://doi.org/10.1016/0925-4005(91)80224-8).
- [13] A. V Zayats, I. I. Smolyaninov, and A. A. Maradudin, "Nano-optics of surface plasmon polaritons," *Physics Reports*, vol. 408, pp. 131–314, 2005. <https://doi.org/10.1016/j.physrep.2004.11.001>.
- [14] P. S. Menon et al., "Urea and creatinine detection on nano- laminated gold thin film using Kretschmann- based surface plasmon resonance biosensor," *PLOS One*, vol. 13, no. 7, pp. 1–14, 2018. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201228>.
- [15] P. S. Menon et al., "Refractive index and sensing of glucose molarities determined using Au-Cr K-SPR at 670/785 nm wavelength," *Sains Malaysiana*, vol. 48, no. 6, pp. 1259–1265, 2019, <https://doi.org/10.17576/jsm-2019-4806-13>.
- [16] R. Komai, H. Honda, K. Shinbo, K. Kato, and F. Kaneko, "Simultaneous detection of ammonia and water vapors using surface plasmon resonance waveguide sensor," *Proceedings of 2014 International Symposium on Electrical Insulating Materials (ISEIM)*, pp. 284–286, 2014. <https://doi.org/10.1109/ISEIM.2014.6870774>.
- [17] Y. Huang, H. Hsu, and C. C. Huang, "A protein detection technique by using surface plasmon resonance (SPR) with rolling circle amplification (RCA) and nanogold-modified tags," *Biosens Bioelectron*, vol. 22, pp. 980–985, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2006.04.017>.