

Rancang bangun sensor PH menggunakan *Gold – Extended Gate Field Effect Transistor*

Leonardo Kamajaya¹, Fitri², Herman Hariyadi³

^{1,2,3}Jurusan Teknik Elektro, Politeknik Negeri Malang, Indonesia

Informasi Artikel

Riwayat Artikel

Diterima 20 Februari 2020

Direvisi 10 Maret 2020

Diterima 28 April 2020

Kata kunci:

sensor pH
metode penyepuhan
EGFET

Keywords:

pH Sensor
electroplating
EGFET

Penulis Korespondensi:

Leonardo Kamajaya,
Jurusan Teknik Elektro,
Politeknik Negeri Malang,
Jl. Sukarno Hatta No. 9, Malang, Jawa Timur, Indonesia.
Email: leonardo42@polinema.ac.id

ABSTRAK

Beberapa penelitian menunjukkan penggunaan material kromium dan emas dapat meningkatkan sensitivitas dan linearitas dari sensor pH. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui performa sensor pH menggunakan membran EGFET (*Extending Gate Field Effect Transistor*) yang telah dilapisi kromium dan emas. Pembuatan elektroda EGFET dengan lapisan kromium dan emas diproduksi menggunakan metode penyepuhan (*electroplating*). Pada pengujian tingkat sensitivitas dan linearitas digunakan ketebalan emas yang berbeda. Penggunaan lapisan emas dengan ketebalan 35nm menunjukkan nilai sensitivitas tertinggi dan *lifetime* yang baik, sedangkan untuk ketebalan 5nm menunjukkan nilai linearitas tertinggi. Selain itu, pada penelitian ini juga melakukan pengujian *drift rate* dan *lifetime* dari sampel membran sensor pH (*Gold-EGFET*).

ABSTRACT

Several studies have shown that the use of chromium and gold materials can increase the sensitivity and linearity of pH sensors. This study aims to determine the performance of the pH sensor using the EGFET membrane (*Extending Gate Field Effect Transistor*), which has coated with chromium and gold. The making of EGFET electrodes with a layer of chromium and gold produced using the electroplating method. In testing, the sensitivity and linearity levels used different gold thicknesses. The use of a gold layer with a thickness of 35nm shows the highest value of sensitivity and a useful lifetime, while for 5nm thickness shows the highest linearity value. Besides, this study also tested the drift rate and lifetime of a pH sensor sample (*Gold-EGFET*).

1. PENDAHULUAN

Air merupakan kebutuhan primer yang membuat air berada pada tingkat kebutuhan tertinggi. Persyaratan fisik dari air yang layak konsumsi adalah harus jernih atau tidak keruh. Air yang terasa asam atau asin menunjukkan bahwa kualitas air tersebut tidak baik, rasa asin disebabkan adanya garam-garam tertentu yang larut dalam air. Sedangkan rasa asam diakibatkan adanya asam organik maupun anorganik, derajat keasaman (pH) netral sekitar 6,5-8,5 air yang pH-nya rendah akan terasa asam sedangkan bila pH-nya tinggi terasa pahit.

Dua cara umum yang dilakukan dalam melakukan pengukuran kadar pH suatu cairan atau larutan, yaitu menggunakan kertas lakmus dan pH meter. Perangkat solid state awal yang digunakan untuk mendeteksi

aktivitas ion ditemukan pertama kali pada tahun 1970 yaitu Ion Sensitive Field Effect Transistor (ISFET)[1]. Untuk bagian Gate tersusun dari lapisan tipis SiO₂ yang kontak dengan elektrolit/larutan dalam sel elektrokimia dan tegangan yang dihasilkan dari proses tersebut akan mempengaruhi arus drain[2]. Perkembangan dari EGFET (*Extended Gate Field Effect Transistor*) bermula dari berkembangnya teknologi ISFET dan pertama kali diajukan oleh Van der Spiegel pada tahun 1983[3]. Komponen utama dari EGFET adalah MOSFET, yang menawarkan stabilitas di kondisi bervariasi (seperti cahaya dan suhu), memfasilitasi pemisahan dan enkapsulasi, dan memungkinkan variasi desain geometri dari membran sensor dibandingkan dengan ISFET [4], [5].

Prinsip kerja dari EGFET sama dengan MOSFET, perbedaannya hanya pada lapisan pendeteksian yang berada dalam larutan buffer[6]. Sejak tahun tersebut, maka terus berkembang perangkat berbasis semikonduktor yang diintegrasikan dengan perangkat elektronik lainnya untuk mendeteksi perubahan kimia berbasis EGFET. Lapisan sensitif dari EGFET umumnya mempunyai impedansi yang rendah, sehingga memiliki konduktivitas dan sensitivitas yang tinggi[7]. Karakterisasi elektrik dapat dilakukan dengan melakukan pengukuran secara potensimetri, amperometri atau conductometri[8]. Immobilisasi dari membrane pendeteksian dilakukan dalam beberapa variasi, yaitu *physical adsorption*, *entrapment*, *covalent bonding* dan *cross-linking*[9]. Pada salah satu contoh kasus, lapisan struktur nano ZnO digunakan sebagai pendeteksi glukosa dan menghasilkan sensitivitas dan linearitas yang tinggi tergantung desain struktur nano yang digunakan[10], [11].

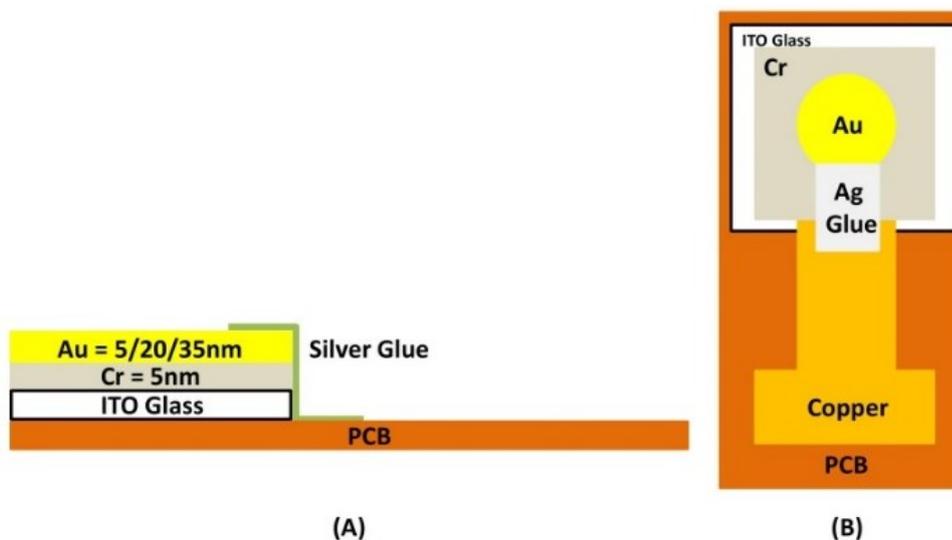
Perkembangan biosensor yang begitu pesat di beberapa bidang seperti obat-obatan, makanan, pengawasan lingkungan, aplikasi dunia militer, serta munculnya isu keamanan makanan dan kesehatan memerlukan ditemukannya alat deteksi dini yang mudah dan portable. Dari masalah-masalah tersebut, penelitian ini dimaksudkan untuk mewujudkan sebuah prototipe sensor pH yang memanfaatkan Gold-EGFET dalam mendeteksi tingkat keasaman dari sebuah larutan. Pada penelitian ini juga akan diangkat kelebihan dan kelemahan dari sensor pH berbasis Gold-EGFET.

2. METODE PENELITIAN

2.1 Desain Lapisan Elektroda (*Sensing Area*)

Pada proses desain lapisan elektroda (*sensing area*) untuk sensor Au-EGFET menggunakan beberapa lapisan antara lain: PCB, ITO Glass, kromium dan emas. ITO glass yang digunakan memiliki ketebalan 0.7 mm dan resistansi 7Ω/lembar.

Sedangkan lapisan emas yang digunakan untuk melapisi ITO glass terdiri dari 3 tebalan yang berbeda, yaitu 5nm, 20nm dan 35nm. Selain itu, untuk menghubungkan lapisan emas dan bagian tembaga dari PCB dipergunakan lem perak yang bersifat konduktif. Setelah dilakukan deposisi lapisan kromium dan emas, permukaan emas akan diberi tanda untuk selanjutnya dilapisi epoxy disetengah bagian PCB. Gambar 1 menunjukkan desain lapisan pendeteksi Au-EGFET, tampak samping dan tampak atas.



Gambar 1. Desain lapisan pendeteksi di elektroda menggunakan ITO Glass
(A)Tampak samping dan (B) Tampak atas

2.2 Metode pembuatan lapisan pendeteksi di elektroda untuk Gold-EGFET

Untuk metode/mekanisme pembuatan lapisan pendeteksi elektroda Au-EGFET, terdiri dari beberapa tahapan seperti pada gambar 2. Proses pertama diawali dengan pembuatan pola di PCB, dilanjutkan proses etching sesuai pola. Langkah selanjutnya adalah menyiapkan ITO glass, dengan melakukan proses pencucian menggunakan beberapa larutan kimia. Proses ini bertujuan untuk membersihkan ITO glass agar mudah dilakukan proses deposisi kromium dan emas pada proses selanjutnya. Selanjutnya, deposisi kromium dan emas dengan ketebalan yang berbeda sesuai sampel yang telah disiapkan menggunakan metode electroplating.

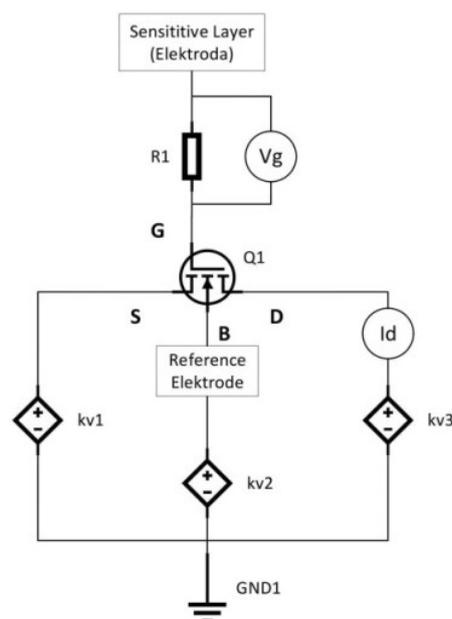
Langkah berikutnya adalah memasang ITO glass menggunakan lem perak ke PCB dan menghubungkan ke bagian tembaga. Proses akhir sebelum melakukan pengukuran adalah melapisi setengah bagian elektroda menggunakan epoxy, untuk memisahkan bagian yang terkena larutan dan bagian yang dialiri listrik.



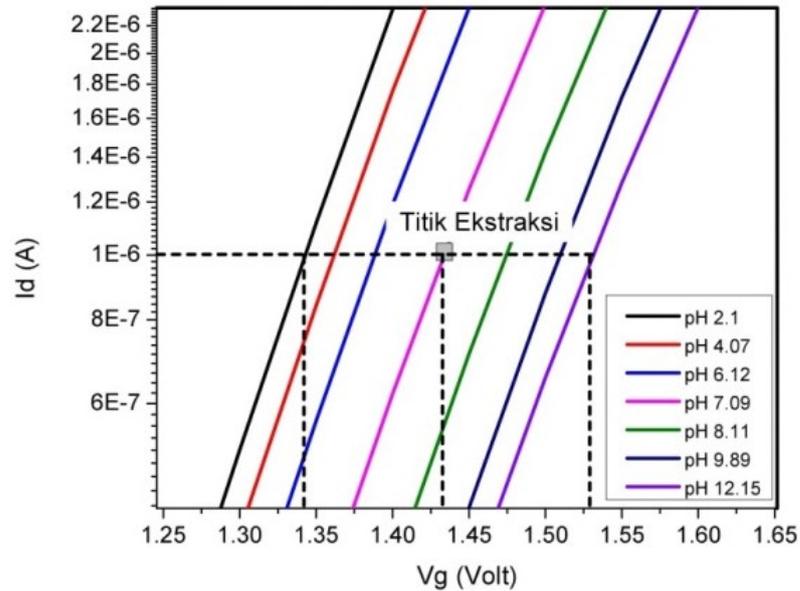
Gambar 2. Diagram proses pembuatan lapisan pendeteksi di ITO Glass untuk Gold-EGFET

2.3 Pengukuran Sensitivitas, Linearitas, drift rate, dan Lifetime

Gambar 3 menjelaskan konfigurasi rangkaian pengukuran karakteristik I_d - V_g dari Au-EGFET dengan ketebalan lapisan emas yang berbeda. Rangkaian ini digunakan untuk mengukur besarnya arus drain akibat pengaruh dari perubahan tegangan pada terminal gate. Perubahan tegangan dipengaruhi oleh jumlah ion asam yang dideteksi. Sedangkan pada gambar 4 menjelaskan proses ekstraksi nilai untuk mendapatkan Sensitivitas, Linearitas, Drift rate dan Lifetime dari elektroda Au-EGFET. Pada pengukuran pH, konsentrasi pH yang digunakan mulai pH 2-12.



Gambar 3. Rangkaian pengukuran karakteristik I_d - V_g dari Au-EGFET



Gambar 4. Karakterisasi Id-Vg untuk mendapatkan sensitivitas, linearitas, drift rate dan lifetime dari elektroda Au-EGFET

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

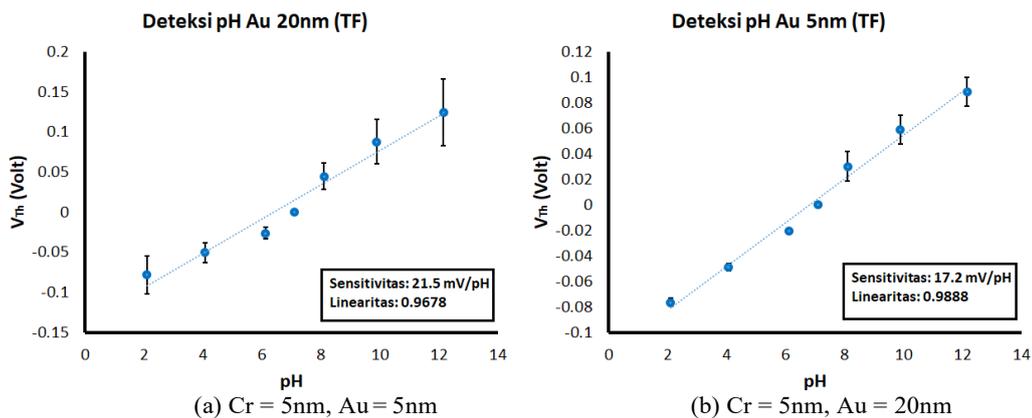
Pengujian performa atau unjuk kerja dari sensor pH menggunakan Gold-EGFET meliputi pengujian sensitivitas, linearitas, drift rate dan lifetime. Proses pengujian sensor menggunakan rangkaian pada gambar 3, yaitu rangkaian pengukuran karakteristik Id-Vg. Pengukuran tiap sampel dilakukan sebanyak 10 kali pengambilan data tegangan pada titik ekstraksi. Data kemudian diolah untuk mendapatkan grafik sensitivitas dan linearitas.

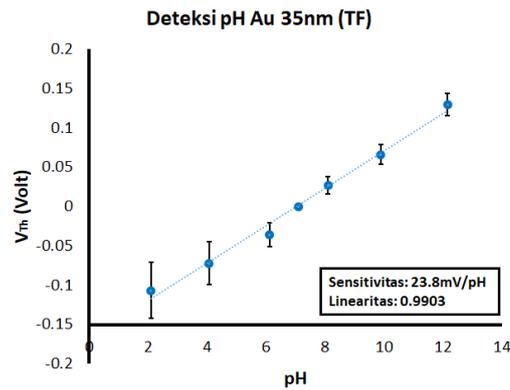
3.1 Pengujian sampel 1 (Cr = 5nm; Au = 5nm)

Pada pengujian sampel 1 (gambar 5(a)) dengan ketebalan kromium 5nm dan emas 5nm didapatkan sensitivitas sebesar 17,2 mV/pH dan linearitas sebesar 0.9888.

Pada pengujian sampel 2 (gambar 5(b)) dengan ketebalan kromium 5nm dan emas 20nm didapatkan sensitivitas sebesar 21,5 mV/pH dan linearitas sebesar 0.9678.

Pada pengujian sampel 3 (gambar 5(c)) dengan ketebalan kromium 5nm dan emas 35nm didapatkan sensitivitas sebesar 23,8 mV/pH dan linearitas sebesar 0.9903.





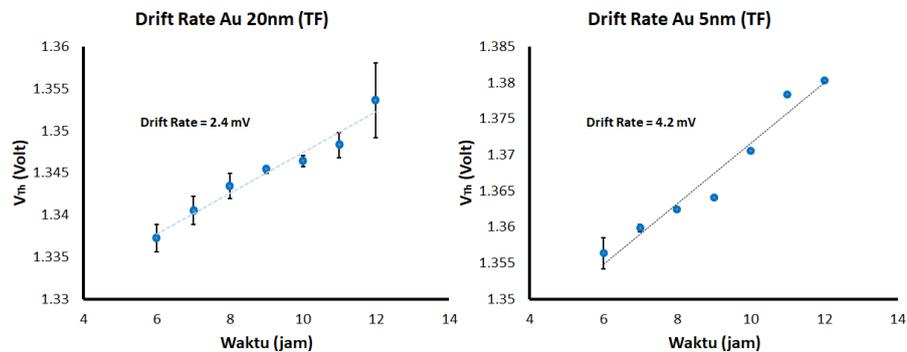
(c) Cr = 5nm, Au = 35nm

Gambar 5. Sensitivitas dan Linearitas Elektroda (Au-EGFET)

- (a) sampel 1 (Cr = 5nm, Au = 5nm),
 (b) sampel 2 (Cr = 5nm, Au = 20nm) dan
 (c) sampel 3 (Cr = 5nm, Au = 35nm)

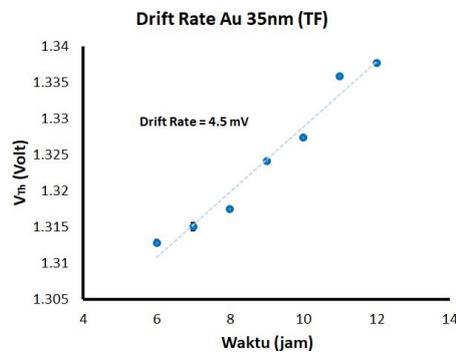
3.2 Pengujian Drift Rate

Untuk pengujian drift rate dan lifetime, proses pengambilan data sama dengan pengambilan data sensitivitas dan linearitas. Perbedaannya hanya terdapat pada durasi waktu pengambilan data. Untuk pengujian drift rate, pengambilan data tiap 2 jam sekali. Sedangkan untuk pengujian lifetime, pengambilan data dilakukan setiap hari dalam jangka waktu seminggu. Pada pengujian sampel 1 (gambar 6(a)) dengan ketebalan kromium 5nm dan emas 5nm didapatkan nilai *drift rate* sebesar 4,2mV. Untuk ketebalan emas 20nm (gambar 6(b)) didapatkan nilai *drift rate* sebesar 2,4mV. Sedangkan untuk ketebalan emas 35nm (gambar 6(c)) didapatkan nilai *drift rate* sebesar 4,5mV. Nilai pada pengujian *drift rate* elektroda Au-EGFET dengan sampel yang berbeda selama 12 jam didapatkan nilai rata-rata *drift rate* sebesar 3,7mV.



(a) Cr = 5nm, Au = 5nm

(b) Cr = 5nm, Au = 20nm

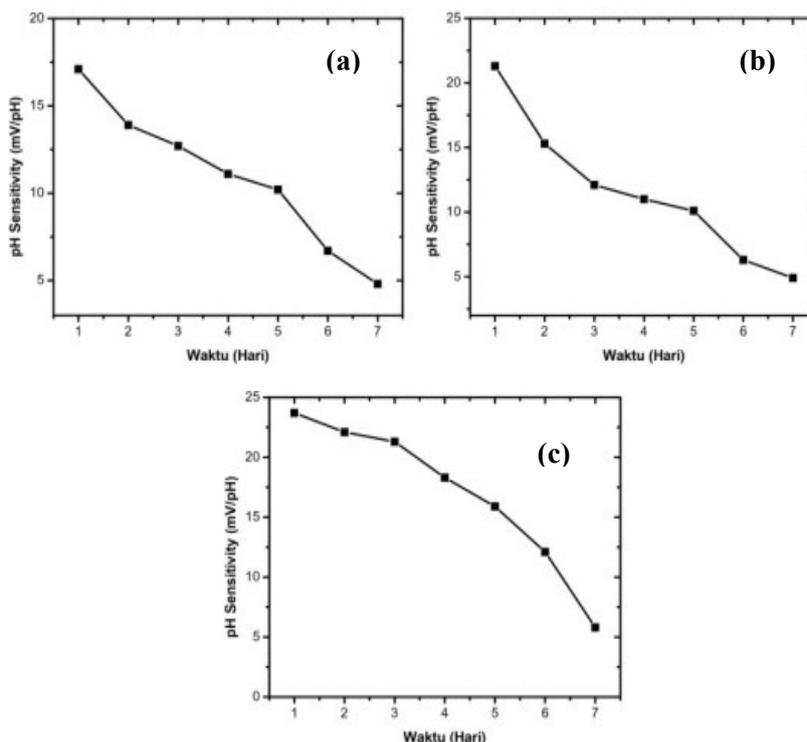


(c) Cr = 5nm, Au = 35nm

Gambar 6. Drift Rate Elektroda (Au-EGFET): (a) sampel 1 (Cr = 5nm, Au = 5nm), (b) sampel 2 (Cr = 5nm, Au = 20nm) dan (c) sampel 3 (Cr = 5nm, Au = 35nm)

3.3 Pengujian Lifetime

Pada pengujian *lifetime* dengan ketebalan sampel yang berbeda didapatkan hasil seperti pada gambar 7(a), 7(b) dan 7(c). Hasil tersebut menunjukkan sensitivitas pengukuran pH akan semakin menurun seiring bertambahnya hari. Pada tabel 1 dijelaskan secara detail perbedaan performa elektroda dengan ketebalan Au yang berbeda. Hasil menunjukkan sampel dengan ketebalan Au = 35nm memiliki performa yang lebih baik dibandingkan sampel lainnya.



Gambar 7. Drift Rate Elektroda (Au-EGFET) (a) sampel 1 (Cr = 5nm, Au = 5nm), (b) sampel 2 (Cr = 5nm, Au = 20nm) dan (c) sampel 3 (Cr = 5nm, Au = 35nm)

Tabel 1. Perbedaan Performa Elektroda dengan Ketebalan Au yang berbeda

| Ketebalan Au (nm) | Sampel | Sensitivitas (mV/pH) | Linearitas | Drift Rate (mV) |
|-------------------|--------|----------------------|------------|-----------------|
| 5 | 1 | 16 | 0.9793 | 4 |
| | 2 | 16.6 | 0.9943 | 4 |
| | 3 | 19 | 0.9776 | 4.6 |
| 20 | 1 | 13 | 0.9622 | 2.4 |
| | 2 | 22.7 | 0.9625 | 3.1 |
| | 3 | 28.6 | 0.9617 | 1.6 |
| 35 | 1 | 19 | 0.9863 | 4.4 |
| | 2 | 21.5 | 0.9601 | 4.5 |
| | 3 | 31 | 0.9852 | 4.6 |

4. KESIMPULAN

Kesimpulan dari pengujian yang telah dilakukan adalah :

1. Penggunaan lapisan emas pada elektroda Au-EGFET dengan lapisan lebih tebal akan meningkatkan sensitivitas pendeteksian pH, karena meningkatkan jumlah ion dari larutan pH yang terdeteksi.
2. Pada penelitian ini, nilai sensitivitas tertinggi diperoleh pada sampel dengan ketebalan 35nm. Sedangkan pada penggunaan sampel Au 5nm didapatkan nilai linearitas tertinggi 0,9943.

5. DAFTAR PUSTAKA

- [1] P. Bergveld, "Development of an ion-sensitive solid-state device for neurophysiological measurements," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, no. 1, pp. 70–71, 1970.
- [2] R. A. S. Luz, R. M. Iost, and F. N. Crespilho, "Nanomaterials for biosensors and implantable biodevices," in *Nanobioelectrochemistry*, Springer, 2013, pp. 27–48.
- [3] I. Lauks, P. Chan, and D. Babic, "The extended gate chemically sensitive field effect transistor as multi-species microprobe," *Sensors and Actuators*, vol. 4, pp. 291–298, 1983.
- [4] P.-C. Yao, J.-L. Chiang, and M.-C. Lee, "Application of sol-gel TiO₂ film for an extended-gate H⁺ ion-sensitive field-effect transistor," *Solid State Sci.*, vol. 28, pp. 47–54, 2014.
- [5] F. A. Sabah, N. M. Ahmed, Z. Hassan, and M. A. Almessiere, "Effect of light on the sensitivity of CuS thin film EGFET implemented as pH sensor," *Int. J. Electrochem. Sci.*, vol. 11, pp. 4380–4388, 2016.
- [6] L.-L. Chi, J.-C. Chou, W.-Y. Chung, T.-P. Sun, and S.-K. Hsiung, "Study on extended gate field effect transistor with tin oxide sensing membrane," *Mater. Chem. Phys.*, vol. 63, no. 1, pp. 19–23, 2000.
- [7] S.-C. Hung, N.-J. Cheng, C.-F. Yang, and Y.-P. Lo, "Investigation of extended-gate field-effect transistor pH sensors based on different-temperature-annealed bi-layer MWCNTs-In 2 O 3 films," *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 9, no. 1, p. 502, 2014.
- [8] U. Guth, W. Vonau, and J. Zosel, "Recent developments in electrochemical sensor application and technology—a review," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 20, no. 4, p. 42002, 2009.
- [9] P. Temple-Boyer, A. Benyahia, W. Sant, M. L. Pourciel-Gouzy, J. Launay, and A. Martinez, "Modelling of urea-EnFETs for haemodialysis applications," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 131, no. 2, pp. 525–532, 2008.
- [10] Y. Lei *et al.*, "Improved glucose electrochemical biosensor by appropriate immobilization of nano-ZnO," *Colloids surfaces B Biointerfaces*, vol. 82, no. 1, pp. 168–172, 2011.
- [11] K. Yang *et al.*, "ZnO nanotube arrays as biosensors for glucose," *J. Phys. Chem. C*, vol. 113, no. 47, pp. 20169–20172, 2009.