

**DOPING SENSING LAYER DENGAN AUNPS (*GOLD NANOPARTICLE*) DAN
F-GNP (*FUNGSIONALISASI-GRAPHENE NANOPLATELETS*) PADA
SENSOR TEKANAN BERBASIS PIEZOELEKTRIK DENGAN BAHAN
BIODEGRADABEL *CHITOSAN-GLYCINE* (CS/GLY)**

**DOPING SENSING LAYER WITH AUNPS (*GOLD NANOPARTICLE*) AND
F-GNP (*FUNCTIONALIZED-GRAPHENE NANOPLATELETS*) ON
PIEZOELECTRIC-BASED PRESSURE SENSOR WITH BIODEGRADABLE
MATERIAL *CHITOSAN-GLYCINE* (CS/GLY)**



NURHANDAYANI

H032221005



**PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2024

DOPING SENSING LAYER DENGAN AUNPS (*GOLD NANOPARTICLE*) DAN F-GNP (*FUNGSIONALISASI-GRAPHENE NANOPATELETS*) PADA SENSOR TEKANAN BERBASIS PIEZOELEKTRIK DENGAN BAHAN BIODEGRADABEL *CHITOSAN-GLYCINE (CS/GLY)*

**NURHANDAYANI
H032221005**



**PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

**DOPING SENSING LAYER DENGAN AUNPS (GOLD NANOPARTICLE) DAN
F-GNP (FUNGSIONALISASI-GRAPHENE NANOPATELETS) PADA
SENSOR TEKANAN BERBASIS PIEZOELEKTRIK DENGAN BAHAN
BIODEGRADABEL *CHITOSAN-GLYCINE (CS/GLY)***

Tesis

sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar magister

Program studi Fisika

Disusun dan diajukan oleh

NURHANDAYANI

H032221005

Kepada

**PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

TESIS

DOPING SENSING LAYER DENGAN AUNPS (GOLD NANOPARTICLE) DAN F-GNP (FUNGSIONALISASI-GRAPHENE NANOPATELETS) PADA SENSOR TEKANAN BERBASIS PIEZOELEKTRIK DENGAN BAHAN BIODEGRADABEL CHITOSAN-GLYCINE (CS/GLY)

NURHANDAYANI
H032221005

telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian Magister pada Agustus 2024 dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

pada


UNIVERSITAS HASANUDDIN
Program Studi Magister Fisika
Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin
Makassar

Mengesahkan:

Pembimbing Utama,



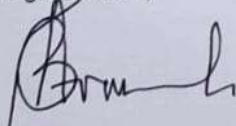
Prof. Dr. Arifin M.T.
NIP. 196705201994031002

Pembimbing Pendamping,



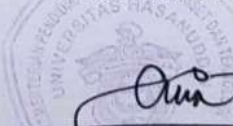
Robeth Viktoria Manurung, Ph.D.
NIP. 197204011992031002

Ketua Program Studi
Magister Fisika,



Prof. Dr. Ir. Bidayatul Armynah, M.T.
NIP 19630830 198903 2 001

Dekan Fakultas Mipa
Universitas Hasanuddin,



Dr. Eng. Amiruddin, M.Si.
NIP 19720515 199702 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA

Dengan ini saya menyatakan bahwa, tesis berjudul "Doping Sensing layer dengan AuNPs (Gold Nanoparticle) dan F-GNP (Fungsionalisasi-Graphene Nanoplatelets) pada Sensor Tekanan Berbasis Piezoelektrik dengan Bahan Biodegradabel Chitosan-Glycine (Cs/Gly)" adalah benar karya saya dengan arahan dari tim pembimbing Prof. Dr. Arifin M.T sebagai Pembimbing Utama dan Robeth Viktoria Manurung, Ph.D sebagai Pembimbing Pendamping. Karya ilmiah ini belum diajukan dan tidak sedang diajukan dalam bentuk apa pun kepada perguruan tinggi mana pun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka tesis ini. Sebagian dari isi tesis ini telah direview di Jurnal (IEEE Sensors Journal) sebagai artikel dengan judul "*Development of a Piezoelectric-Based Pressure Sensor Using Chitosan/Glycine Doped with Graphene Nanoplatelets (F-GNP) for Medical Application*". Apabila di kemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan tesis ini adalah karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut berdasarkan aturan yang berlaku.

Dengan ini saya melimpahkan hak cipta (hak ekonomis) dari karya tulis saya berupa tesis ini kepada Universitas Hasanuddin.

Makassar, 09 Agustus 2024

Materai dan Tandatanganan



NURHANDAYANI

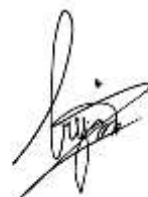
NIM: H032221005

Ucapan Terima Kasih

Penelitian yang saya lakukan dapat terlaksana dengan sukses dan tesis ini dapat rampung atas bimbingan, diskusi, motivasi dan arahan dari Bapak Prof. Dr. Arifin, M.T. sebagai pembimbing utama dan Bapak Robeth Viktoria Manurung, Ph.D. sebagai pembimbing pendamping. Ucapan terima kasih juga penulis ucapkan kepada Ibu Prof. Dr. Ir. Bidayatul Armynah, M.T., dan Bapak Prof. Dr. Paulus Lobo Gareso, M.Sc. sebagai penguji yang telah memberikan saran dan perbaikan yang berharga dalam proses penelitian dan penulisan tesis ini. Penghargaan yang tinggi juga saya sampaikan kepada Pusat Riset Elektronika-Organisasi Riset Elektronika dan Informatika, Badan Riset Inovasi Nasional (BRIN) atas kesempatan yang diberikan kepada penulis untuk menggunakan fasilitas dan peralatan di Laboratorium Preparasi Kimia 3 dan Laboratorium Elektronika. Terima kasih juga saya sampaikan kepada teman-teman di Badan Riset Inovasi Nasional yang telah memberi support dan membantu penulis selama melaksanakan pengujian. Ucapan terima kasih juga saya ucapkan kepada pimpinan Universitas Hasanuddin dan Fakultas MIPA Universitas Hasanuddin yang telah memfasilitasi saya menempuh program magister serta para dosen dan rekan-rekan dalam tim penelitian.

Akhirnya, kepada bapak & Ibu saya yaitu H. Sukri dan Hj. Rusniah, saya mengucapkan terima kasih yang berlimpah dan sembah sujud atas segala support berupa doa dan motivasi yang diberikan kepada saya selama menempuh pendidikan. Penghargaan yang besar juga saya sampaikan kepada saudara/saudari saya yaitu Supratman, Hajrah, Nurhasisa dan Suparjo atas kasih sayang, dedikasi, support dan bantuannya terhadap penulis. Tak lupa saya ucapkan terima kasih kepada seluruh keluarga dan teman-teman S2 atas motivasi dan dukungan yang tak ternilai.

Penulis,



Nurhandayani

ABSTRAK

NURHANDAYANI. **Doping Sensing layer dengan AuNPs (Gold Nanoparticle) dan F-GNP (Fungsionalisasi-Graphene Nanoplatelets) pada Sensor Tekanan Berbasis Piezoelektrik dengan Bahan Biodegradabel Chitosan-Glycine (Cs/Gly).** (Dibimbing oleh Prof.Dr. Arifin, M.T. dan Robeth Viktoria Manurung, Ph.D.)

Latar Belakang. Pengembangan sensor piezoelektrik berbahan dasar biodegradabel menghadapi tantangan sensitivitas yang rendah. Untuk mengatasi ini, dilakukan doping dengan material AuNPs dan F-GNP untuk meningkatkan kualitas sensor serta melakukan pemodelan melalui modifikasi lapisan sensing dan elektroda. **Tujuan** pada penelitian ini adalah untuk merancang dan membuat sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP; mengkarakterisasi sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP; Menganalisis data hasil pengukuran sensitivitas sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP. **Metode** penelitian dibagi menjadi tiga tahap, yakni: 1) Preparasi film kitosan/glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP; 2) Karakterisasi film kitosan/glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP; dan 3) Fabrikasi sensor. **Hasil** penelitian ini menunjukkan bahwa penambahan Graphene Nanoplatelets (GNP) dan modifikasi elektroda pada film glisin dan kitosan meningkatkan sensitivitas sensor menjadi $4,98 \pm 0,11$ mV kPa⁻¹, dengan kapasitansi berkisar antara 0,01 nF hingga 7,50 nF pada frekuensi 0,1 MHz hingga 1 MHz, dan faktor kerugian 0,003. Sedangkan sensor piezoelektrik dari kitosan dan glisin yang didoping dengan nanopartikel emas (AuNPs) dengan modifikasi elektroda, menghasilkan sensitivitas $8,09 \pm 0,22$ mV kPa⁻¹, kapasitansi antara 0,05 nF hingga 7 nF dalam rentang frekuensi 0,1 MHz hingga 1 MHz, dengan konstanta dielektrik 2,5 dan faktor kerugian 0,004. Hasil penelitian ini menunjukkan potensi besar sensor piezoelektrik berbahan biodegradabel untuk aplikasi pemantauan kondisi fisiologis manusia dan diagnostik biomedis.

Kata kunci: AuNPs; biodegradabel; F-GNP; piezoelektrik; sensitivitas; sensor tekanan

ABSTRACT

NURHANDAYANI. **Doping Sensing layer with AuNPs (Gold Nanoparticle) and F-GNPs (Functionalized-Graphene Nanoplatelets) on Piezoelectric-based Pressure Sensor with Biodegradable Material Chitosan-Glycine (Cs/Gly).** (Supervised by Prof.Dr. Arifin, M.T and Robeth Viktoria Manurung, Ph.D).

Background. The development of biodegradable piezoelectric sensors faces challenges due to their low sensitivity. To address this, doping with AuNPs and F-GNP materials was carried out to enhance sensor quality, and modeling was performed through modifications of the sensing layer and electrodes. **The aim** of this research is to design and fabricate a biodegradable chitosan-glycine-based piezoelectric sensor doped with AuNPs and F-GNP, characterize the biodegradable chitosan-glycine-based piezoelectric sensor doped with AuNPs and F-GNP, and analyze data from the sensitivity measurements of the biodegradable chitosan-glycine-based piezoelectric sensor doped with AuNPs and F-GNP. **Method** of research process was divided into three stages: 1) Preparation of chitosan/glycine films doped with AuNPs and F-GNP; 2) Characterization of chitosan/glycine films doped with AuNPs and F-GNP; and 3) Sensor fabrication. **Results** this study shows that adding Graphene Nanoplatelets (GNP) and modifying electrodes in glycine and chitosan films increased the sensor's sensitivity to 4.98 ± 0.11 mV kPa⁻¹, with a capacitance ranging from 0.01 nF to 7.50 nF at frequencies from 0.1 MHz to 1 MHz, and a loss factor of 0.003. Meanwhile, the piezoelectric sensor from chitosan and glycine doped with gold nanoparticles (AuNPs) and modified electrodes achieved a sensitivity of 8.09 ± 0.22 mV kPa⁻¹, with a capacitance between 0.05 nF and 7 nF in the frequency range of 0.1 MHz to 1 MHz, a dielectric constant of 2.5, and a loss factor of 0.004. These findings indicate the great potential of biodegradable piezoelectric sensors for applications in monitoring human physiological conditions and biomedical diagnostics.

Key word: AuNPs; biodegradable; F-GNP; piezoelectric; sensitivity; pressure sensor.

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN PENGAJUAN.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS.....	iv
UCAPAN TERIMA KASIH.....	v
ABSTRAK.....	vi
ABSTRACT	vii
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR LAMPIRAN	xii
BAB I. PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan Masalah.....	5
1.3. Tujuan Penelitian	5
1.4. Manfaat Penelitian	6
BAB II. METODE PENELITIAN	7
2.1. Tempat dan Waktu.....	7
2.2. Bahan dan Alat.....	7
2.3. Metode Penelitian	8
2.3.1. Preparasi Material	8
2.3.2. Pembuatan Elektroda Ag.....	10
2.3.3. Fabrikasi Sensor.....	11
2.4. Karakterisasi Sensor	12
2.5. Alur Penelitian	14
BAB III. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	15
3.1. Struktur Film Sensor	15
3.2. Sifat Dielektrik Sensor.....	20
3.3. Karakteristik Piezoelektrik Sensor	24

3.4. Uji Kinerja Sensor	29
3.5. Sifat Biodegradabel Film Sensor	32
BAB IV. KESIMPULAN DAN SARAN	33
4.1. Kesimpulan	33
4.2. Saran.....	33
DAFTAR PUSTAKA	34
LAMPIRAN	39

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 1. Ilustrasi skema sensor tipe piezoelektrik.....	1
Gambar 2. Ilustrasi pembuatan film Cs@AuNPs+Gly	9
Gambar 3. Sintesis F-GNP	9
Gambar 4. Preparasi Cs@F-GNP+Gly dan Cs@F-GNP	10
Gambar 5. Pola elektroda sensor.....	10
Gambar 6. Pemodelan sensor a) Doping AuNPs, b) Modifikasi <i>sensing layer</i> , c) modifikasi elektroda pada <i>sensing layer</i> (Cs@AuNPs+Gly), d) modifikasi elektroda pada <i>sensing layer</i> (Cs/Gly)	11
Gambar 7. Pemodelan sensor a) Doping F-GNP, b) Modifikasi layer dan c) modifikasi elektroda pada <i>sensing layer</i> (Cs@F-GNP+Gly), d) modifikasi elektroda pada <i>sensing layer</i> (Cs/Gly)	12
Gambar 8. Pengujian sensor. a) Pengambilan data dengan LCR Meter, b) Pengujian Sensitivitas sensor	13
Gambar 9. Diagram alir penelitian.....	14
Gambar 10. Morfologi film: a) Cs/Gly pada cawan petri, b) Cs@F-GNP/Gly pada cawan petri, c) Cs/Gly pada elektroda Ag, d) Cs@F-GNP/Gly pada elektroda Ag, e) Cs@F-GNP, f) Mikrograf optik polimorf α dan β diamati dari hasil evaporasi larutan glisin berbahan dasar air	15
Gambar 11. Data XRD a) Cs/Gly dan Cs@F-GNP/Gly, b) Cs@F-GNP/Gly, c) Cs/Gly	16
Gambar 12. SEM film Cs@F-GNP+Gly a) SEM dari <i>spherulites β-glycine crystallized</i> dan <i>graphene nanoplatelets</i> pada Chitosan, b-c) Cross-sectional SEM dari film Cs@F-GNP+Gly.....	16
Gambar 13. EDX Film Cs@F-GNP/Gly a-b) EDX SEM Crossection, b-c) EDX pada permukaan film.	17
Gambar 14. Morfologi Film a) Cs/Gly pada cawan petri, b) Cs/Gly@AuNPs pada cawan petri, c) Cs/Gly pada elektroda Ag, d) Cs/Gly@AuNPs pada elektroda Ag, e) Mikrograf optik polimorf α dan β diamati dari hasil evaporasi larutan glisin berbahan dasar air, f) Cs@AuNPs	17
Gambar 15. Data XRD a) Cs+Gly dan Cs@AuNPs+Gly b) Cs+Gly c) Cs@AuNPs+Gly.....	18
Gambar 16. SEM film Cs/Gly@AuNPs a) SEM kristal β -glycine dalam chitosan dan AuNPs; b-c) Cross-sectional SEM film β -Gly/CS	18
Gambar 17. EDX film Cs/Gly@AuNPs a-b) EDX crossectional; c-d) EDX pada permukaan film.	19
Gambar 18. Hasil analisis data kapasitansi, impedansi, dan relative permittivity pada tegangan 10 mV, a) Kapasitansi dengan frekuensi, b) Konstanta dielektrik sensor, c) Impedansi dengan frekuensi pada sensor.....	20
Gambar 19. Hasil analisis konduktansi sensor dengan a) Doping F-GNP; b) Modifikasi <i>sensing layer</i> ; c) Modifikasi elektroda (Cs@F-GNP+Gly); dan d) Modifikasi elektroda (Cs/Gly)	21
Gambar 20. Hasil analisis data kapasitansi, relative permittivity dan impedansi pada tegangan 10 mV, a) Kapasitansi versus frekuensi, b) Variasi relative permittivity versus frekuensi, c-) Variasi impedansi dengan frekuensi.	22

- Gambar 21.** Hasil analisis konduktansi sensor dengan a) Doping F-GNP; b) Modifikasi sensing layer; c) Modifikasi elektroda (Cs@F-GNP+Gly); dan d) Modifikasi elektroda (Cs/Gly) 23
- Gambar 22.** Hasil analisis sensitivitas sensor dengan a) Doping F-GNP; b) Modifikasi sensing layer; c) Modifikasi elektroda (Cs@F-GNP+Gly); dan d) Modifikasi elektroda (Cs/Gly) 24
- Gambar 23.** Hasil pengujian sensor dengan modifikasi elektroda (Cs/Gly) a) Hubungan Frekuensi dengan tegangan; b) Analisis energi loss sensor; dan c) Tegangan output setelah penerapan 10.000 siklus terhadap sensor26
- Gambar 24.** Hasil analisis sensitivitas sensor dengan a) Doping AuNPs; b) Modifikasi sensing layer; c) Modifikasi elektroda (Cs@F-GNP+Gly); dan d) Modifikasi elektroda (Cs/Gly) 27
- Gambar 25.** Hasil pengujian sensor dengan modifikasi elektroda (Cs/Gly) a) Hubungan Frekuensi dengan tegangan; b) Analisis energi loss sensor; dan c) Tegangan output setelah penerapan 10.000 siklus terhadap sensor28
- Gambar 26.** Hasil uji kinerja sensor dengan doping AuNPs (Modifikasi elektroda (Cs/Gly)); a) Tekanan manual; b) Tekukan jari; c) Denyut nadi; d) Tekanan manual tanpa holding; dan e) Tekukan jari tanpa holding. 30
- Gambar 27.** Hasil uji kinerja sensor dengan doping AuNPs (Modifikasi elektroda (Cs/Gly)); a) Tekanan manual; b) Tekukan jari; c) Denyut nadi; d) Tekanan manual tanpa holding; dan e) Tekukan jari tanpa holding.31

DAFTAR LAMPIRAN

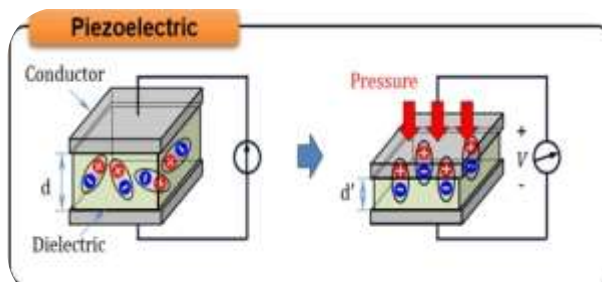
	Halaman
Lampiran 1. Tabel hasil EDX pada permukaan film Cs@AuNPs/Gly	38
Lampiran 2. Tabel hasil EDX Crossection pada film Cs@AuNPs/Gly	38
Lampiran 3. Tabel hasil EDX pada permukaan film Cs@F-GNP/Gly	38
Lampiran 4. Tabel hasil EDX Crossection pada film Cs@F-GNP/Gly	38
Lampiran 5. Tabel hasil analisis sensitivitas sensor yang didoping dengan F-GNP	39
Lampiran 6. Tabel hasil analisis sensitivitas sensor yang didoping dengan AuNPs	39
Lampiran 7. Proses pembuatan larutan Cs/Gly	40
Lampiran 8. Proses pembuatan larutan Cs/Gly@AuNPs	40
Lampiran 9. Proses pembuatan larutan Cs/Gly@F-GNP	40
Lampiran 10. Proses pengeringan sampel selama 24 jam	41
Lampiran 11. Hasil pengeringan film sensor	41
Lampiran 12. Proses karakterisasi Mikroskop digital dan SEM <i>Crossectio</i>	41
Lampiran 13. Dokumentasi alat <i>Screen Printer</i>	42
Lampiran 14. Proses karakterisasi dengan Bruker Dektak-XT Profilometer	42
Lampiran 15. Dokumentasi proses karakterisasi sifat dielektrik dan piezoelektrik sensor	42
Lampiran 16. Uji Kinerja	43
Lampiran 17. Proses degradasi film sensor	43
Lampiran 18. Prototipe pengujian sensor	43
Lampiran 19. SK Pembimbing	45
Lampiran 20. SK Penguji	46
Lampiran 21. Artikel Jurnal	47

BAB I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Berkembangnya teknologi sensor seperti yang kita ketahui saat ini sangat meningkat pesat terutama di bidang robotika, pertanian dan medik. Hal ini merupakan peluang besar bagi pengembang teknologi untuk menghasilkan produk dari berbagai bahan alam yang dapat dimanfaatkan sebagai sensor. Sensor merupakan alat atau perangkat untuk mendeteksi perubahan besaran fisika seperti gaya, tekanan, besaran listrik, cahaya, gerakan, kelembaban, suhu, kecepatan dan fenomena-fenomena lainnya.

Efek piezoelektrik timbul akibat perubahan susunan ion dalam struktur bahan piezoelektrik yang *noncentrosymmetric* maupun orientasi molekul polimer, yang disebut sebagai "penataan ulang muatan material", ketika terkena tekanan dinamis. Variasi muatan listrik yang dihasilkan dapat diukur sebagai tegangan yang sebanding dengan tekanan yang diberikan. Keunggulan sensor tekanan piezoelektrik terletak pada kemampuan mereka dalam menanggapi frekuensi tinggi dan memberikan waktu respon yang cepat, kualitas yang sangat diperlukan terutama dalam industri otomotif dan dirgantara (Svete & Kutin, 2022). Gambaran visual yang mengilustrasikan prinsip dasar operasi sensor tipe piezoelektrik, sebagaimana terlihat pada **Gambar 1**.



Gambar 1. Ilustrasi skema sensor tipe piezoelektrik
Source: (Shin et al., 2022). Biosensors. MDPI.
<https://doi.org/10.3390/bios12110952>

Sensor tekanan yang berbasis pada piezoelektrik banyak diteliti saat ini karena merupakan sensor dengan pemanfaatan bahan cerdas yang dipengaruhi oleh tegangan mekanis atau tegangan listrik. Bahan-bahan yang digunakan dalam sensor piezoelektrik ini juga terbilang sederhana contoh barium titanat dan beberapa jenis keramik. Piezoelektrik ini menggunakan prinsip kerja momen dipol yang dapat menyebabkan pepadatan muatan listrik dan terjadinya beda potensial atau perbedaan tegangan listrik ketika dipartisi. Adanya medan listrik ini yang kemudian menyebabkan terjadinya gaya listrik.

Penggunaan bahan-bahan piezoelektrik untuk bidang medik banyak dikembangkan pada bahan biodegradabel, dimana peneliti lebih berfokus pada bahan yang ramah lingkungan dan dapat terurai habis. Biodegradabel atau

penguraian hayati merupakan proses bahan organik yang di uraikan oleh enzim yang dihasilkan oleh makhluk hidup. Bahan biodegradabel dapat mempermudah penggunaan komponen sensor untuk digunakan pada tubuh pasien sehingga mempermudah jalannya pemeriksaan baik itu pemeriksaan jarak dekat maupun pemeriksaan jarak jauh. Salah satu penerapan bahan biodegradabel pada sensor adalah pembuatan sensor pendeteksi luka yang dapat diterapkan pada perban dengan menggunakan bahan kitosan dan glisin (Hosseini et al., 2020a).

Kitosan merupakan polimer kationik alami yang diperoleh dari kitin, sebuah bahan yang umumnya ditemukan pada struktur seluler serangga dan krustasea. Kitosan merupakan polimer alami yang paling umum di alam, dikenal dengan sifat biokompatibel, biodegradable, dan memiliki sifat antibakteri (Kafi et al., 2020). Sedangkan Glisin adalah salah satu asam amino yang paling sederhana yang telah menjadi fokus penelitian luas dalam bidang farmasi dan pemberian obat (Vale et al., 2018). Diketahui bahwa koefisien piezoelektrik glisin ($d_{16} = 174 \text{ pm V}^{-1}$) telah diamati pada kondisi fase β yang bersifat metastabil (Guerin et al., 2018a).

Penggunaan bahan kitosan dan glisin ini terbukti ramah lingkungan dimana kitosan merupakan bahan yang aman diterapkan pada pasien, selain itu kitosan juga aman untuk dikonsumsi manusia. Contoh penggunaan kitosan dapat dilihat di bidang farmasi, kosmetik, anti jamur, pengawet dll. Kitosan bersumber dari limbah kulit hewan Crustacea seperti udang, kepiting dan rajungan dapat pula bersumber dari alga, fungi dan ragi. Ditinjau dari kelebihan kitosan maka bahan ini banyak digunakan peneliti untuk mengembangkan alat seperti sensor piezoelektrik terutama di bidang medik. Sedangkan glisin yang merupakan asam amino alami yang paling sederhana merupakan asam amino esensial bagi manusia, peranan glisin ketika diterapkan pada sensor adalah untuk membentuk struktur kristal pada kitosan sehingga dapat menimbulkan efek piezoelektrik.

Penelitian sebelumnya telah dilakukan oleh Hosseini Ensieh S. dkk. mengenai sensor piezoelektrik dengan menggunakan bahan kitosan dan glisin. Penelitian ini berfokus pada struktur kulit kitosan setelah dicampurkan dengan glisin. Dengan melakukan variasi jumlah glisin dan jumlah kitosan yang tetap dengan perbandingan (0,4:1, 0,8:1, 1,2:1 dan 2,7:1), dari hasil penelitian perbandingan 0,8:1 merupakan rasio yang tepat untuk menciptakan film kitosan/glisin yang sangat fleksibel dengan tegangan keluaran 190 mV pada tekanan 60 kPa dan sensitivitas sebesar $2,82 \pm 0,2 \text{ mV kPa}^{-1}$. Penelitian ini membuktikan bahwa bahan biodegradabel berupa kitosan dan glisin merupakan bahan baru yang menjanjikan untuk aplikasi sensor, selain itu sensor ini juga merupakan alternatif yang menarik untuk aplikasi sensor ramah lingkungan, terutama dalam aplikasi kesehatan yang sangat penting untuk menjaga kesehatan lingkungan (Hosseini et al., 2020a).

Pemanfaatan bahan biodegradabel terbukti mampu menjadi alat yang menjanjikan bagi lingkungan manusia, tetapi bahan ini memiliki beberapa kekurangan yaitu sensitivitas yang dihasilkan relatif rendah. Selain itu bahan ini

memerlukan beberapa metode dalam melakukan fabrikasi untuk mengontrol dan mengoptimalkan struktur kristal. Hal ini dapat meningkatkan respon listrik pada sensor piezoelektrik, selain itu doping material pada sensor layer juga dapat meningkatkan sensitivitas sensor.

Tantangan bagi teknologi sensor saat ini adalah bagaimana menjadikan sensor memiliki tingkat sensitivitas yang tinggi, maka salah satu cara untuk meningkatkan sensitivitas sensor dilakukan doping *sensing layer*. Doping *sensing layer* adalah salah satu metode yang digunakan peneliti untuk memecahkan tantangan perkembangan teknologi baik itu pada sensor piezoelektrik, piezoresistiv, piezokapasitiv maupun optikal.

Meninjau dari pentingnya pembuatan sensor dengan bahan yang berbasis biodegradabel maka penting untuk membuat sensor yang memiliki kinerja yang tinggi dan mampu mengimbangi bahan-bahan piezoelektrik dari bahan keramik dll. Pembuatan sensor dengan tujuan meningkatkan efek piezoelektrik sangat berguna dalam aplikasi pemantauan medik, selain itu penggunaan β -Glisin/Kitosan dapat digunakan untuk menghasilkan tegangan dari deformasi biologis untuk menghasilkan stimulasi listrik yang berguna untuk perbaikan/regenerasi jaringan seperti stimulasi listrik pada penyembuhan luka. Seperti yang ditunjukkan dalam literatur (Zhao et al., 2006) medan listrik eksternal (bahkan serendah 12,5 mV/mm) dapat mempengaruhi migrasi sel menuju area luka dan mempercepat proses penyembuhan.

Nanopartikel emas (AuNPs) adalah jenis bahan nano yang terbuat dari logam mulia, yang menjanjikan dalam aplikasi berbagai bidang. Berkat sifatnya yang sangat tergantung pada ukuran, karakteristik resonansi plasmon permukaan, dan luas permukaan yang besar, AuNPs telah banyak digunakan dalam pengembangan aptasensor kolorimetri visual dan throughput tinggi (Wang et al., 2024). Selain itu, kemampuan AuNPs untuk menunjukkan aktivitas enzimatik serupa dengan peroksidase dan bertindak sebagai nanozim yang mirip peroksidase menjadi keunggulan tambahan. Pengembangan aptasensor dengan memanfaatkan nanozim AuNPs membantu mencapai deteksi yang sederhana, mudah diamati secara visual, dan sensitif (L. Li et al., 2021).

Nanopartikel emas (AuNPs) dikenal dengan berbagai aplikasi biosensing karena sifat fisikokimianya yang unik, kemudahan sintesis, fungsionalisasi permukaan, sifat optik yang dapat disesuaikan dengan ukuran dan bentuk, dll. Sifat unik AuNP ini memungkinkan penginderaan dan deteksi keberadaan senyawa kimia/molekul biologis, membantu penerapannya di berbagai bidang teknik biomedis (Chinchulkar et al., 2023). Baru-baru ini banyak dilaporkan mengenai penelitian sensor dengan mencampurkan material dengan AuNPs. Dimana setelah melakukan pencampuran dengan komposit AuNPs kemampuan sensor dapat ditingkatkan, seperti penelitian Mamta Kushwah dkk, yang meneliti mengenai peningkatan sifat feroelektrik dengan penambahan AuNPs pada

komposit PVDF (Kushwah et al., 2019). Selain itu AuNPs juga banyak digunakan dalam sensor biologi untuk diagnostik molekular seperti penelitian Jin Ho Lee dkk (Lee et al., 2018). AuNPs juga memperkuat sinyal yang dapat meningkatkan sensitivitas dan reproduktifitas immunoassay dalam serum manusia (Kwak & Lee, 2019). AuNPs yang diablasi dengan laser dapat digunakan dalam nanofiber elektrospun PVDF dengan sifat struktural yang memadai dan meningkatkan piezoelektrik nanofiber yang mungkin cocok untuk diterapkan sebagai perancah rekayasa jaringan saraf (Motamedi et al., 2017). Penelitian-penelitian diatas menunjukkan peran AuNPs yang dapat digunakan dalam aplikasi kesehatan dan kemampuannya dalam meningkatkan kemampuan sensor.

Graphene nanoplatelets (GNPs) merupakan nanokristal grafit yang menyerupai trombosit, dengan struktur berlapis multigrafen. Secara keseluruhan, luas area kontak yang besar antara polimer dan nanofiller meningkatkan transfer tegangan dari matriks polimer ke nanofiller secara optimal (Kuan et al., 2018). *Graphene nanoplatelet* (GNP) dapat diproduksi secara efisien dengan metode pengelupasan grafit melalui proses termal atau mekanis, menghasilkan lembaran graphene multi-layer dengan ketebalan berkisar antara 0,34 hingga 100 nanometer (Haridas et al., 2024).

Penambahan partikel konduktif pada polimer dapat meningkatkan stabilitas konduktivitas dari komposit sensing layer. Material yang biasanya digunakan untuk penambahan konduktif adalah metals (*powder or fibers*) (Jia et al., 2021) *conductive foams* 9, *Mxenes* 10, dan *carbonaceous fillers* (seperti *carbon black* (Xia et al., 2021), *carbon fibers* (Shen & Zhu, 2022), *carbon nanotubes* (Bian & Li, 2022; Tan et al., 2022), dan *graphene nanoplatelets* (GNP) (Qureshi & Panesar, 2020; Yu et al., 2022). GNP semakin menarik perhatian karena sifat mekanik dan listriknya yang luar biasa. Karena rasio aspeknya yang tinggi, jaringan konduktif yang efisien dapat dibangun pada ambang batas perkolasi listrik yang rendah. Penelitian dengan doping GNP telah dilakukan, dengan menambahkan GNP pada polimer Poliurea dan memfungsionalisasikan GNP sebelum pencampuran dengan polimer Poliurea. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa nanokomposit dapat digunakan pada lingkungan kerja yang keras, degradasi yang baik dan rekonstruksi jaringan konduktif di dalam nanokomposit yang stabil (Meng et al., 2023). Selain itu penelitian dengan penambahan GNP (*Graphene nanoplatelets*) pada polimer PLA (*Poly lactic acid*) dan *Chitosan* juga telah dilakukan untuk meningkatkan kemampuan mekanik, biodegradabilitas, dan konduktivitas listrik (Paydayesh et al., 2022). Penelitian dengan mencampurkan GNP pada polimer PVDF telah dilakukan dimana S-GNP dapat meningkatkan kandungan fase elektroaktif dan membantu penyesuaian kristalinitas, selain itu sensor ini juga memiliki respon yang sangat baik dan sensitivitas yang tinggi (Khalifa et al., 2023). Penelitian lain mengenai penambahan material GNP juga dilakukan untuk meningkatkan sifat mekanik sensor (J. Tao et al., 2019).

Dari beberapa sumber penelitian di atas membuktikan bahwa penelitian sensor dengan penambahan komposit AuNPs dan GNP mampu menghasilkan sensor yang memiliki sensitivitas yang tinggi. Hal ini dikarenakan AuNPs memiliki kemampuan transfer elektron yang baik sehingga memungkinkan peningkatan kemampuan sensor. Sedangkan GNP memiliki performa konduktivitas yang baik dan memungkinkan peningkatan stabilitas dan kemampuan sensor pada tekanan yang kecil maupun tekanan yang besar.

Dalam penelitian ini dilakukan pembuatan sensor piezoelektrik dengan fabrikasi yang mudah dan menggunakan bahan-bahan yang terbiodegradasi. Melakukan pembuatan film piezoelektrik dengan menumbuhkan kristal glisin pada kitosan dan didoping dengan material AuNPs dan F-GNP untuk meningkatkan respon piezoelektrik, dimana dalam pembuatan larutan kitosan dicampurkan dengan material AuNPs dan F-GNP, kemudian menambahkan material glisin dan dikeringkan pada suhu ruang sehingga terbentuk kristal pada film yang fleksibel. Pembuatan sensor juga dilakukan dengan memberikan modifikasi model lapisan sensor, dimana pembuatan sensor dengan memberikan struktur multilayer mampu menghasilkan sensor dengan sensitivitas tinggi (L. Q. Tao et al., 2017; Xiao et al., 2021). Selain itu pemberian modifikasi elektroda juga dapat memberikan peningkatan respon dari sensor (Mariello et al., 2021).

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang ada, didapat rumusan masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana merancang dan membuat sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP?
2. Bagaimana karakteristik sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP?
3. Bagaimana data hasil pengukuran sensitivitas sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP?

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang dan membuat sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP.
2. Mengkarakterisasi sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP.
3. Menganalisis data hasil pengukuran sensitivitas sensor piezoelektrik berbasis bahan biodegradabel kitosan-glisin yang didoping dengan AuNPs dan F-GNP.

1.4. Manfaat Penelitian

Manfaat pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Peningkatan sensitivitas sensor: penggunaan bahan AuNPs dan F-GNP dalam sensor tekanan piezoelektrik dapat meningkatkan sensitivitas sensor. Hal ini dapat memungkinkan deteksi yang lebih akurat terhadap perubahan-perubahan kecil dalam tekanan, seperti pada denyut nadi, tekanan jari, dan tekukan jari.
2. Aplikasi pada Kesehatan: sensor ini dapat diterapkan secara langsung untuk memonitor denyut nadi dan tekanan jari, memberikan informasi vital yang penting dalam pemantauan kesehatan secara real-time. Ini dapat membantu dalam diagnosis dini dan manajemen kondisi medis tertentu.
3. Keberlanjutan lingkungan: penggunaan bahan biodegradabel mengurangi dampak lingkungan dari sensor tersebut setelah digunakan. Ini konsisten dengan prinsip keberlanjutan yang semakin penting dalam pengembangan teknologi medis modern.
4. Pemantauan stimulus tubuh: sensor ini juga dapat digunakan untuk memantau stimulus tubuh manusia secara luas. Ini mencakup aplikasi dalam penelitian ilmiah, pemantauan olahraga, dan pemantauan kondisi kesehatan secara umum.
5. Inovasi dalam teknologi sensor: penelitian ini dapat mendorong inovasi dalam teknologi sensor, membuka jalan bagi pengembangan sensor-sensor biodegradabel lainnya yang dapat digunakan dalam berbagai aplikasi biomedis dan non-biomedis.

BAB II

METODE PENELITIAN

2.1. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan dari bulan Agustus 2023 – Februari 2024 bertempat di Laboratorium Elektronika dan Preparasi Badan Riset dan Inovasi Nasional Bandung-Cisitu.

2.2. Alat dan bahan

2.2.1. Alat

1. Batang AS *shaft stainless stell*
2. Botol sampel
3. *Capton tape*
4. Cawan petri 60 mm
5. *Copper tape*
6. Corong
7. Dektak-XT Profilometer
8. Dudukan *shaft (Double Bearing)*
9. Erlenmenyer 100 ml
10. Gelas kimia 30 ml dan 100 ml
11. Gelas ukur 10 ml dan 25 ml
12. Kabel jumper
13. Kabel aligator
14. Kertas saring
15. Labu takar 10 ml
16. LCR meter
17. *Magnetic bar*
18. *Magnetic stirrer*
19. *Microwave*
20. Mikropipet 10-100 μL
21. Mikroskop optik
22. Motor DC
23. Osiloskop
24. Oven vakum
25. Papan MDF
26. Pipet tetes
27. *Pulley plastic 42 mm*
28. SEM (*Scanning Electron Microscope*)
29. *Screen Elektroda*
30. *Screen Printing*
31. *Sonicator*
32. Spatula
33. Timbangan analit
34. *Variable PWM Motor speed*

35. *Voltmeter agilent*
36. *XRD (X-Ray Diffraction)*

2.2.2. Bahan

1. *Aquadesh*
2. *Asetic Acid* (CH_3COOH)
3. *Chitosan* ($\text{C}_6\text{H}_{11}\text{NO}_4$) n
4. *Chloroauric Acid* (HAuCl_4)
5. *Glycine* ($\text{C}_2\text{H}_5\text{NO}_2$)
6. *Graphene Nanoplatelets* (GNP)
7. *Nitric Acid* (HNO_3)
8. *PBS (Saline buffer fosfat)*
9. *Silver paste*
10. *Substrate PTFE (Politetrafluoroetilena)*
11. *Sulfuric Acid* (H_2SO_4)
12. *Thinner*
13. *White dielectric paste*

2.3. Prosedur Penelitian

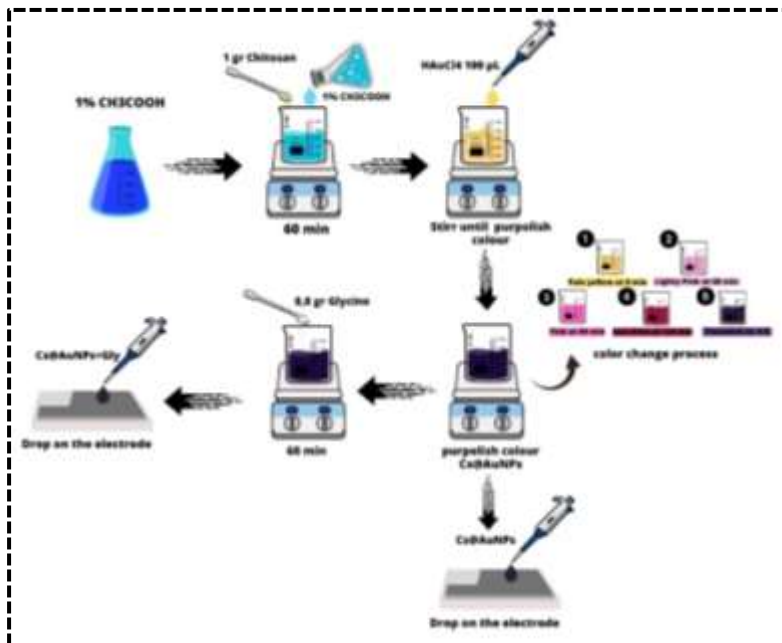
2.3.1. Preparasi Material

2.3.1.1. Preparasi Cs+Gly

Larutan kitosan dengan berat 1 wt% dibuat dengan mencampur bubuk kitosan dengan larutan asam asetat 1% v/v, rasio antara glisin dan kitosan yang digunakan adalah 0,8:1 w/w dan mencampur glisin dan kitosan dengan cara diaduk. Glisin dan kitosan yang telah tercampur dengan baik ditetaskan diatas elektroda dengan menggunakan mikropipet kemudian dikeringkan dalam suhu kamar dengan penguapan selama 24 jam (Hosseini et al., 2020b).

2.3.1.2. Preparasi Cs@AuNPs+Gly dan Cs@AuNPs

Sebanyak 1% wt kitosan dilarutkan dalam asam asetat 2% (yang dicampur dengan *magnetic stirrer* selama satu jam pada suhu ruang dengan kecepatan 500 rpm. Setelah kitosan tercampur rata, larutan kitosan sebanyak 6 ml dicampurkan dengan 100 μl HAuCl_4 0,1 M dengan menggunakan *magnetic stirrer* selama kurang lebih 4 jam hingga larutan berwarna purpolish pada suhu 65° C dengan kecepatan 500 rpm. Larutan Cs@AuNPs dicampurkan dengan glisin sebanyak 0,048 w menggunakan *magnetic stirrer selama* 60 menit pada suhu ruang dengan kecepatan 500 rpm hingga larutan homogen. Larutan Cs@AuNPs/Gly dan Cs@AuNPs kemudian ditetaskan diatas elektroda Ag menggunakan mikropipet dengan jumlah larutan 100 μl dan dikeringkan pada suhu ruang selama 24 jam. Ilustrasi pembuatan film Cs@AuNPs+Gly terdapat pada **Gambar 2**.

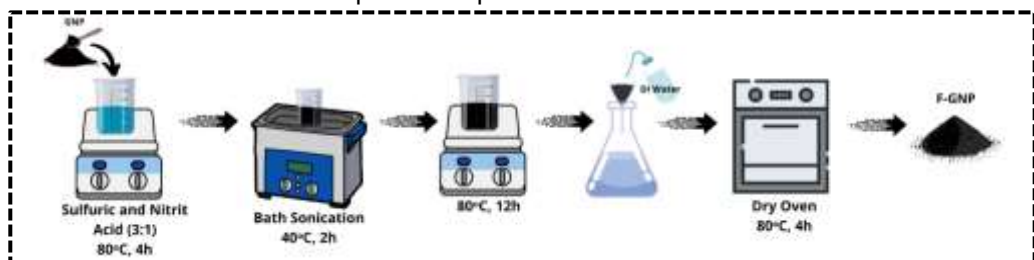


Gambar 2. Ilustrasi pembuatan film Cs@AuNPs+Gly

2.3.1.3. Preparasi Cs@F-GNP+Gly dan Cs@F-GNP

2.3.1.3.1. Sintesis F-GNP

Menyiapkan larutan asam sulfat dan asam nitrat dengan perbandingan 3:1 v/v, setelah larutan homogen GNP sebanyak 0,03 w ditambahkan pada larutan dan diaduk dengan *magnetic stirrer* selama 4 jam pada suhu 80°C dengan kecepatan 400 rpm. Larutan kemudian disonikasi selama 2 jam pada suhu 40°C, setelah itu larutan diaduk lagi dengan menggunakan *magnetic stirrer* selama 12 jam pada suhu 80°C. Larutan yang telah tercampur kemudian difilterisasi dengan kertas saring dan dicuci dengan air deionisasi, bubuk GNP yang telah dibersihkan selanjutnya dikeringkan dengan oven vacum pada suhu 80°C selama 4 jam 18. Proses sintesis F-GNP dapat dilihat pada **Gambar 3**.

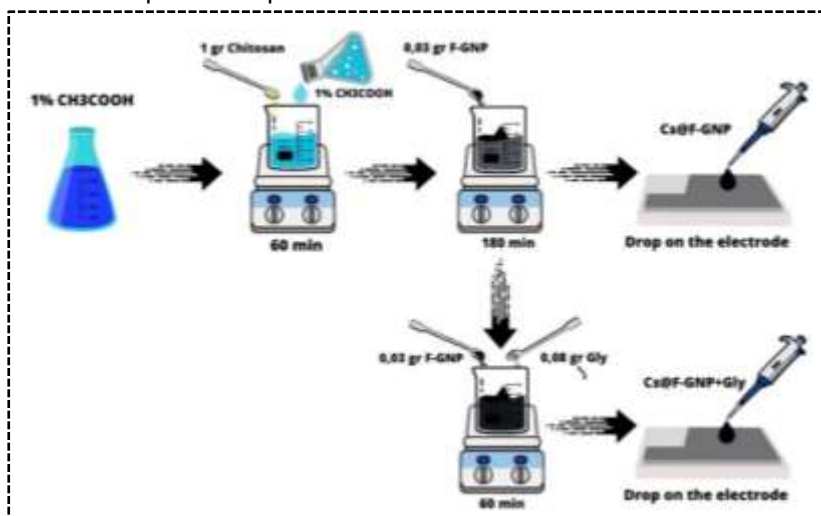


Gambar 3. Sintesis F-GNP

2.3.1.3.2. Preparasi Cs@F-GNP+Gly dan Cs@F-GNP

Larutan kitosan dibuat dengan melarutkan 1% wt bubuk kitosan dalam larutan asam asetat 1% v/v, larutan dicampurkan dengan menggunakan magnertik stirrer selama 1 jam dengan kecepatan 500 rpm pada suhu ruang, larutan kitosan

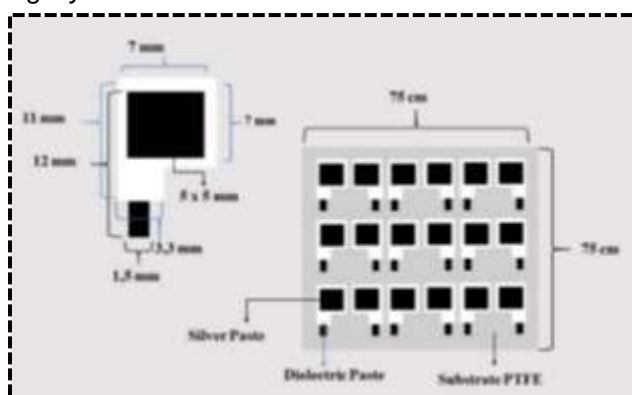
sebanyak 10 ml dicampurkan dengan F-GNP 0,03 w dengan menggunakan *magnetic stirrer* selama 4 jam pada suhu ruang. Larutan Cs@F-GNP kemudian ditambahkan glisin sebanyak 0,08 w dan diaduk selama 60 menit untuk larutan Cs@F-GNP+Gly. Masing masing larutan kemudian diteteskan diatas elektroda dengan mikropipet dengan jumlah larutan yang berbeda (50 μ l, 75 μ l dan 100 μ l) dan dikeringkan pada suhu ruang selama 24 jam. Preparasi Cs@F-GNP+Gly dan Cs@F-GNP dapat dilihat pada **Gambar 4** berikut.



Gambar 4. Preparasi Cs@F-GNP+Gly dan Cs@F-GNP

2.3.2. Pembuatan Elektroda Ag (Perak)

Pembuatan elektroda dilakukan dengan menggunakan alat *screen printing* dengan menggunakan pola seperti **Gambar 5**, elektroda yang telah tercetak kemudian dikeringkan pada oven dengan suhu 130°C selama 30 menit. Setelah dikeringkan elektroda kemudian dienkapsulasi dengan menggunakan *white dielectric paste* yang kemudian dikeringkan pada oven dengan suhu 130°C selama 30 menit, penambahan lapisan enkapsulasi ini agar mempermudah drop sampel *sensing layer* di atas elektroda.

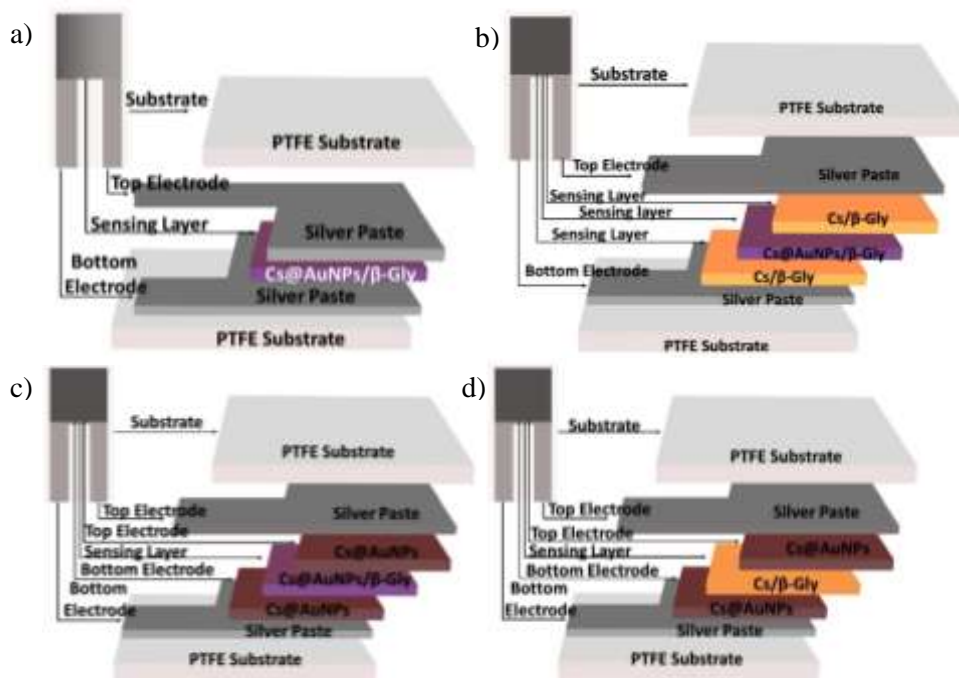


Gambar 5. Pola elektroda sensor

2.3.3. Fabrikasi Sensor

2.3.3.1. Fabrikasi Sensor (AuNPs)

Pembuatan sensor yang didoping dengan AuNPs dilakukan dengan tiga pemodelan sensor, pembuatan sensor pertama menggunakan lapisan tunggal yaitu lapisan film Cs@AuNPs+Gly. Untuk pemodelan yang kedua dilakukan dengan memodifikasi lapisan dengan menambahkan lapisan Cs+Gly yang mengapit lapisan Cs@AuNPs+Gly pada bagian atas dan bawah film. Pemodelan sensor yang ketiga dilakukan dengan menambahkan lapisan elektroda dengan film Cs@AuNPs pada masing-masing bagian atas dan bawah elektroda yang mengpit sensing film (Cs@AuNPs+Gly). Pemodelan sensor yang keempat dilakukan dengan menambahkan lapisan film Cs@AuNPs pada elektroda atas dan bawah yang mengapit sensing film (Cs/Gly). Ilustrasi penyusunan sensor dapat dilihat pada **Gambar 6** di bawah ini:

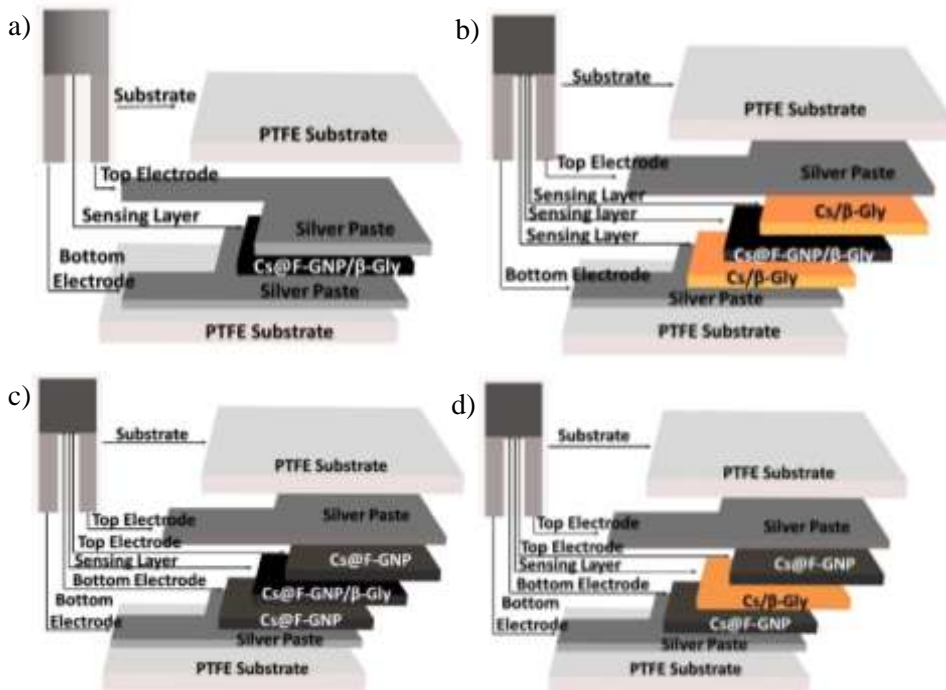


Gambar 6. Pemodelan sensor a) Doping AuNPs, b) Modifikasi *sensing layer*, c) modifikasi elektroda pada *sensing layer* (Cs@AuNPs+Gly), d) modifikasi elektroda pada *sensing layer* (Cs/Gly)

2.3.3.2. Fabrikasi Sensor (F-GNP)

Pembuatan sensor yang didoping dengan F-GNP dilakukan dengan tiga pemodelan sensor, pembuatan sensor pertama menggunakan lapisan tunggal yaitu lapisan film Cs@F-GNP+Gly. Untuk pemodelan yang kedua dilakukan dengan memodifikasi lapisan dengan menambahkan lapisan Cs+Gly yang mengapit lapisan Cs@F-GNP+Gly pada bagian atas dan bawah film. Pemodelan

sensor yang ketiga dilakukan dengan menambahkan lapisan elektroda dengan film Cs@F-GNP pada masing-masing bagian atas dan bawah elektroda yang mengapit sensing film (Cs@F-GNP+Gly), Pemodelan sensor yang keempat dilakukan dengan menambahkan lapisan film Cs@F-GNP pada elektroda atas dan bawah yang mengapit sensing film (Cs/Gly). Ilustrasi penyusunan sensor dapat dilihat pada **Gambar 7** di bawah ini:



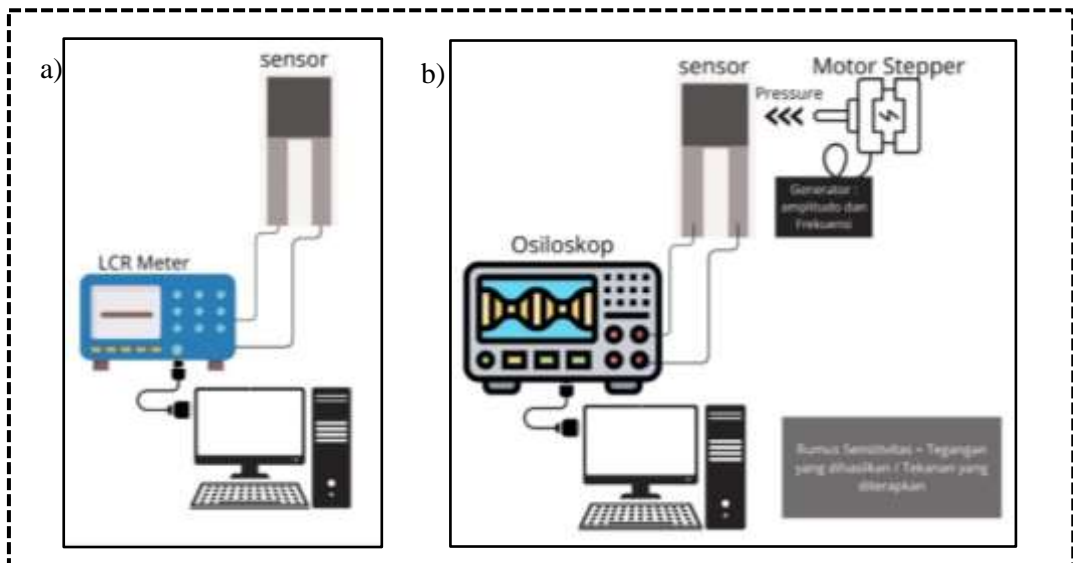
Gambar 7. Pemodelan sensor a) Doping F-GNP, b) Modifikasi *layer* dan c) modifikasi elektroda pada *sensing layer* (Cs@F-GNP+Gly), d) modifikasi elektroda pada *sensing layer* (Cs/Gly)

2.4. Karakterisasi Sensor

Karakterisasi film Gly/Cs dilakukan dengan menyelidiki morfologi dari film dengan menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM) dan untuk mengidentifikasi fase kristal dalam material kitosan digunakan uji difraksi sinar-X (XRD) sedangkan untuk struktur mikro glisin di dalam film kitosan dan penampang film komposit glisin/kitosan dievaluasi dengan menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM), kemudian ketebalan film glisin/kitosan diukur dengan menggunakan profilometer sedangkan sifat dielektrik film kitosan/glisin diukur dengan LCR meter.

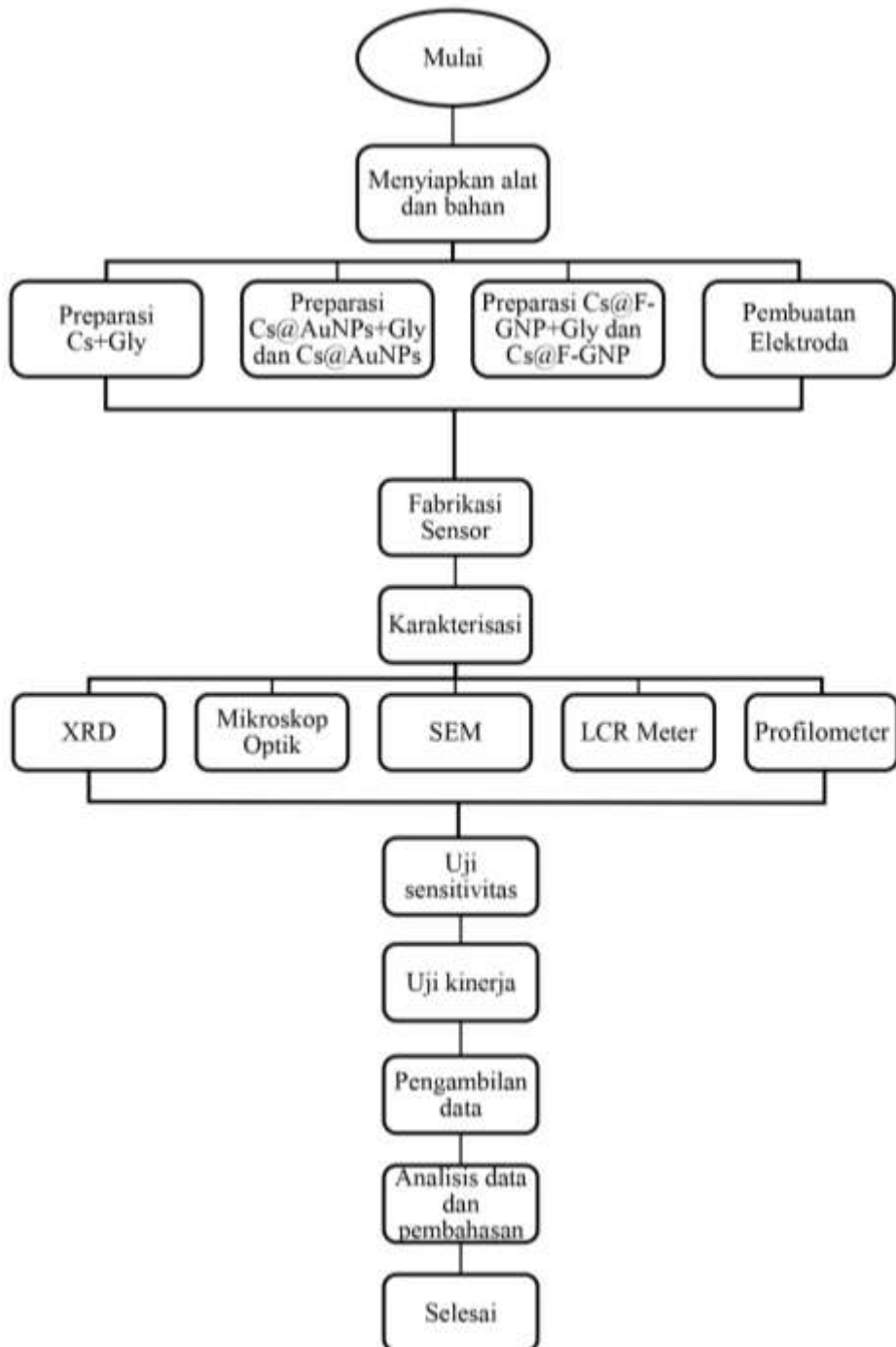
Pengujian sensitivitas dilakukan dengan menggunakan Elektrometer yang secara berkala menghasilkan tegangan dan muatan listrik setelah diberikan tekanan dari luar tegangan keluaran yang dihasilkan di bawah tekanan yang diterapkan pada sensor. Kemudian diukur menggunakan osiloskop, perhitungan

sensitivitas sensor dihasilkan dengan menghitung perbandingan tegangan yang dihasilkan dengan tekanan yang diterapkan (MV/kPa). Selanjutnya untuk pengujian aplikasi dilakukan dengan memberikan tekanan manual pada jari, detak nadi dan tekukan pada jari dengan tegangan output diukur dengan osiloskop. Adapun desain pengujian sensor dapat dilihat pada **Gambar 8** berikut.



Gambar 8. Pengujian sensor. a) Pengambilan data dengan LCR meter, b) Pengujian sensitivitas sensor.

2.5. Alur Penelitian



Gambar 9. Diagram alir penelitian