

## Perancangan Strip Biosensor untuk Deteksi Gula Darah dan Asam Urat Berbasis Elektrokimia

### *Design of an Electrochemical-Based Biosensor Strip for Blood Sugar and Uric Acid Testing*

<sup>1</sup>Retno Maharsi\*), <sup>1</sup>Vista Sari Afifah, <sup>1</sup>Zikra Maizi, <sup>1</sup>Ading Atma Gamilang, <sup>1</sup>Doni Bowo Nugroho dan <sup>2</sup>Amrina Mustaqim

<sup>1</sup>Teknik Biomedis, Institut Teknologi Sumatera, Lampung Selatan 35365, Indonesia

<sup>2</sup>Teknik Fisika, Institut Teknologi Sumatera, Lampung Selatan 35365, Indonesia

\*) *corresponding email: retno.maharsi@bm.itera.ac.id*

#### Abstrak

Pemantauan kadar glukosa dan asam urat secara cepat dan akurat sangat penting untuk deteksi dini gangguan metabolik seperti diabetes melitus dan hiperurisemia. Penelitian ini bertujuan mengembangkan strip biosensor elektrokimia berbasis elektroda karbon konduktif untuk deteksi kadar glukosa dan asam urat menggunakan enzim *glucose oxidase* dan *uricase*. Strip dirancang dengan konfigurasi tiga elektroda pada substrat akrilik, yang dipilih karena memberikan resistansi lebih rendah dan stabilitas pelapisan yang lebih baik dibandingkan PVC. Sistem pembacaan sinyal menggunakan rangkaian *transimpedance amplifier* berbasis LM358 yang terintegrasi dengan Arduino Uno. Pengujian dilakukan menggunakan sampel darah buatan dengan variasi konsentrasi glukosa (0–200 mg/dL) dan asam urat (0–12 mg/dL). Hasil kalibrasi menunjukkan hubungan linier antara konsentrasi analit dan arus biosensor dengan nilai  $R^2$  mendekati 1. Setelah koreksi, strip glukosa menunjukkan akurasi 92–100% dan presisi 92–97%, sedangkan strip asam urat menunjukkan akurasi 76–99% dan presisi 96–97%. Hasil tersebut membuktikan bahwa biosensor yang dikembangkan mampu memberikan pengukuran yang konsisten dan cukup akurat, sehingga berpotensi diterapkan sebagai alat monitoring portabel dan ekonomis untuk deteksi glukosa dan asam urat.

Kata Kunci: Biosensor elektrokimia, strip, *glucose oxidase*, *uricase*, glukosa, asam urat.

#### Abstract

*Rapid and accurate monitoring of glucose and uric acid levels is essential for the early detection of metabolic disorders such as diabetes mellitus and hyperuricemia. This study aims to develop an electrochemical biosensor strip based on a conductive carbon electrode for the detection of glucose and uric acid using glucose oxidase and uricase enzymes. The strip was designed with a three-electrode configuration on an acrylic substrate, which was selected due to its lower resistance and superior coating stability compared to PVC. The signal detection system employed a transimpedance amplifier circuit using the LM358, integrated with an Arduino Uno. Measurements were performed using artificial blood samples with various glucose concentrations (0–200 mg/dL) and uric acid concentrations (0–12 mg/dL). Calibration results demonstrated a linear relationship between analyte concentration and the output current, with  $R^2$  values approaching 1. After correction, the glucose strip exhibited 92–100% accuracy and 92–97% precision, while the uric acid strip achieved 76–99% accuracy and 96–97% precision. These findings indicate that the developed biosensor strip provides consistent and reasonably accurate measurements, demonstrating its potential as an economical and portable point-of-care device for monitoring glucose and uric acid.*

Keywords: Electrochemical biosensor, strip, glucose oxidase, uricase, blood glucose, uric acid.

Makalah diterima 16 November 2026 – makalah direvisi 08 Januari 2026 – disetujui 26 Januari 2026

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



## 1 Pendahuluan

Peningkatan kasus penyakit metabolik seperti diabetes melitus dan hiperurisemia menjadi tantangan serius bagi sistem kesehatan global, terutama di negara berkembang seperti Indonesia. Kedua penyakit ini berkaitan erat dengan gangguan metabolisme tubuh yang ditandai oleh meningkatnya kadar glukosa dan asam urat dalam darah. Kedua penyakit ini dapat memicu berbagai komplikasi kronis seperti kerusakan saraf (neuropati), gangguan kardiovaskular, kerusakan ginjal (nefropati), serta peradangan sendi (gout arthritis) yang berdampak pada penurunan kualitas hidup pasien [1]. Data dari *World Health Organization* (WHO) menunjukkan bahwa prevalensi penyakit tersebut meningkat setiap tahun seiring dengan perubahan gaya

hidup, pola makan tinggi kalori, dan menurunnya aktivitas fisik masyarakat modern [2], [3]. Di Indonesia, jumlah penderita diabetes diperkirakan akan meningkat lebih dari dua kali lipat pada tahun 2030, sementara kasus hiperurisemia juga mengalami kenaikan signifikan pada kelompok usia produktif. Kondisi ini menegaskan pentingnya pengembangan teknologi pemantauan mandiri yang akurat, cepat, dan ekonomis [4], [5].

Metode konvensional seperti spektrofotometri memiliki tingkat akurasi tinggi, tetapi membutuhkan peralatan mahal dan tenaga ahli, sehingga kurang sesuai untuk pemeriksaan mandiri [6], [7]. Sebagai alternatif, biosensor elektrokimia menawarkan solusi pengukuran yang cepat dan sederhana dengan sensitivitas tinggi. Prinsip kerja biosensor berdasarkan pada reaksi redoks antara antara enzim dan analit pada substrat yang akan menghasilkan arus listrik sebanding dengan konsentrasi analit [8]. Dalam konteks penelitian ini, biosensor memanfaatkan enzim *glucose oxidase* (GOx) untuk deteksi glukosa dan enzim *uricase* untuk deteksi asam urat [9], [10]. Kedua enzim tersebut berperan mengkatalisis reaksi biokimia yang menghasilkan sinyal listrik terhadap konsentrasi analit. Kinerja biosensor ditentukan oleh akurasi (kedekatan hasil dengan nilai sebenarnya) dan presisi (reproduktibilitas hasil berulang), dua parameter penting untuk menjamin reliabilitas sistem deteksi [11], [12].

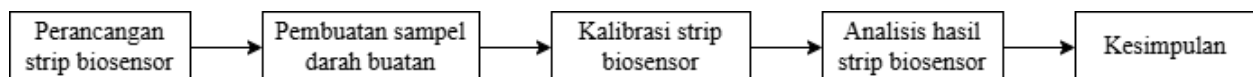
Penelitian terdahulu menunjukkan bahwa penggunaan material konduktif seperti karbon dapat meningkatkan performa biosensor elektrokimia dengan biaya rendah [13], [14]. Berbeda dengan material berharga tinggi seperti PEDOT:PSS, *reduced graphene oxide* [15] atau material turunan karbon lain, karbon konduktif mudah didapat, bersifat stabil, dan dapat diproses secara sederhana tanpa memerlukan metode deposisi kompleks. Material ini juga memiliki konduktivitas listrik yang baik serta kompatibel dengan sistem biosensor portabel [8]. Oleh karena itu, penelitian ini berfokus pada pengembangan strip biosensor elektrokimia berbasis karbon konduktif untuk mendeteksi kadar glukosa dan asam urat menggunakan sistem tiga elektroda sederhana [10], [16].

Reaksi enzimatik yang terjadi menghasilkan hidrogen peroksida ( $H_2O_2$ ) sebagai produk yang kemudian dioksidasi secara elektrokimia. Sinyal arus listrik yang dihasilkan diukur dan dikonversi menjadi nilai konsentrasi glukosa atau asam urat. Pembacaan arus keluaran strip biosensor dilakukan menggunakan rangkaian sederhana yang terdiri dari amplifier dan mikrokontroler Arduino Uno. Proses ini memungkinkan pengukuran dilakukan dengan cepat, presisi, dan tanpa memerlukan peralatan laboratorium yang kompleks.

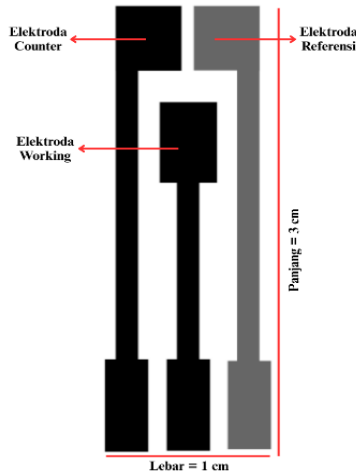
Hasil penelitian menunjukkan bahwa strip biosensor glukosa mampu mencapai tingkat akurasi sebesar 92–100 % dan presisi hingga 97 %, sementara strip biosensor asam urat menunjukkan tingkat akurasi 76–99 % dengan presisi hingga 97 %. Nilai tersebut menunjukkan performa yang kompetitif dibandingkan metode konvensional, dengan keunggulan biaya dan kemudahan fabrikasi. Inovasi ini diharapkan dapat menjadi dasar pengembangan sistem monitoring glukosa dan asam urat yang murah, cepat, dan mudah dibuat, mendukung kemandirian Indonesia dalam produksi alat kesehatan berbasis bioteknologi dan sistem *point-of-care testing* (POCT) [17], [18].

## 2 Metode

Penelitian ini diawali dengan tahap perancangan strip biosensor, pembuatan sampel darah buatan, proses kalibrasi pembacaan strip biosensor, analisis hasil pembacaan strip biosensor, dan pengambilan kesimpulan (Gambar 1). Desain elektroda dibuat menggunakan perangkat lunak Inkscape sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2. Strip biosensor dirancang memiliki tiga elektroda utama, yaitu elektroda kerja (*working electrode*), elektroda referensi (*reference electrode*), dan elektroda pembantu (*counter electrode*). Elektroda kerja dan elektroda pembantu dibuat menggunakan tinta karbon konduktif, sedangkan elektroda referensi dibuat menggunakan pasta perak konduktif.

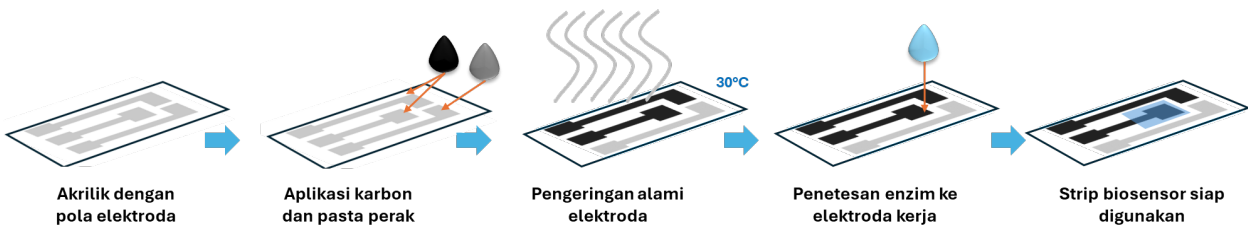


Gambar 1. Tahapan penelitian



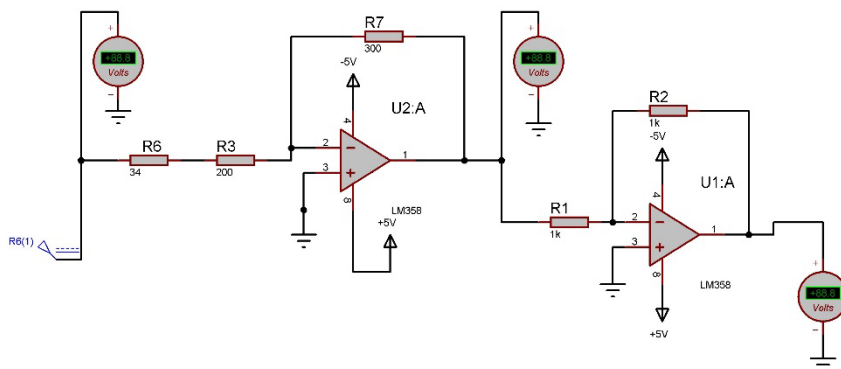
Gambar 2. Desain strip biosensor

Proses pembuatan elektroda dilakukan dengan metode grafit menggunakan alat *laser cutting* sesuai desain yang telah dirancang. Setelah itu, lapisan pasta karbon dan pasta perak diaplikasikan pada permukaan substrat akrilik pada suhu ruang, kemudian didiamkan hingga kering secara alami. Tahap berikutnya adalah penambahan enzim *glucose oxidase* atau *uricase* pada elektroda kerja dengan cara meneteskan larutan enzim sebanyak 10  $\mu$ l menggunakan mikropipet, lalu didiamkan kembali pada suhu ruang hingga mengering sempurna (Gambar 3).



Gambar 3. Ilustrasi pembuatan strip biosensor

Rangkaian pembaca output biosensor pada Gambar 4 disusun dalam konfigurasi *transimpedance amplifier* (TIA) menggunakan *Op-Amp* LM358. *Op-Amp* ini berfungsi untuk mengkonversi arus hasil reaksi elektrokimia menjadi sinyal tegangan serta proses inverting melalui resistor *feedback* ( $R_f$ ) sebesar 200  $\Omega$  (*transimpedance*), sehingga dapat diproses lebih lanjut oleh sistem pengukuran berbasis mikrokontroler. Resistor  $R_f$  digunakan sebagai elemen pengatur penguatan (*gain*) pada konfigurasi amplifiier. Strip dihubungkan dengan rangkaian melalui elektroda kerja dan elektroda referensi untuk memungkinkan pembacaan sinyal secara langsung. Tegangan keluaran dari LM358 kemudian dihubungkan ke pin analog Arduino Uno sehingga dapat dibaca sebagai nilai ADC. Output dari arduino IDE ditransfer ke Microsoft Excel untuk mengolah data dari data kalibrasi hingga data uji.



Gambar 4. Rangkaian pembaca sinyal strip biosensor berbasis LM358

Darah buatan untuk pengujian kadar gula darah buatan dibuat dengan menggunakan NaCl, serbuk glukosa, albumin (BSA), larutan PBS, dan aquades [19]. Material tersebut digunakan dalam jumlah tertentu, sehingga membentuk larutan gula darah dengan konsentrasi 50, 100, 150, dan 200 mg/dl. Darah buatan untuk pengujian asam urat dilakukan dengan mencampurkan NaCl, serbuk asam urat, albumin (BSA), larutan PBS, NaOH, dan aquades. Larutan gula darah dibuat dalam dalam konsentrasi asam urat sebesar 4, 8, dan 12 mg/dl [20].

Proses kalibrasi dilakukan melalui tiga tahapan utama, yaitu kalibrasi darah buatan sederhana, kalibrasi terhadap arus (amperometri), kalibrasi terhadap tegangan (potensiometri). Kalibrasi darah buatan dilakukan dengan cara menguji sampel darah buatan yang mengandung glukosa dan asam urat dengan glukometer portabel Fora sebagai acuan [17] dan membandingkan hasilnya dengan konsentrasi glukosa yang telah ditentukan secara stoikiometri. Kalibrasi arus dilakukan dengan menggunakan multimeter berbasis metode amperometri tiga elektroda untuk menganalisis respon arus terhadap variasi konsentrasi analit. Setiap proses kalibrasi dilakukan tiga kali untuk setiap variasi sampel guna meminimalkan pengaruh variasi bahan, kondisi alat, atau perbedaan *batch*. Data hasil kalibrasi dan pengujian diolah menggunakan Microsoft Excel untuk memperoleh hubungan antara konsentrasi asam urat dan sinyal keluaran strip.

Sebelum dilakukan perhitungan presisi dan akurasi, hasil pengukuran tegangan keluaran strip biosensor terlebih dahulu dikoreksi untuk mengurangi pengaruh bias sistematis yang berasal dari rangkaian pembaca dan sistem akuisisi sinyal. Faktor koreksi diterapkan pada domain tegangan, karena tegangan merupakan sinyal listrik yang dihasilkan langsung oleh sistem sensor. Tegangan yang telah dikoreksi selanjutnya dikonversi menjadi nilai konsentrasi menggunakan persamaan kalibrasi yang telah diperoleh sebelumnya. Nilai konsentrasi terkoreksi inilah yang kemudian digunakan dalam analisis presisi dan akurasi.

Analisis dilakukan secara deskriptif dengan parameter presisi dan akurasi. Presisi dinilai berdasarkan standar deviasi (Persamaan 1) dari hasil pengukuran berulang (Persamaan 2), sedangkan akurasi ditentukan berdasarkan kedekatan nilai hasil strip terhadap nilai referensi dari alat komersial (Persamaan 2). Hasil analisis digunakan untuk mengevaluasi stabilitas, keandalan, dan kinerja strip biosensor asam urat [21], [22].

$$\text{Standar Deviasi} = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (1)$$

$$\text{Presisi (Koefisien Variasi)} = \frac{\text{Standar Deviasi}}{\bar{x}} \times 100 \quad (2)$$

$$\text{Akurasi} = \left| 1 - \frac{\text{Nilai yang diukur} - \text{Nilai Referensi}}{\text{Nilai Referensi}} \right| \times 100\% \quad (3)$$

### 3 Hasil dan Diskusi

#### 3.1 Perbandingan Substrat dan Elektroda

Pembuatan strip biosensor tahap awal dilakukan dengan menggunakan substrat berbahan kertas PVC. Pemilihan bahan ini didasarkan pada pertimbangan kemudahan pemotongan, ketersediaan, serta fleksibilitas dalam menyesuaikan bentuk desain elektroda. Namun, hasil uji awal menunjukkan bahwa strip berbahan PVC tidak menghasilkan sinyal arus maupun resistansi yang terukur.

Permasalahan utama yang ditemukan adalah tidak meratanya lapisan tinta karbon dan pasta perak konduktif pada permukaan PVC. Permukaan yang tidak homogen menyebabkan hambatan listrik tinggi dan jalur elektroda tidak stabil, sehingga arus hasil reaksi elektrokimia tidak dapat terdeteksi dengan baik. Untuk mengatasi hal tersebut, material substrat diganti dengan akrilik. Pemilihan akrilik didasarkan pada karakteristiknya yang memiliki permukaan halus, stabil secara kimia, dan tidak bereaksi dengan larutan sampel maupun enzim. Selain itu, adhesi bahan konduktif (karbon dan silver) pada akrilik lebih kuat dibandingkan PVC, sehingga mengurangi risiko putus jalur elektroda dan meningkatkan daya tahan strip saat digunakan.

Penggunaan substrat akrilik terbukti memberikan hasil pengukuran yang lebih stabil dan konsisten dibandingkan PVC. Perbandingan visual antara strip berbahan PVC dan akrilik ditunjukkan pada Gambar 5 yang memperlihatkan perbedaan kualitas permukaan serta hasil pelapisan elektroda pada kedua material.



Gambar 5. Perbandingan Strip Biosensor dengan substrat akrilik (kiri) dengan PVC (kanan)

Secara visual, strip biosensor berbahan akrilik menunjukkan kualitas yang lebih baik dibandingkan PVC. Pada substrat PVC, lapisan elektroda tampak tidak merata dan menunjukkan retakan pada permukaannya yang dapat mempengaruhi kontinuitas jalur konduktif. Sebaliknya, pada substrat akrilik, pelapisan elektroda terlihat lebih rata dan halus, tanpa adanya retakan pada permukaan, menunjukkan adhesi material konduktif yang lebih baik.

Perbedaan ini tidak hanya terlihat secara visual, tetapi juga terkonfirmasi melalui pengukuran nilai resistansi pada setiap elektroda. Nilai resistansi pada strip berbasis akrilik tercatat lebih rendah dan stabil dibandingkan dengan strip berbahan PVC yang menunjukkan bahwa akrilik memiliki konduktivitas dan kestabilan listrik yang lebih baik. Hasil perbandingan nilai resistansi untuk masing-masing bahan substrat disajikan pada Tabel 1.

Tabel 1. Data pengukuran resistansi strip biosensor

Jenis bahan	Jenis elektroda	Mean resistansi ( $\Omega$ )	Standar deviasi ( $\Omega$ )
Akrilik	Elektroda Kerja	292,23	2,5
	Elektroda Pembantu	415,07	3,84
	Elektroda Referensi	1,13	0,01
Kertas PVC	Elektroda Kerja	1004,47	907,43
	Elektroda Pembantu	5293,33	4950,80
	Elektroda Referensi	9,40	16,28

Berdasarkan Tabel 1, elektroda pada substrat akrilik menunjukkan nilai resistansi rata-rata yang relatif rendah dengan standar deviasi kecil, menandakan bahwa proses pelapisan elektroda berlangsung cukup homogen dan hasil pengukuran bersifat konsisten. Sebaliknya, elektroda pada substrat PVC memiliki variasi resistansi yang lebih besar, yang ditunjukkan oleh nilai standar deviasi yang lebih tinggi. Hal ini mengindikasikan adanya ketidakraatan lapisan konduktif dan ketidakstabilan jalur listrik pada substrat PVC. Nilai standar deviasi yang kecil pada substrat akrilik menunjukkan bahwa pengukuran resistansi memiliki tingkat reproduktibilitas yang baik, sehingga material ini lebih sesuai digunakan sebagai substrat strip biosensor. Perbedaan nilai *mean* dan standar deviasi antara kedua substrat menegaskan bahwa pemilihan material substrat berpengaruh signifikan terhadap karakteristik listrik dan kestabilan strip biosensor.

Strip biosensor memiliki tiga elektroda utama yaitu elektroda kerja, elektroda pembantu, dan elektroda referensi. Elektroda kerja pada strip biosensor dilapisi dengan menggunakan karbon konduktif yang dikombinasi dengan enzim. Potensial sel yang digunakan merupakan beda potensial antara elektroda kerja dan elektroda referensi (yang umum diatur dalam rentang +0.3 V hingga +0.6 V). Rentang yang digunakan dalam penelitian ini sebesar +0.6 V [16]. Saat sampel darah buatan diteteskan ke strip, enzim yang ada pada permukaan elektroda kerja akan bereaksi dengan sampel darah buatan dan menghasilkan aliran elektron. Arus yang dihasilkan dalam strip sangat kecil ( $\mu A$ ) sehingga memerlukan rangkaian pengkondisi sinyal.

### 3.2 Kalibrasi Darah Buatan

Kalibrasi dilakukan untuk menentukan hubungan antara sinyal listrik (tegangan atau arus) yang dihasilkan elektroda dengan konsentrasi analit standar. Tahapan ini memastikan strip biosensor mampu memberikan hasil pengukuran yang akurat, konsisten, dan sesuai standar.. Hasil pengukuran pada Tabel 2 menunjukkan bahwa nilai konsentrasi terukur pada glukometer mendekati nilai standar, menandakan sampel darah buatan yang digunakan dapat digunakan sebagai sampel dalam pengujian ini.

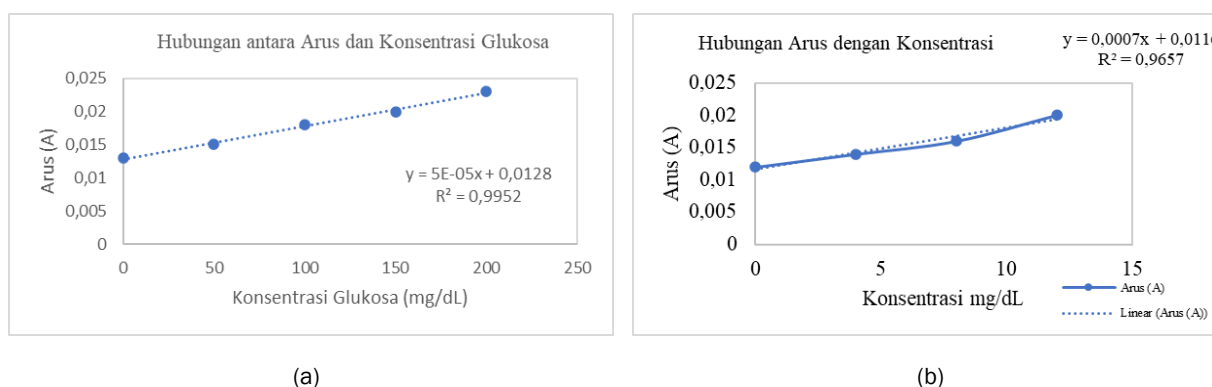
Tabel 2. Data sampel darah buatan sederhana gula darah dan asam urat

Kategori	Konsentrasi sampel (mg/dl)	Konsentrasi terukur strip Fora (mg/dl)
Gula darah	0	-
	50,0	51,0
	100	109
	150	152
	200	201
Asam urat	0	-
	4,00	4,10
	8,00	5,80
	12,0	11,9

Selanjutnya, darah buatan digunakan untuk menguji respon arus dan tegangan strip biosensor dalam proses kalibrasi arus dan tegangan. Ketika larutan darah buatan diteteskan pada strip, analit bereaksi dengan enzim pada elektroda kerja menghasilkan reaksi redoks yang memunculkan arus listrik. Nilai arus meningkat seiring dengan bertambahnya konsentrasi analit, menunjukkan bahwa strip biosensor memberikan respon elektrokimia yang linier dan stabil terhadap peningkatan kadar glukosa dan asam urat.

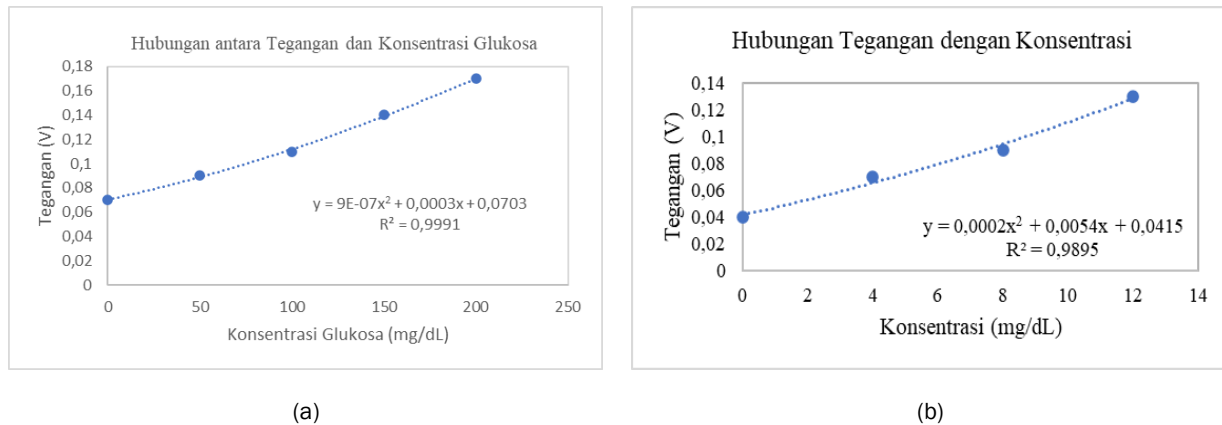
### 3.3. Kalibrasi Arus dan Tegangan Biosensor

Hasil pengukuran respon arus terhadap perubahan konsentrasi darah buatan menunjukkan peningkatan konsentrasi analit dalam darah buatan diikuti oleh peningkatan nilai arus keluaran strip biosensor. Fenomena ini sesuai dengan prinsip kerja biosensor elektrokimia, di mana arus listrik dihasilkan dari reaksi redoks antara analit dan enzim yang terimobilisasi pada elektroda kerja [6]. Nilai arus yang diperoleh kemudian diplot dalam grafik hubungan antara konsentrasi glukosa (sumbu X) dan arus keluaran (sumbu Y) yang menunjukkan pola hubungan linier antara keduanya (Gambar 6).



Gambar 6. Kurva kalibrasi arus strip untuk a. sampel gula darah dan b. sampel asam urat

Grafik kalibrasi pada Gambar 6 menunjukkan hubungan linier antara konsentrasi sampel darah buatan dengan arus yang dihasilkan oleh strip biosensor. Nilai R<sup>2</sup> pada kedua grafik mendekati nilai 1 yang artinya terdapat hubungan yang sangat kuat antara konsentrasi analit dengan arus yang dihasilkan. Hal ini memperlihatkan bahwa strip biosensor yang digunakan mampu merespons perubahan konsentrasi secara konsisten melalui arus yang terukur. Data yang dihasilkan setiap peningkatan konsentrasi analit menghasilkan kenaikan arus listrik pada elektroda kerja. Pola peningkatan ini menunjukkan adanya hubungan linier antara konsentrasi glukosa dan asam urat dalam sampel dengan arus yang dihasilkan, sehingga dapat disimpulkan bahwa strip biosensor mampu memberikan respon elektrokimia yang terukur dan konsisten terhadap perubahan kadar sampel.



Gambar 7. Kurva kalibrasi tegangan strip untuk a. sampel gula darah dan b. sampel asam urat

Grafik kalibrasi konsentrasi terhadap tegangan pada Gambar 7 merupakan hubungan antara kadar analit dalam darah buatan dengan sinyal keluaran biosensor berupa tegangan. Grafik ini diperoleh dari hasil konversi arus biosensor menggunakan rangkaian TIA. Hasil dari data tersebut menunjukkan bahwa grafik kalibrasi memiliki tren peningkatan tegangan seiring bertambahnya konsentrasi analit. Pola ini menunjukkan adanya korelasi positif yang kuat antara konsentrasi dengan tegangan output. Grafik kalibrasi yang diperoleh dianalisis dengan menggunakan pendekatan trendline polinomial orde dua. Pemilihan model polinomial ini didasarkan pada pola distribusi data eksperimen yang tidak sepenuhnya mengikuti garis lurus.

Rangkaian *transimpedance amplifier* (TIA) yang ideal akan menghasilkan tegangan keluaran yang berbanding lurus terhadap arus masukan sesuai hubungan Ohmik  $V_{out} = -I \times R_f$ . Oleh karena itu, apabila arus biosensor berhubungan linier dengan konsentrasi analit, maka tegangan keluaran secara teoritis juga diharapkan bersifat linier. Namun, pada sistem pengukuran nyata, khususnya pada biosensor dengan sinyal keluaran berlevel mikrovolt, deviasi dari linearitas dapat terjadi akibat keterbatasan *signal-to-noise ratio* (SNR), keterbatasan resolusi ADC, serta karakteristik impedansi antarmuka elektroda-elektrolit yang tidak sepenuhnya bersifat ohmik [19].

Hubungan arus terhadap konsentrasi masih menunjukkan kecenderungan linier, tetapi setelah dikonversi menjadi tegangan dan dibaca oleh ADC, data eksperimen menunjukkan deviasi terhadap model linier, terutama pada konsentrasi rendah. Oleh karena itu, regresi polinomial orde dua digunakan sebagai pendekatan empiris untuk merepresentasikan karakteristik sistem secara lebih akurat. Pendekatan ini tidak bertentangan dengan prinsip kerja TIA, melainkan digunakan untuk mengakomodasi efek non-ideal sistem pengukuran [19].

### 3.4 Hasil Pengujian Biosensor

Data pengujian dilakukan setelah proses kalibrasi diperoleh persamaan matematis yang menghubungkan antara tegangan output hasil pembacaan strip biosensor dengan konsentrasi darah buatan. Hasil pengukuran berupa tegangan dari TIA kemudian dikonversi menjadi nilai konsentrasi (mg/dL) dengan menggunakan persamaan kalibrasi yang diperoleh sebelumnya. Proses konversi ini dilakukan dengan memasukkan data tegangan ke persamaan trendline orde dua (kuadrat) yang diperoleh dari hasil plot antara konsentrasi sampel darah dengan tegangan yang terukur seperti pada persamaan 4 dan 5.

$$y = 9 \times 10^{-7}x^2 + 0,0003x + 0,0703 \text{ (gula darah)} \quad (4)$$

$$y = 0,0002 x^2 + 0,0054x + 0,0415 \text{ (asam urat)} \quad (5)$$

Berdasarkan persamaan 4 dan 5, nilai konsentrasi gula darah dan asam urat yang terukur dapat dicari dengan rumus abc seperti pada persamaan kuadrat biasa. Pengukuran dilakukan sebanyak lima kali untuk masing-masing sampel darah buatan. Pengulangan ini bertujuan untuk menilai konsisten data serta tingkat presisi dari strip biosensor pengecekan asam urat. Dengan demikian, data ini dapat diketahui sejauh mana variasi hasil pengukuran serta seberapa stabil kinerja strip biosensor pengecekan asam urat dalam menghasilkan sinyal.

Tabel 3. Data pengukuran konsentrasi gula darah dan asam urat menggunakan strip biosensor

Pengujian	Konsentrasi darah buatan (mg/dl)	Rata-rata tegangan (V)	Rata-rata ADC	Konsentrasi konversi (mg/dl)
Gula darah	0	0,068	14,8	0,8
	50	0,088	18,8	50,9
	100	0,112	22,2	105,5
	150	0,142	28,2	161,0
	200	0,168	33,8	202,5
Asam urat	0	0,042	9,2	0,5
	4	0,072	15,4	4,8
	8	0,092	19,2	7,4
	12	0,1325	27,4	11,9

Berdasarkan data pengujian pada Tabel 3 menunjukkan hasil pengujian gula darah dari konsentrasi 0 hingga 200 mg/dL menunjukkan adanya tren bahwa semakin tinggi konsentrasi gula darah buatan, semakin baik pula kesesuaian hasil konversi yang diperoleh dari persamaan regresi orde dua. Demikian pula yang teramati pada pengujian asam urat. Ketika konsentrasi nol, terlihat adanya cukup besar, di mana nilai konversi yang diperoleh sangat bervariasi dan jauh dari konsentrasi sebenarnya. Hal ini disebabkan oleh sifat persamaan kuadrat yang pada tegangan rendah menghasilkan nilai keluaran kecil, sehingga fluktuasi sinyal dan *noise* relatif lebih dominan serta mempengaruhi hasil konversi secara signifikan.

Ketidaksesuaian data konversi dengan konsentrasi darah buatan diatasi menggunakan faktor koreksi. Faktor koreksi merupakan nilai penyesuaian yang diterapkan pada hasil pengukuran untuk mengurangi atau menghilangkan perbedaan eror antara nilai hasil pengukuran nilai sebenarnya. Penambahan faktor koreksi dilakukan untuk memperbaiki hasil pengukuran agar lebih akurat dan sesuai dengan kondisi yang seharusnya [17]. Data faktor koreksi rata-rata konversi konsentrasi gula darah dan asam urat diperlihatkan pada Tabel 4.

Tabel 4. Koreksi konversi konsentrasi gula darah dan asam urat

Jenis sampel	Konsentrasi sampel (mg/dl)	Rata-rata konsentrasi konversi (mg/dl)	Rata-rata tegangan koreksi (v)	Adc koreksi	Konsentrasi konversi koreksi (mg/dl)
Gula darah	0	0,802	0,070	14,4	0,000
	50	50,893	0,090	17,6	46,045
	100	105,450	0,107	21,8	94,169
	150	161,052	0,136	27,8	150,545
	200	202,516	0,167	34,2	201,276
Asam urat	0	0,5230	0,043	8,70	0,2240
	4	4,7880	0,073	15,0	4,9480
	8	7,3450	0,096	19,6	7,8160
	12	11,887	0,136	27,9	12,136

Nilai konsentrasi terkoreksi pada Tabel 4 digunakan sebagai dasar uji akurasi dan presisi strip biosensor. Faktor koreksi memungkinkan hasil konversi tegangan mendekati konsentrasi sebenarnya sehingga meningkatkan akurasi dan presisi pengujian. Untuk menguji keakuratan dan presisi alat, setiap sampel diukur konsentrasinya menggunakan rangkaian strip sebanyak 5x pengulangan. Hasil pengujian akurasi dan presisi diperlihatkan pada Tabel 5.

Tabel 5. Tingkat akurasi dan presisi biosensor strip setelah faktor koreksi

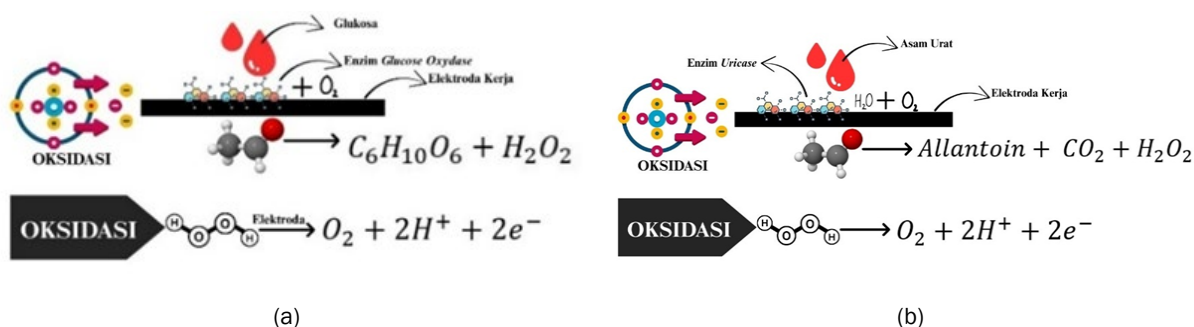
Jenis Sampel	Konsentrasi (mg/dl)	Akurasi %	Presisi %
Gula darah	0	-	-
	50	92	92
	100	94	95
	150	100	97
	200	99	95
Asam urat	0	-	-
	4	76	97
	8	98	96
	12	99	97

Hasil akurasi pengukuran kadar gula darah yang berada pada kisaran 92–100% menunjukkan bahwa sistem biosensor telah memenuhi bahkan melampaui batas ketelitian minimum yang ditetapkan oleh standar internasional, yaitu ISO 15197:2013 dan pedoman *U.S. Food and Drug Administration* (FDA), yang mensyaratkan sedikitnya 95% hasil pengukuran berada dalam  $\pm 15\%$  dari nilai referensi laboratorium [20 - 23]. Sementara itu, akurasi pengukuran asam urat yang berkisar antara 76–99 % tergolong cukup baik, namun nilai pada rentang bawah (sekitar 76%) menunjukkan bahwa sebagian hasil masih berada di bawah batas ideal akurasi klinis ( $\geq 90\%$ ) untuk sistem uji in vitro. Kondisi ini menunjukkan perlunya peningkatan kalibrasi dan optimasi sensor, terutama pada rentang konsentrasi rendah agar hasil pengukuran lebih konsisten dan mendekati nilai sebenarnya [24], [25].

Tingkat presisi pengukuran kadar gula darah pada rentang konsentrasi 50 – 200 mg/dl menunjukkan hasil yang tinggi, yakni 92–97%, sedangkan pada pengukuran asam urat dengan rentang 4 – 12 mg/dl presisi berada pada kisaran 96–97%. Nilai ini mencerminkan konsistensi hasil pengukuran yang baik, sesuai dengan standar performa FDA (2016) dan ISO 15197 : 2013, yang merekomendasikan koefisien variasi (CV)  $\leq 5\%$  untuk alat ukur glukosa darah dan  $\leq 7.5\%$  untuk alat uji asam urat in vitro [22], [25], [26].

Akurasi dan presisi pada pengukuran konsentrasi 0 mg/dl tidak dapat dijadikan sebagai acuan. Hal ini dapat diterima secara statistik karena pada nilai referensi nol, deviasi kecil pada hasil pengukuran akan menghasilkan persentase variasi yang besar, sehingga evaluasi pada titik ini lebih tepat menggunakan simpangan baku absolut (SD) daripada nilai CV. Secara keseluruhan, biosensor yang dikembangkan memiliki kemampuan yang cukup baik dan relatif konsisten dalam mendeteksi konsentrasi analit pada pengukuran berulang [27].

Kemampuan sistem strip biosensor dalam memberikan respon pengukuran yang konsisten dan mendekati nilai referensi sangat dipengaruhi oleh mekanisme reaksi redoks elektrokimia yang terjadi pada permukaan elektroda kerja. Mekanisme reaksi elektrokimia pada strip biosensor dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Reaksi elektrokimia (a) gula darah dan (b) asam urat

Sistem biosensor elektrokimia dengan enzim pada Gambar 8 berperan sebagai biokatalisator yang mampu mempercepat reaksi antara analit yang terdapat dalam sampel darah buatan dengan molekul oksigen. Ketika sampel ditetaskan, molekul analit target akan berdifusi pada lapisan enzim yang terimobilisasi secara stabil pada elektroda. Pada kasus deteksi gula darah, enzim GOx berperan penting dalam mengkatalisis reaksi oksidasi glukosa menjadi *gluconolactone* dan hidrogen peroksida ( $H_2O_2$ ), di mana hidrogen peroksida yang dihasilkan kemudian mengalami reaksi elektrokimia pada permukaan elektroda karbon, menghasilkan arus listrik yang proporsional dengan konsentrasi glukosa dalam sampel [28]. Sedangkan dalam proses deteksi

asam urat, enzim uricase menempel dapat substrat dan mengkatalisis reaksi oksidasi asam urat menjadi *allantoin*, karbondioksida (CO<sub>2</sub>), dan H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> [29]. Hidrogen peroksida yang terbentuk kemudian mengalami proses elektrokimia pada permukaan elektroda, di mana reaksi redoks menghasilkan sinyal arus listrik. Beda potensial yang diaplikasikan pada rangkaian mampu mendorong reaksi oksidasi H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> yang dihasilkan dari reaksi enzimatik tanpa menimbulkan interferensi atau gangguan sinyal yang signifikan dari molekul lain dalam sampel [30]. Sinyal arus yang dihasilkan kemudian dikonversi oleh rangkaian pembaca strip biosensor menjadi tegangan sehingga konsentrasi asam urat dalam sampel dapat ditentukan secara kuantitatif [31], [32].

## Kesimpulan

Penelitian ini berhasil merancang dan menguji strip biosensor berbasis elektrokimia untuk deteksi glukosa dan asam urat menggunakan material elektroda karbon konduktif dan enzim *glucose oxidase* serta *uricase*. Pemilihan substrat akrilik terbukti lebih unggul dibandingkan PVC karena memberikan resistansi yang lebih rendah, pelapisan elektroda yang lebih stabil, serta respons arus yang lebih konsisten. Proses kalibrasi menunjukkan hubungan linier antara konsentrasi analit dengan sinyal arus dan tegangan, sehingga memungkinkan konversi nilai *output* menjadi konsentrasi menggunakan persamaan regresi orde dua. Hasil pengujian menunjukkan bahwa strip biosensor glukosa memiliki akurasi 92 – 100 % dan presisi 92 – 97 %, sedangkan strip biosensor asam urat memiliki akurasi 76 – 99 % dan presisi 96 – 97 %. Nilai presisi dan akurasi tersebut mengindikasikan bahwa sistem sensor yang dikembangkan mampu menghasilkan pengukuran yang konsisten dan cukup mendekati nilai referensi, terutama pada rentang konsentrasi menengah hingga tinggi. Meskipun performa pada konsentrasi rendah masih dipengaruhi oleh noise sinyal, penerapan faktor koreksi terbukti dapat meningkatkan ketelitian hasil. Secara keseluruhan, strip biosensor ini menunjukkan potensi untuk diaplikasikan sebagai alat monitoring mandiri (*point-of-care*) yang murah, mudah dibuat, dan memiliki karakteristik pengukuran yang baik.

## Ucapan Terima kasih

Penelitian ini didukung oleh Hibah BIMA Kementerian Pendidikan Tinggi, Sains, dan Teknologi (Kemendikristek) melalui Skema Penelitian Dasar Pemula. Penulis mengucapkan terima kasih atas dukungan pendanaan tersebut.

## Nomenklatur

$x_i$	=	Nilai pengukuran ke- $i$
$\bar{x}$	=	Rata-rata pengukuran
$n$	=	Jumlah pengukuran

## Referensi

- [1] S. I. Putri, A. S. Fajriah, P. S. Akbar, A. Widiyanto & J. Triatmojo, "Hubungan kadar asam urat dengan kadar gula darah pada wanita usia subur prediabetes," *Jurnal Informasi Kesehatan Indonesia (JIKI)*, vol. 7 no. 1, 2021. [Online] Available : <https://ojs.poltekkes-malang.ac.id/JIKI>
- [2] N. Magfira and H. Adnani, "Hubungan aktivitas fisik dan riwayat genetik dengan kadar asam urat di Posyandu Cinta Lansia," *J. Ilmu Keperawatan dan Kebidanan*, p. 396-403, 2021. <https://doi.org/10.26751/jikk.v12i2.1033>
- [3] V. E. Rosares and E. Boy, "Pemeriksaan kadar gula darah untuk *screening* hiperglikemia dan hipoglikemia," *J. Implementa Husada*, vol. 3, no. 2, pp. 65-71, May 2022. <https://doi.org/10.30596/jih.v3i2.11906>
- [4] Jaliana, Suhadi, L. O. Muh. Sety, "Faktor-faktor yang berhubungan dengan kejadian asam urat." *Jurnal Ilmiah Mahasiswa Kesehatan Masyarakat*, vol. 3, no.2, pp 1-13, Apr. 2018. [Online] Available: <https://jurnal.upertis.ac.id>
- [5] E. Oktaviana, B. Nadrati, L. D. Supriyatna, and Z. Zuliardi, "Pemeriksaan gula darah untuk mencegah peningkatan kadar gula darah pada pasien diabetes mellitus," *J. Lentera*, vol. 2, no. 2, pp. 232-237, 2022. <https://doi.org/10.57267/lentera.v2i2.201>
- [6] C. Cheng and C. Kao, "An electrochemical biosensor with uricase immobilized on functionalized gold coated copper wire electrode for urinary uric acid assay," *Electroanalysis*, vol. 28, no. 4, pp. 695-703, Apr. 2016, <https://doi.org/10.1002/elan.201500539>

- [7] J. Wang, "Electrochemical glucose biosensors," *Chem. Rev.*, vol. 108, no. 2, pp. 814–825, Feb. 2008, <https://doi.org/10.1021/cr068123a>
- [8] A. Chen & S. Chatterjee, "Nanomaterials based electrochemical sensors for biomedical applications. *Chemical Society Reviews*", 42(12), 5425–5438. 2013. <https://doi.org/10.1039/C3CS35518G>
- [9] S. Tvorynska, J. Barek, and B. Josypčuk, "Flow amperometric uric acid biosensors based on different enzymatic mini-reactors: A comparative study of uricase immobilization," *Sens. Actuators B Chem.*, vol. 344, p. 130252, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2021.130252>
- [10] R. A. Varkani, H. A. Rafiee-Pour, and M. Noormohammadi, "One step immobilization of glucose oxidase on TiO<sub>2</sub> nanotubes towards glucose biosensing," *Microchem. J.*, vol. 170, p. 106712, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.microc.2021.106712>
- [11] S. Suprianto, I. Hafiz, H. Faisal, and H. M. Harefa, "Validasi metode penentuan tablet Allopurinol menggunakan spektrofotometri ultraviolet dalam larutan asam," *Jurnal Kimia Sains dan Aplikasi*, vol. 22, no. 2, pp. 29-37, Mar. 2019. <https://doi.org/10.14710/jksa.22.2.29-37>
- [12] R. A. Ilahi, M. L. Firdaus, and H. Amir, "Pemanfaatan Nanopartikel Emas (NPE) sebagai pendeteksi kadar asam urat pada urine dengan metode citra digital." *Jurnal Pendidikan dan Ilmu Kimia*, 2021. <https://doi.org/10.33369/atp.v5i2.17113>
- [13] G. Greco, A. Giuri, S. Bagheri, M. Seiti, O. Degryse, A. Rizzo, C. Mele, E. Ferraris & C. E. Corcione, "PEDOT:PSS/Graphene Oxide (GO) ternary nanocomposites for electrochemical applications," *Molecules*, 28(7), 2963, 2023. <https://doi.org/10.3390/molecules28072963>
- [14] K. S. Vishnu, S. A. Kumar, S. Ramesh et al., "NiSe<sub>2</sub> nanostructure-based flexible electrode for non-enzymatic glucose sensing," *Sensors and Actuators B: Chemical*, 266, pp. 233–241, 2018
- [15] R. Maharsi, A. F. Arif, T. Ogi, H. Widiyandari, and F. Iskandar, "Electrochemical properties of TiO<sub>x</sub>/rGO composite as an electrode for supercapacitors," *RSC Advances*, vol. 9, no. 48, pp. 27896–27903, 2019. <https://doi.org/10.1039/C9RA04346B>
- [16] F. Arslan, "An amperometric biosensor for uric acid determination prepared from uricase immobilized in polyaniline-polypyrrole film," *Sensors*, vol. 8, no. 9, pp. 5492–5500, Sept. 2008, doi: <https://doi.org/10.3390/s8095492>
- [17] FORA Care Malaysia, "FORA 6 Plus blood glucose monitoring starter pack." foracare.com.my. Accessed : 03 September 2025. [Online]. Available: <https://foracare.com.my/products/>
- [18] N. Castell et al., "Can commercial low-cost sensor platforms contribute to air quality monitoring and exposure estimates?," *Environ. Int.*, vol. 99, pp. 293–302, Feb. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.envint.2016.12.007>
- [19] S. Neshani, K. Momeni, D. J. Chen, dan N. M. Neihart, "Highly sensitive readout interface for real-time differential precision measurements with impedance biosensors," *Biosensors*, vol. 13, no. 1, art. no. 77, Jan. 2023. <https://doi.org/10.3390/bios13010077>
- [20] K. V. Jarnda, H. Dai, A. Ali, P. L. Bestman, J. Trafialek, G. P. Roberts-Jarnda, R. Anaman, M. G. Kamara, P. Wu, and P. Ding, "A review on optical biosensors for monitoring of uric acid and blood glucose using portable POCT devices: Status, challenges, and future horizons," *Biosensors*, vol. 15, no. 4, p. 222, 2025. <https://doi.org/10.3390/bios15040222>
- [21] AOAC International, *Guidelines for Single Laboratory Validation of Chemical Methods for Dietary Supplements and Botanicals*. Gaithersburg, MD, USA: AOAC International, 2002. [Online]. Available : <https://s27415.pcdn.co/wp-content/> Diakses pada: 2 Juli. 2025.
- [22] *In vitro diagnostic test systems – Requirements for blood-glucose monitoring systems for self-testing in managing diabetes mellitus*, ISO 15197:2013, ISO, 2013.
- [23] U.S. Food and Drug Administration, "Self-monitoring blood glucose test systems for over-the-counter use: guidance for industry," 2016. [Online]. Available: <https://www.fda.gov/media/87134/>
- [24] International Medical Device Regulators Forum, "Essential principles of safety and performance of medical devices and IVD medical devices (Edition 2)," 2024. [Online]. Available: <https://www.imdrf.org/>
- [25] Bio-Standards, "Understanding accuracy and precision in IVD devices: Implications for safety," *Bio-Standards*, 2023. [Online]. Available: <https://www.bio-standards.com/>. Diakses pada: 2 Juli. 2025.
- [26] Fatmawati, R. Sunartaty and F. Meutia, "Validation of Water Content Testing Method With Analysis of Accuracy and Precision Comparison," *Serambi J. Agric. Technol.*, vol. 5, no. 1 Hal 59- 63, 2023. <https://doi.org/10.32672/sjat.v5i1.6214>
- [27] O. Y. Dewi, A. A. Saputro, N. Islamiyah, and S. D. Kurnia, "Perbedaan hasil pemeriksaan kadar glukosa darah sewaktu menggunakan metode glucose oxidase – peroxidase aminoantipirin (god-pap) dan strip test POCT (Point Care Of Testing)," *Jurnal Medika Indonesia*, vol 4, no 2, 2023.
- [28] Y. Zhang, B. Zhou, Z. Wei, W. Zhou, D. Wang, J. Tian, T. Wang, S. Zhao, J. Liu, L. Tao, and S. Wang, "Coupling glucose-assisted Cu(I)/Cu(II) redox with electrochemical hydrogen production," *Adv. Mater.*, vol. 33, no. 48, p. 2104791, 2021. <https://doi.org/10.1002/adma.202104791>

- [29] S. S. Saintika, "The comparison of uric acid levels between POCT and enzymatic methods," *J. Kesehat. Med. Saintika*, 2022. <http://dx.doi.org/10.30633/jkms.v13i2.1586>
- [30] L. F. Ang, L. Y. Por, and M. F. Yam, "Development of an amperometric-based glucose biosensor to measure the glucose content of fruit," *PloS One*, vol. 10, no. 3, p. e0111859, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0111859>
- [31] A. P. F. Turner, "Biosensors: Fundamentals and applications - Historic book now open access," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 65, p. A1, Mar. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2014.10.027>
- [32] P. Anupongongarch, T. Kaewgun, J. A. O'Reilly, and P. Khaomek, "A study on the relation between digital output and uric acid in artificial blood solution by using a uric acid detector," *Int. J. Appl. Biomed. Eng.*, vol. 15, no. 2, 2022. [Online] Available : <https://www.researchgate.net/369795020>