Journal of Educational and Applied Science
Volume 4 Nomor 1, September 2026
https://ejournal.uimsya.ac.id/index.php/jeas
ISSN: 3026-3840 (Online)

Fabrikasi Sensor Optis Non-Invasif Berbasis Modulasi Polarisasi Laser Melalui Transduksi Fotovoltaik

Aldila Puspitaningrum[1], Muhamad Ardimansyah[2]
[1,2]Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik dan Informatika, Universitas Islam Balitar

Email : aldila.puspitaningrum@gmail.com

Received
Mei

Revised
Juli

Published
September

Abstract
This study fabricated and evaluated a simple optical sensor that combines a 650 nm laser diode, a polarizer–analyzer arrangement, a 1 cm cuvette, and a photovoltaic cell to detect sucrose concentration. Sucrose solutions at 0%, 5%, 10%, 15%, 20%, and 25% (w/v) were measured five times each. The average voltage increased from 252.78 mV for the sample containing 0% sucrose to 396.04 mV at a sucrose concentration of 25% (w/v). Linear regression yielded V = 264.36 + 5.77C, with a sensitivity of 5.77 mV/(% w/v), R^2 = 0.9637, and RMSE = 9.55 mV. The slope differed significantly from zero (p < 0.001; 95% confidence interval: 4.21–7.32 mV/(% w/v)). Repeatability showed an RSD of 0.54–3.01%, while the pooled standard deviation was 4.62 mV. A quadratic model produced R^2 = 0.9990 and RMSE = 1.57 mV, indicating curvature across the tested range that was not captured by the linear model. Based on the blank standard deviation and linear slope, the estimated LOD and LOQ were 0.90% and 2.74% (w/v), respectively. The prototype shows potential as a simple, low-cost optical sensor; however, further validation at low concentrations, with independent samples, temperature control, direct rotation-angle measurements, and reference methods is required.

Keywords: *Optical Sensor, Polarimetry, Laser Polarization, Sucrose, Photovoltaic Transduction*

Abstrak
Sensor optis berbasis polarisasi menawarkan pendekatan pengukuran konsentrasi larutan melalui konversi perubahan keadaan polarisasi menjadi besaran listrik. Penelitian ini memfabrikasi dan mengevaluasi prototipe sensor optis berbasis laser diode 650 nm, polarizer–analyzer, kuvet dengan panjang lintasan 1 cm, dan sel fotovoltaik sebagai transduser optik-listrik untuk mendeteksi variasi konsentrasi sukrosa. Larutan sukrosa 0%, 5%, 10%, 15%, 20%, dan 25% (b/v) masing-masing diukur lima kali. Tegangan rata-rata meningkat dari 252,78 mV pada sampel dengan 0% sukrosa menjadi 396,04 mV pada 25% b/v. Regresi linear menghasilkan V = 264,36 + 5,77C dengan sensitivitas 5,77 mV/% b/v, R^2 = 0,9637, dan RMSE = 9,55 mV. Hasil analisis regresi menunjukkan bahwa nilai slope signifikan secara statistik (p < 0,001), dengan interval kepercayaan 95% sebesar 4,21–7,32 mV/% (b/v). Repeatability menghasilkan RSD 0,54–3,01%, sedangkan pooled standard deviation sebesar 4,62 mV. Regresi kuadratik menghasilkan R^2 = 0,9990 dan RMSE = 1,57 mV, memperlihatkan bahwa respons seluruh rentang pengujian mengandung kelengkungan yang tidak tertangkap oleh model linear. Berdasarkan simpangan baku sampel dengan 0% sukrosa dan slope linear, LOD dan LOQ masing-masing sebesar 0,90% dan 2,74% b/v. Hasil menunjukkan bahwa integrasi modulasi polarisasi dan transduksi fotovoltaik layak dikembangkan sebagai sensor optis sederhana dan berbiaya relatif rendah, tetapi validasi pada konsentrasi rendah, sampel independen, pengukuran sudut rotasi, pengaruh suhu, dan pembandingan dengan metode referensi masih diperlukan.

Kata Kunci: Sensor Optis, Polarimetri, Polarisasi Laser, Sukrosa, Transduksi Fotovoltaik

PENDAHULUAN

Pengembangan sensor optis diarahkan pada pemanfaatan interaksi cahaya–materi untuk menghasilkan informasi analitik tanpa harus mengubah analit menjadi sinyal kimia atau listrik secara langsung. Dibandingkan pendekatan konvensional, sistem optis menawarkan peluang untuk

pengukuran non-kontak, miniaturisasi, integrasi dengan sistem akuisisi elektronik, serta pengembangan perangkat point-of-care. Kajian mutakhir menunjukkan bahwa teknologi optik untuk pemantauan glukosa berkembang melalui spektroskopi NIR/MIR, Raman, fluoresensi, fotoakustik, optical coherence tomography, serat optik, dan polarimetri. Namun, tantangan utama tetap mencakup sensitivitas, interferensi matriks, kestabilan sumber cahaya, pengaruh lingkungan, dan kebutuhan kalibrasi yang kuat [1]–[4].

Salah satu mekanisme yang secara fundamental relevan untuk pengukuran larutan gula adalah aktivitas optik. Molekul kiral dapat memutar bidang polarisasi cahaya terpolarisasi. Pada medium larutan yang homogen, perubahan sudut rotasi optik dipengaruhi oleh konsentrasi zat optis aktif, panjang lintasan optik, panjang gelombang, dan temperatur. Prinsip tersebut menjadi dasar polarimetri, yaitu teknik yang mengubah informasi molekuler menjadi perubahan keadaan polarisasi yang dapat diukur. Sistem polarimetri modern bahkan telah dikembangkan dengan komponen optomekanik sederhana untuk memperoleh pengukuran rotasi optik beresolusi tinggi, menunjukkan bahwa pendekatan polarimetri tidak selalu membutuhkan instrumen komersial yang kompleks [5], [6].

Secara umum, konfigurasi polarizer–sampel–analyzer mengikuti Hukum Malus, $I = I0 \cos^2\theta$, sehingga perubahan sudut polarisasi dapat ditransduksi menjadi perubahan intensitas transmisi. Dalam sistem sensor, intensitas tersebut kemudian dapat diterima oleh detektor dan dikonversi menjadi sinyal listrik. Pendekatan ini penting karena detektor tidak perlu mengukur sudut polarisasi secara langsung; analyzer terlebih dahulu melakukan konversi informasi polarisasi menjadi perubahan intensitas. Konsep tersebut juga digunakan pada sistem polarimetri untuk pengukuran glukosa dan senyawa optis aktif lainnya [7], [8].

Penelitian terdahulu memperlihatkan bahwa polarimetri mampu mendeteksi perubahan konsentrasi gula, tetapi banyak sistem menggunakan modulasi optik, polarimeter presisi tinggi, atau analisis matriks Mueller yang relatif kompleks. [7], misalnya, mengembangkan sistem Stokes–Mueller untuk pengukuran glukosa, sedangkan pendekatan partial Mueller matrix telah digunakan untuk memisahkan rotasi optik dan depolarisasi pada medium yang mengalami hamburan [8]. Di sisi lain, penelitian berbasis optik sederhana menunjukkan peluang menggunakan sumber laser dan komponen polarisasi murah untuk membangun sistem pengukuran yang lebih mudah direplikasi.

Celah penelitian yang menjadi dasar studi ini adalah perlunya konfigurasi sensor yang lebih sederhana, yaitu mengintegrasikan laser diode 650 nm, polarizer–analyzer, dan sel fotovoltaik sebagai transduser optik-ke-listrik. Penggunaan sel fotovoltaik pada penelitian ini tidak dimaksudkan sebagai sumber energi, tetapi sebagai elemen penerima cahaya yang menghasilkan respons tegangan terhadap intensitas optik yang diterimanya. Dengan demikian, arsitektur sensor dapat dipandang sebagai rantai transduksi: konsentrasi sukrosa → aktivitas optik → rotasi polarisasi → modulasi intensitas oleh analyzer → respons fotovoltaik → tegangan keluaran.

Tujuan penelitian adalah memfabrikasi prototipe tersebut dan mengevaluasi karakteristik metrologinya melalui sensitivitas, linearitas, repeatability, RMSE, LOD, dan LOQ. Selain model linear yang umum digunakan pada kalibrasi sensor, model polinomial orde dua digunakan sebagai analisis diagnostik untuk menguji apakah respons sensor benar-benar linear pada rentang 0–25% b/v. Pendekatan ini penting karena koefisien determinasi yang tinggi saja tidak cukup untuk membuktikan linearitas apabila residual masih menunjukkan pola sistematik.

METODE PENELITIAN

Rancangan dan konfigurasi sensor

Konfigurasi sensor terdiri atas laser diode merah 650 nm, polarizer linier, kuvet kaca dengan panjang lintasan optik 1 cm, analyzer linier, sel fotovoltaik, dan multimeter digital. Seluruh komponen ditempatkan secara inline untuk mempertahankan jalur berkas. Laser menghasilkan sumber cahaya yang terarah, polarizer menetapkan keadaan polarisasi awal, sampel sukrosa memodifikasi keadaan polarisasi, analyzer mentransduksi perubahan polarisasi menjadi perubahan intensitas, dan sel fotovoltaik mengubah respons optik menjadi tegangan.

Istilah non-invasif pada penelitian ini digunakan dalam konteks pengukuran larutan tanpa pengambilan atau perubahan fisik pada sampel. Penggunaan istilah tersebut untuk pemantauan glukosa pada manusia tidak dapat disimpulkan dari eksperimen ini karena belum dilakukan pengujian jaringan biologis atau biofluida. Literatur terkini menegaskan bahwa translasi sensor optik dari larutan sederhana menuju pemantauan glukosa non-invasif menghadapi persoalan hamburan jaringan, interferensi komponen biologis, temperatur, gerakan, dan kebutuhan kalibrasi [2], [3].

Preparasi sampel

Larutan sukrosa disiapkan menggunakan akuades pada konsentrasi 0%, 5%, 10%, 15%, 20%, dan 25% (b/v). Konsentrasi b/v menyatakan massa sukrosa dalam gram per 100 mL larutan. Setiap larutan dihomogenkan sampai sukrosa larut sempurna. Penggunaan beberapa level konsentrasi dimaksudkan untuk membentuk kurva kalibrasi dan mengevaluasi kemungkinan perubahan sensitivitas pada konsentrasi yang lebih tinggi.

Prosedur pengukuran

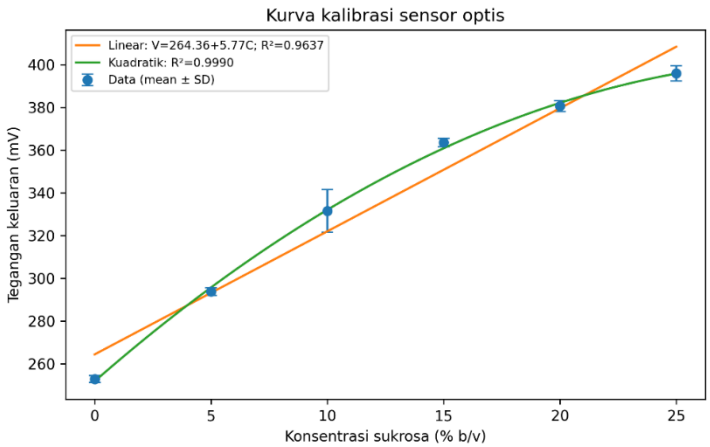
Laser dinyalakan dan dibiarkan mencapai kondisi operasi yang stabil. Berkas diarahkan melalui polarizer, kuvet sampel, analyzer, kemudian menuju sel fotovoltaik. Tegangan keluaran dibaca menggunakan multimeter digital. Posisi optik, jarak antarkomponen, orientasi analyzer, dan kondisi sumber cahaya dijaga tetap. Setiap konsentrasi diukur lima kali sehingga diperoleh 30 observasi individual.

Analisis statistik

Nilai rata-rata, simpangan baku, dan RSD dihitung untuk setiap konsentrasi. Kalibrasi linear dilakukan terhadap enam nilai rata-rata menggunakan $V = a + bC$. Selain itu dilakukan regresi kuadratik $V = a + bC + cC^2$ sebagai model diagnostik. Model dibandingkan berdasarkan R^2, RMSE, dan pola residual. Perhitungan slope menghasilkan sensitivitas 5,77 mV/% b/v; interval kepercayaan 95% slope dihitung untuk menilai ketidakpastian estimasi sensitivitas. LOD dan LOQ dihitung berdasarkan blanko 0% b/v.

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Prototipe berhasil difabrikasi dengan konfigurasi laser 650 nm → polarizer → kuvet → analyzer → sel fotovoltaik → multimeter. Arsitektur ini menunjukkan kesederhanaan instrumen karena pengukuran akhir dilakukan sebagai tegangan listrik. Secara fungsional, polarizer menetapkan kondisi awal, larutan sukrosa memberikan modulasi polarisasi melalui aktivitas optik, analyzer mengubah modulasi tersebut menjadi variasi intensitas, dan sel fotovoltaik mengubah variasi intensitas menjadi respons tegangan. Rangkaian transduksi ini sejalan dengan prinsip umum sensor polarimetrik, tetapi penelitian ini menempatkan kesederhanaan transduser listrik sebagai fokus utama



Gambar 1. Kurva Kalibrasi Tegangan Keluaran Terhadap Konsentrasi Sukrosa (Error Bar = SD)

Kelebihan konfigurasi tersebut adalah tidak diperlukan rotasi analyzer selama pembacaan, sehingga sudut analyzer dapat ditetapkan pada kondisi kerja tertentu dan perubahan konsentrasi diamati dari perubahan tegangan. Namun, posisi sudut kerja analyzer menjadi parameter kritis. Jika sistem dioperasikan dekat daerah maksimum atau minimum fungsi $\cos^2\theta$, perubahan sudut yang sama dapat menghasilkan respons tegangan yang berbeda dibandingkan ketika sistem dioperasikan pada daerah kemiringan maksimum. Karena sudut kerja aktual tidak dilaporkan dalam data penelitian, pengaruh parameter ini belum dapat dipisahkan secara kuantitatif.

Data menunjukkan kenaikan tegangan keluaran yang konsisten secara umum terhadap peningkatan konsentrasi. Tegangan rata-rata meningkat dari 252,78 mV pada blanko menjadi 396,04 mV pada 25% b/v. Peningkatan ini menunjukkan bahwa perubahan keadaan polarisasi yang ditimbulkan oleh sukrosa berhasil ditransduksi menjadi sinyal listrik yang dapat dibedakan oleh sistem. Temuan tersebut secara kualitatif konsisten dengan prinsip polarimetri, yaitu peningkatan konsentrasi zat optis aktif menghasilkan perubahan rotasi yang selanjutnya memengaruhi intensitas setelah analyzer.

Namun, kenaikan tidak bersifat konstan. Perubahan tegangan untuk setiap interval 5% berturut-turut adalah 41,00; 37,86; 32,00; 17,00; dan 15,40 mV. Penurunan increment tersebut merupakan indikasi awal bahwa sensitivitas lokal sensor berkurang pada konsentrasi tinggi. Pola ini penting karena sebuah sensor yang hanya dilaporkan berdasarkan R^2 linear dapat terlihat memiliki performa baik, padahal respons sebenarnya mulai melengkung.

Tabel 1. Hasil Pengukuran Tegangan Keluaran dan Repeatability Sensor

C (% b/v)	U1	U2	U3	U4	U5	Rata-rata (mV)	SD (mV)	RSD (%)
0	251.20	253.10	252.50	251.80	255.30	252.78	1.58	0.63
5	295.40	294.60	290.80	293.70	294.40	293.78	1.77	0.60
10	320.10	323.80	341.10	342.30	330.90	331.64	9.98	3.01
15	363.20	361.70	362.10	366.40	364.80	363.64	1.96	0.54
20	378.80	381.20	384.50	378.10	380.60	380.64	2.50	0.66
25	391.30	393.40	400.10	397.20	398.20	396.04	3.60	0.91

Regresi linear terhadap nilai rata-rata menghasilkan persamaan $V = 264{,}36 + 5{,}77C$, dengan V dalam mV dan C dalam % b/v. Sensitivitas sebesar 5,77 mV/% b/v menunjukkan bahwa setiap kenaikan konsentrasi sebesar 1% b/v berkaitan dengan kenaikan tegangan rata-rata sekitar 5,77 mV dalam model linear. Nilai $R^2 = 0{,}9637$ menunjukkan hubungan linear yang kuat, tetapi bukan linearitas sempurna. Uji signifikansi slope menghasilkan $p = 0{,}0005$, sehingga hubungan konsentrasi–tegangan secara statistik berbeda nyata dari hubungan dengan slope nol. Interval kepercayaan 95% slope adalah 4,21–7,32 mV/% b/v.

Meskipun demikian, R^2 tidak boleh ditafsirkan sebagai bukti bahwa seluruh rentang kalibrasi linear. Residual menunjukkan penyimpangan sistematik: model linear cenderung meremehkan respons pada konsentrasi menengah dan melebihkan respons pada konsentrasi tinggi. Kondisi tersebut diperkuat oleh penurunan increment tegangan pada konsentrasi tinggi. Oleh karena itu, rentang linear operasional sebaiknya tidak ditetapkan hanya berdasarkan nilai R^2.

Regresi kuadratik menghasilkan model $V = 251{,}77 + 9{,}541C - 0{,}1510C^2$, dengan C dalam % b/v, $R^2 = 0{,}9990$, dan RMSE = 1,57 mV. Persamaan ini merupakan bentuk yang konsisten dengan hasil fitting data rata-rata dan memperbaiki representasi kurva pada seluruh rentang 0–25% b/v. Nilai koefisien kuadratik negatif menunjukkan bahwa kemiringan respons menurun ketika konsentrasi meningkat. Secara matematis, sensitivitas lokal model kuadratik adalah $dV/dC = 9{,}541 - 0{,}3021C$; sehingga pada C = 25% b/v sensitivitas lokal diperkirakan sekitar 1,99 mV/% b/v. Nilai tersebut menjelaskan mengapa pertambahan tegangan menjadi semakin kecil pada konsentrasi tinggi.

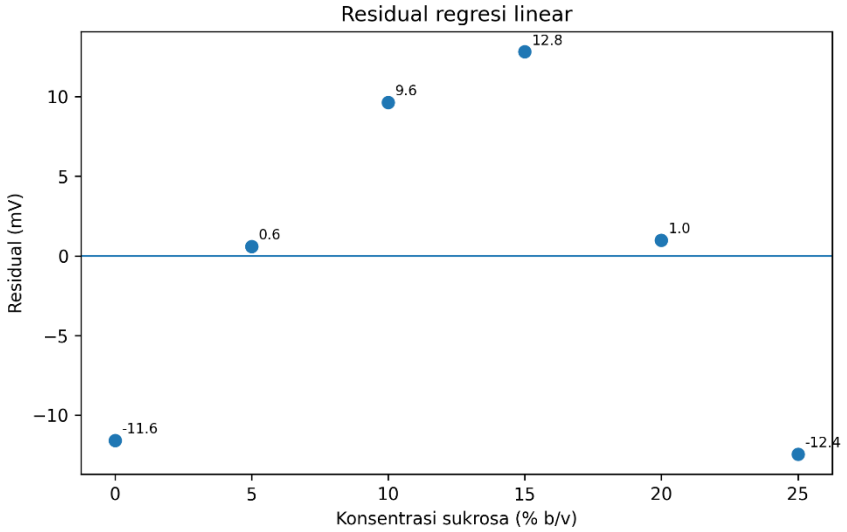
Model kuadratik sebaiknya dipandang sebagai model kalibrasi empiris, bukan bukti bahwa mekanisme fisik sensor secara intrinsik kuadratik. Kelengkungan dapat berasal dari kombinasi aktivitas optik, posisi analyzer, respons nonideal sel fotovoltaik, dan karakteristik sumber cahaya. Untuk

menentukan sumber nonlinieritas secara fisik, penelitian lanjutan perlu mengukur sudut rotasi dan intensitas optik secara terpisah.

Repeatability berdasarkan lima pengukuran pada setiap konsentrasi menghasilkan RSD 0,54–3,01%. Nilai tertinggi terdapat pada konsentrasi 10%, dengan dua pengukuran pada 341,1 dan 342,3 mV yang lebih tinggi dibandingkan tiga pengukuran lainnya. Kondisi ini menghasilkan SD 9,98 mV, jauh lebih besar daripada kelompok konsentrasi lain. Karena jumlah replikasi hanya lima, satu atau dua observasi yang menyimpang dapat memberikan pengaruh besar terhadap RSD.

Pooled standard deviation sebesar 4,62 mV dan pooled CV sekitar 1,37% menunjukkan bahwa variasi keseluruhan relatif terkendali. Akan tetapi, nilai pooled CV tidak boleh digunakan untuk menutupi variasi khusus pada konsentrasi 10%. Dari sudut pandang pengembangan sensor, hasil ini menunjukkan pentingnya standardisasi alignment optik, waktu stabilisasi laser, kebersihan kuvet, dan posisi sel fotovoltaik. Penambahan jumlah replikasi dan pengukuran pada hari yang berbeda akan memberikan evaluasi presisi yang lebih kuat.

RMSE model linear sebesar 9,55 mV, sedangkan RMSE model kuadratik sebesar 1,57 mV. Perbedaan tersebut menunjukkan bahwa sebagian besar kesalahan pemodelan pada regresi linear berasal dari bentuk kurva yang melengkung, bukan semata-mata noise pengukuran. Dengan kata lain, peningkatan R^2 pada model kuadratik didukung oleh penurunan error prediksi yang substansial.



Gambar 2. Residual Regresi Linear Terhadap Konsentrasi Sukrosa

Residual linear bernilai sekitar −11,6 mV pada 0%, +0,6 mV pada 5%, +9,6 mV pada 10%, +12,8 mV pada 15%, +1,0 mV pada 20%, dan −12,4 mV pada 25%. Pola tersebut tidak acak di sekitar nol dan membentuk kecenderungan melengkung. Dengan demikian, pemeriksaan residual memberikan bukti tambahan bahwa model linear belum cukup untuk menggambarkan seluruh rentang pengukuran. Pendekatan ini lebih informatif daripada melaporkan R^2 saja karena memperlihatkan struktur kesalahan model.

Simpangan baku blanko dari lima pengukuran adalah 1,58 mV. Dengan sensitivitas linear 5,77 mV/% b/v, diperoleh LOD = 3,3(1,58)/5,77 = 0,90% b/v dan LOQ = 10(1,58)/5,77 = 2,74% b/v. Nilai tersebut menunjukkan bahwa, berdasarkan pendekatan statistik yang digunakan, perubahan konsentrasi sekitar 0,90% b/v berada pada batas kemampuan deteksi teoritis sistem, sedangkan kuantifikasi yang lebih dapat diandalkan diperkirakan mulai sekitar 2,74% b/v.

Interpretasi LOD/LOQ perlu dibatasi pada kondisi eksperimen ini. Perhitungan menggunakan hanya lima blanko dan slope dari model linear seluruh rentang. Untuk validasi analitik yang lebih kuat, LOD dan LOQ sebaiknya ditentukan menggunakan beberapa pengukuran blanko serta beberapa konsentrasi rendah yang mengelilingi batas deteksi. Selain itu, validasi menggunakan sampel yang tidak

digunakan dalam fitting diperlukan agar nilai tersebut tidak hanya mencerminkan performa kurva kalibrasi.

Literatur menunjukkan bahwa polarimetri telah lama dipertimbangkan sebagai salah satu pendekatan optik untuk pengukuran senyawa kiral, termasuk glukosa. Sistem Stokes–Mueller dapat memberikan informasi polarisasi yang lebih lengkap, sedangkan analisis partial Mueller matrix memungkinkan pemisahan rotasi dan depolarisasi pada medium yang mengalami scattering [7], [8]. Pendekatan tersebut menawarkan performa analitik tinggi, tetapi konsekuensinya adalah sistem instrumen dan pengolahan data yang lebih kompleks.

Sebaliknya, polarimeter berbasis komponen optomekanik sederhana telah menunjukkan bahwa pengukuran rotasi optik dengan sumber laser dapat dilakukan menggunakan arsitektur yang lebih ekonomis. [6] melaporkan pengukuran rotasi spesifik sukrosa pada sekitar 654,8 nm dengan korelasi konsentrasi yang sangat tinggi. Hasil tersebut memperkuat dasar fisik penggunaan laser merah pada penelitian ini. Namun, penelitian sekarang tidak mengukur sudut rotasi secara langsung; sinyal akhir berupa tegangan setelah rangkaian analyzer–fotovoltaik. Oleh karena itu, sensitivitas 5,77 mV/% b/v merupakan sensitivitas sistem, bukan specific optical rotation.

Dari perspektif sensor modern, penggunaan transduksi optik menuju sinyal listrik sederhana dapat menjadi titik awal untuk miniaturisasi. Literatur sensor optik non-invasif menunjukkan bahwa integrasi sumber cahaya, elemen optik, detektor, dan algoritma kalibrasi merupakan arah penting menuju sistem portabel [3], [9]. Penelitian terbaru bahkan mengembangkan polarimetri berdaya rendah dan fotodetektor sensitif polarisasi untuk meningkatkan kelayakan perangkat non-invasif [10]. Posisi kontribusi penelitian ini adalah pada demonstrasi arsitektur sederhana yang memanfaatkan analyzer sebagai elemen modulasi dan sel fotovoltaik sebagai transduser tegangan.

Dengan demikian, novelty penelitian tidak seharusnya diklaim sebagai penemuan prinsip polarimetri baru. Kebaruan lebih tepat ditempatkan pada integrasi sederhana komponen laser 650 nm, polarizer–analyzer, dan sel fotovoltaik untuk menghasilkan kurva kalibrasi konsentrasi sukrosa serta evaluasi metrologi yang mencakup sensitivitas, repeatability, RMSE, residual, LOD, dan LOQ. Formulasi novelty yang lebih spesifik dan terukur akan lebih kuat secara akademik daripada klaim umum bahwa sensor optis dapat digunakan untuk mendeteksi gula.

Hasil penelitian memberikan tiga implikasi penting. Pertama, sistem berhasil menghasilkan respons tegangan yang monoton terhadap peningkatan konsentrasi sukrosa sehingga layak sebagai proof-of-concept sensor. Kedua, rentang 0–25% b/v tidak sepenuhnya linear sehingga penggunaan persamaan linear untuk seluruh rentang dapat menghasilkan bias kalibrasi. Ketiga, model kuadratik memberikan kecocokan yang jauh lebih baik, tetapi model tersebut harus divalidasi menggunakan sampel independen sebelum digunakan untuk prediksi.

Keterbatasan utama penelitian adalah jumlah titik konsentrasi yang masih terbatas, lima pengulangan per titik, belum adanya pengujian antarhari, belum adanya kontrol temperatur, belum adanya pengukuran intensitas optik secara langsung, dan belum adanya metode referensi seperti polarimeter komersial atau refraktometer. Selain itu, sukrosa bukan glukosa sehingga hasil penelitian tidak dapat langsung digunakan untuk menyatakan kemampuan sensor sebagai sensor glukosa klinis. Literatur menekankan bahwa pemantauan glukosa non-invasif pada manusia menghadapi interferensi jaringan, scattering, variasi fisiologis, serta kebutuhan validasi klinis yang ketat [2], [11].

Tahap pengembangan berikutnya sebaiknya mencakup: (1) optimasi sudut analyzer untuk memaksimalkan $dV/d\theta$; (2) pengukuran simultan intensitas optik dan tegangan; (3) pengujian temperatur dan stabilitas sumber laser; (4) penambahan konsentrasi rendah di sekitar LOD–LOQ; (5) validasi model menggunakan data uji independen; (6) pembandingan dengan polarimeter atau refraktometer sebagai metode referensi; dan (7) pengujian larutan campuran untuk mengevaluasi selektivitas. Untuk menuju aplikasi glukosa, diperlukan tahapan tambahan berupa validasi pada larutan glukosa, biofluida artifisial, dan akhirnya studi biologis yang sesuai dengan standar etika dan validasi klinis.

Ringkasan Karakteristik Sensor

Tabel 2. Ringkasan Parameter Karakteristik Sensor

Parameter	Hasil	Interpretasi
Rentang konsentrasi	0–25% b/v	6 level konsentrasi
Sensitivitas linear	5,77 mV/% b/v	Slope regresi linear
Persamaan linear	$V = 264{,}36 + 5{,}77C$	V dalam mV; C dalam % b/v
95% CI slope	4,21–7,32 mV/% b/v	Ketidakpastian estimasi slope
R^2 linear	0,9637	Hubungan kuat, tetapi tidak sempurna
RMSE linear	9,55 mV	Error model linear
Persamaan kuadratik	$V = 251{,}77 + 9{,}541C - 0{,}1510C^2$	Model empiris seluruh rentang
R^2 kuadratik	0,9990	Kecocokan sangat tinggi
RMSE kuadratik	1,57 mV	Lebih rendah daripada model linear
RSD	0,54–3,01%	Repeatability per konsentrasi
Pooled SD	4,62 mV	Dari 6 kelompok
LOD	0,90% b/v	Berbasis SD blanko
LOQ	2,74% b/v	Berbasis SD blanko

KESIMPULAN

Sensor optis berbasis laser 650 nm, polarizer–analyzer, dan transduksi fotovoltaik berhasil difabrikasi dan menunjukkan respons tegangan yang dapat dibedakan terhadap konsentrasi sukrosa 0–25% b/v. Tegangan rata-rata meningkat dari 252,78 mV menjadi 396,04 mV. Model linear memberikan sensitivitas 5,77 mV/% b/v, $R^2 = 0{,}9637$, RMSE = 9,55 mV, sedangkan repeatability menghasilkan RSD 0,54–3,01%. Berdasarkan pendekatan blanko, LOD dan LOQ masing-masing sebesar 0,90% dan 2,74% b/v.

Analisis residual dan perbandingan model menunjukkan bahwa respons sensor pada seluruh rentang pengujian tidak sepenuhnya linear. Model kuadratik memberikan $R^2 = 0{,}9990$ dan RMSE = 1,57 mV, dengan koefisien kuadratik negatif yang menunjukkan penurunan sensitivitas lokal pada konsentrasi tinggi. Temuan ini memperlihatkan bahwa evaluasi kinerja sensor perlu mempertimbangkan bentuk kurva dan residual, bukan hanya R^2 linear.

Kontribusi utama penelitian adalah demonstrasi integrasi sederhana modulasi polarisasi dengan transduksi fotovoltaik untuk mengubah perubahan sifat optik larutan menjadi sinyal tegangan. Sistem ini layak diposisikan sebagai prototipe atau proof-of-concept sensor optis sederhana. Namun, klaim sebagai sensor glukosa non-invasif belum dapat dibuat berdasarkan data sukrosa. Pengembangan selanjutnya harus mencakup validasi konsentrasi rendah, pengukuran sudut rotasi, pengendalian temperatur dan alignment, validasi dengan sampel independen, serta pembandingan terhadap metode referensi sebelum diarahkan pada aplikasi analitik atau biomedis.

DAFTAR RUJUKAN

[1] M. Shokrekhodaei and S. Quinones, “Review of non-invasive glucose sensing techniques: Optical, electrical and breath acetone,” Sensors, vol. 20, no. 5, Art. no. 1251, 2020, doi: 10.3390/s20051251.

[2] B. Alsunaidi, M. Althobaiti, M. Tamal, W. Albaker, and I. Al-Naib, “A review of non-invasive optical systems for continuous blood glucose monitoring,” Sensors, vol. 21, no. 20, Art. no. 6820, 2021, doi: 10.3390/s21206820.

[3] I. Ahmed, N. Jiang, X. Shao, M. Elsherif, F. Alam, A. Salih, H. Butt, and A. K. Yetisen, “Recent advances in optical sensors for continuous glucose monitoring,” Sensors & Diagnostics, vol. 1, pp. 1098–1125, 2022, doi: 10.1039/D1SD00030F.

[4] S. Laha, A. Rajput, S. S. Laha, and R. Jadhav, “A concise and systematic review on non-invasive glucose monitoring for potential diabetes management,” Biosensors, vol. 12, no. 11, Art. no. 965, 2022, doi: 10.3390/bios12110965.

[5] A. J. Harvie et al., “A high-resolution polarimeter formed from inexpensive optical parts,” Scientific Reports, vol. 10, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-61715-7.

[6] A. J. Harvie et al., “The Open Polarimeter: A high-resolution instrument made from inexpensive optomechanical parts,” Chemistry–Methods, 2021, doi: 10.1002/cmtd.202000057.

[7] Q.-H. Phan and Y.-L. Lo, “Stokes–Mueller matrix polarimetry system for glucose sensing,” Optics and Lasers in Engineering, vol. 92, pp. 120–128, 2017, doi: 10.1016/j.optlaseng.2016.08.017.

[8] Zhang et al., “Glucose sensing in the presence of scattering by analyzing a partial Mueller matrix,” Optik, vol. 180, pp. 775–781, 2019, doi: 10.1016/j.ijleo.2018.11.157.

[9] M. Shokrekhodaei, D. P. Cistola, R. C. Roberts, and S. Quinones, “Non-invasive glucose monitoring using optical sensor and machine learning techniques for diabetes applications,” IEEE Access, vol. 9, pp. 73029–73045, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3079182.

[10] E. Hassanpour, M. Nasehi, A. Meymandinezhad et al., “A low-power approach to optical glucose sensing via polarisation switching,” Scientific Reports, vol. 15, Art. no. 14200, 2025, doi: 10.1038/s41598-025-99367-0.

[11] R. Ma, R. Shao, X. An, Q. Zhang, and S. Sun, “Recent advancements in noninvasive glucose monitoring and closed-loop management systems for diabetes,” Journal of Materials Chemistry B, vol. 10, pp. 5537–5555, 2022, doi: 10.1039/D2TB00749E.

[12] C. Chen and J. Wang, “Optical biosensors: An exhaustive and comprehensive review,” Analyst, vol. 145, pp. 1605–1628, 2020, doi: 10.1039/C9AN01998G.

[13] P. Gong, X. Li, X. Zhou, Y. Zhang, N. Chen, S. Wang, S. Zhang, and Y. Zhao, “Optical fiber sensors for glucose concentration measurement: A review,” Optics & Laser Technology, vol. 139, Art. no. 106981, 2021, doi: 10.1016/j.optlastec.2021.106981.

[14] A. Hina and W. Saadeh, “Noninvasive blood glucose monitoring systems using near-infrared technology—A review,” Sensors, vol. 22, no. 13, Art. no. 4855, 2022, doi: 10.3390/s22134855.