

Prototype Elektroda Fleksibel Berbasis Nanokomposit ZnO/PVA

1st Santika Ratnaduhita

Fakultas Teknik Elektro
Universitas Telkom
Bandung, Indonesia

santikard@student.telkomuniversity.ac.id

2nd Abrar

Fakultas Teknik Elektro
Universitas Telkom
Bandung, Indonesia

abrselah@telkomuniversity.ac.id

3rd Damar Adika Rastri

Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Bandung
Bandung, Indonesia

damarrastri@gmail.com

Abstrak — EMG (*Electromyography*) merupakan metode perekaman sinyal yang dihasilkan oleh otot-otot tubuh manusia dengan menggunakan alat perekam. Alat perekam tersebut biasa disebut dengan *electromyograph* sedangkan untuk hasil perekaman dari alat tersebut adalah *electromyogram*. Pengembangan elektroda dalam perangkat EMG perlu diperlukan untuk meningkatkan kualitas hasil pengukuran dan meningkatkan kenyamanan bagi pengguna dalam proses penggunaannya. Pengembangan yang ingin dicetuskan adalah membuat elektroda fleksibel untuk pengukuran sinyal biopotensial pada perangkat EMG sebagai pengganti elektroda komersial yang biasa digunakan dengan bahan Ag/AgCl. Dengan mempertimbangkan efek samping penggunaan elektroda EMG yang berbentuk gel dalam pengukuran jangka panjang, maka bentuk elektroda fleksibel yang akan dikembangkan adalah *thin film* dengan bahan nanokomposit ZnO/PVA. Hasil elektroda fleksibel yang telah difabrikasi menghasilkan nilai konduktivitas dengan angka tertinggi yaitu sebesar 154.107 S/m dan nilai SNR tertinggi sebesar 20,667 dB, nilai tertinggi ini didapat dari hasil penambahan *graphene* sebanyak 5% wt yang membuktikan bahwa semakin banyaknya konsentrasi *graphene* yang dipakai maka semakin bagus pula elektroda fleksibel yang dihasilkan.

Kata kunci— ZnO/PVA, *Graphene*, elektroda, EMG

I. PENDAHULUAN

EMG (*Electromyography*) merupakan metode perekaman sinyal yang dihasilkan oleh otot-otot tubuh manusia dengan menggunakan alat perekam. Alat perekam tersebut biasa disebut dengan *electromyograph* sedangkan untuk hasil perekaman dari alat tersebut adalah *electromyogram*. Sinyal yang terekam pada EMG dapat dimanfaatkan untuk berbagai jenis keperluan, misalnya digunakan untuk mendiagnosis penyakit atau gangguan yang berhubungan saraf dan otot, ataupun aplikasi dalam bidang olahraga [1].

Sinyal listrik atau sinyal biopotensial yang terekam dari alat *electromyograph* berasal dari aktivitas listrik yang ditimbulkan oleh sel-sel saraf pada saat otot yang sedang berkontraksi maupun berelaksasi. Sinyal biopotensial tersebut berasal dari adanya sinyal fisiologis yang berkumpul dan dibawa oleh sel-sel saraf motorik menuju serabut-serabut otot. Sel-sel saraf motorik pada tubuh berfungsi untuk

mengantarkan rangsangan berupa lonjakan listrik (impuls) dari sumsum tulang belakang sampai pada bagian neuron yang berhubungan langsung dengan saraf otot.

Pada pengukuran sinyal biopotensial dari perangkat EMG menggunakan elektroda yang beredar di pasaran, menggunakan elektroda jenis kering dan basah. Menurut Saude dan Morshed, penggunaan elektroda kering memiliki kekurangan untuk menghasilkan sinyal *noise* yang tinggi pada proses pengukurannya [2]. Sedangkan, pada elektroda basah diperlukan gel elektrolit untuk mengukur sinyal biopotensial. Gel elektrolit yang ditambahkan ke permukaan kulit tersebut dapat menyebabkan beberapa gangguan kulit, seperti iritasi, peradangan, dan alergi. Elektroda yang digunakan pada alat EMG saat ini adalah berbahan logam Ag/AgCl konduktif yang bersifat keras dan padat sehingga menimbulkan ketidaknyamanan pada pengguna (pasien). Selain itu, elektroda jenis ini menyebabkan kualitas kontak yang kurang baik antara permukaan kulit dengan elektroda [3].

Pengembangan elektroda dalam perangkat EMG perlu diperlukan untuk meningkatkan kualitas hasil pengukuran dan meningkatkan kenyamanan bagi pengguna dalam proses penggunaannya. Pengembangan yang ingin dicetuskan adalah membuat elektroda fleksibel untuk pengukuran sinyal biopotensial pada perangkat EMG sebagai pengganti elektroda komersial yang biasa digunakan dengan bahan Ag/AgCl. Pengembangan ini diperlukan karena pada pengambilan data sinyal biopotensial, elektroda fleksibel dapat mengikuti kontur tubuh sehingga kontak elektroda akan lebih baik dan dapat memperbaiki hasil *signal to noise ratio* (SNR) dengan meningkatkan perpindahan ion dari permukaan kulit ke elektroda. Selain itu, elektroda fleksibel akan lebih nyaman digunakan dalam jangka waktu yang lebih panjang.

Pemilihan nanofiller yang tepat dan kompatibilitasnya dengan polimer merupakan salah satu parameter dasar untuk meningkatkan sifat nanokomposit. Berbagai jenis struktur nano, seperti *metal oxide*, *carbon nanotube*, dan silikat berlapis cocok untuk pembuatan nanokomposit [4]. *Metal oxide* termasuk dalam kategori nanopartikel semikonduktor, salah satunya ZnO [5]. ZnO merupakan bahan semikonduktor yang berguna dengan berbagai aplikasi, seperti dalam pigmen, pengisi aditif,

antimikroba dan antijamur polimer, *sunscreen*, dan salep medis. Polimer sintetik adalah matriks dasar terbaik untuk persiapan dan desain komposit dari dua kategori alami dan sintetik. PVA ($\text{CH}_2\text{CH}(\text{OH})$) sebagai polimer semi-kristal, tidak beracun, larut dalam air, biodegradable dan biokompatibel dikonversi dari polivinil asetat. Sebagai pemindah udara dan air yang sangat baik, polimer berbiaya rendah ini akan menjadi pilihan yang layak untuk produksi beragam komposit.

Dengan mempertimbangkan efek samping penggunaan elektroda EMG yang berbentuk gel dalam pengukuran jangka panjang, maka bentuk elektroda fleksibel yang akan dikembangkan adalah *thin film*. Thin film memiliki fitur dan kelebihan, seperti stabilitas suhu, presisi tinggi, stabilitas jangka panjang, minimal defect yang menyebabkan low noise, dan sebagainya [6]. Berdasarkan spesifikasi tersebut, maka akan dikembangkan elektroda fleksibel berupa thin film dengan bahan nanokomposit ZnO/PVA.

II. MATERIAL DAN METODOLOGI

A. Sintesis ZnO/PVA/Graphene

Proses pembuatan elektroda fleksibel berbasis ZnO/PVA dengan doping *graphene* dibuat dengan proses sintesis dengan metode *casting*. Proses awal yang harus dilakukan adalah pemilihan material yang akan digunakan, yaitu ZnO (*Zinc Oxide*) dengan bentuk *nanopowder* yang berukuran kurang dari 100 nm dan PVA (87-90% *hydrolyzed*) dari *Sigma-Aldrich*. Serta doping *nanopowder graphene* dengan bentuk *multilayer flakes*.

ZnO *nanopowder* dengan massa 0.1 gram dan PVA (*Polivinyl Alcohol*) dengan massa 1.5 gram masing-masing dilarutkan dalam 10 ml aquades menggunakan *hot plate stirrer* dan diaduk menggunakan *magnet stirrer* pada suhu 80°C selama 30 menit. Kemudian kedua larutan tersebut dicampurkan dengan menggunakan metode yang sama. Setelah diaduk merata, ditambahkan *graphene* sesuai dengan massa yang telah ditentukan dan diaduk pada suhu 80°C selama 60 menit. Adapun telah ditentukan tiga jenis konsentrasi doping yang akan digunakan adalah 1.5 ; 2.5 ; dan 5 %wt yang mana secara berurutan massa *graphene*-nya adalah 0.32 ; 0.54 ; dan 1.09 gram. Setelah itu larutan nanokomposit ZnO/PVA/*Graphene* tersebut dituangkan ke dalam *petri dish* berbahan plastik dengan ukuran diameternya 6 cm. Terakhir adalah proses pengeringan pada suhu ruang selama kurang lebih 4-5 hari.



GAMBAR 1.
Sintesis ZnO/PVA



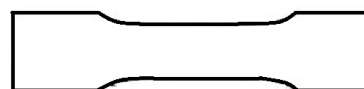
GAMBAR 2.
Sintesis ZnO/PVA/Graphene

B. Karakterisasi Sifat Mekanik Thin Film

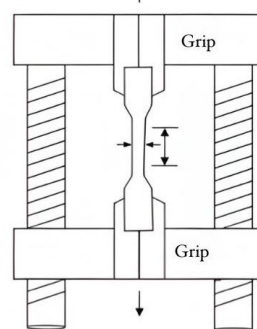


GAMBAR 3.
Penguujian Tensile Test

Dengan adanya penambahan *graphene* pada elektroda nanokomposit film ZnO/PVA, kekakuan film dapat meningkat [7]. Sehingga diperlukan uji tarik untuk mendapatkan nilai *modulus young* yang mengindikasikan kekakuan film. Semakin besar nilainya maka semakin kaku film tersebut. Nilai tersebut diperoleh dari elastisitas maksimum sesaat sebelum film mengalami deformasi plastis saat uji tarik. Selain mendapatkan nilai *modulus young*, didapatkan pula nilai *tensile strength* yang mengindikasikan kemampuan material untuk meregang sebelum putus. Semakin besar nilai *tensile strength* maka semakin baik material tersebut dapat menahan tegangan mekanis yang lebih tinggi sebelum mengalami kegagalan (putus). Berarti material tersebut memiliki ketahanan yang baik terhadap peregangan atau deformasi sebelum akhirnya putus. Penguujian *tensile strength* ini dilakukan dengan cara menempatkan elektroda di antara dua perlengkapan “*grips*” yang menjepit elektroda. Lalu elektroda diberi gaya pada salah satu ujungnya sedangkan ujung lainnya dalam kondisi tetap.

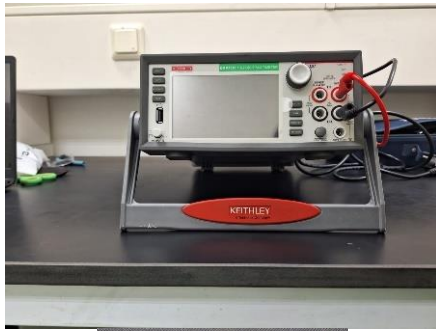


GAMBAR 4.
Bentuk Thin Film untuk Tensile Test
Gaya



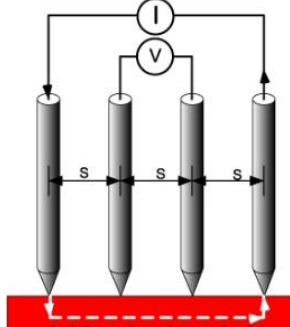
GAMBAR 5.
Bagian-Bagian Alat Uji Tarik

C. Karakterisasi Sifat Listrik Thin Film



GAMBAR 6.
Keithley DMM7510 dan Empat Probe

Karakterisasi sifat listrik dilakukan dengan menggunakan multimeter digital (Keithley DMM7510) dan generator sumber DC menggunakan metode FPP (*fourpoint probe*). FPP biasa digunakan untuk mengukur resistansi lembaran dari lapisan tipis dengan memaksa arus melalui dua *probe* luar dan membaca tegangan di dua *probe* dalam [8]. Penggunaan konfigurasi FPP ini dapat menghindari error dalam pengukuran akibat kontak resistansi antara *probe* dan sampel. Pada metode ini, diukur nilai tegangan yang dihasilkan oleh elektroda yang diberikan arus listrik tertentu. Adapun penyusunan jarak antar *probe* (*s*) sebesar 0.01 m seperti pada gambar di bawah ini.



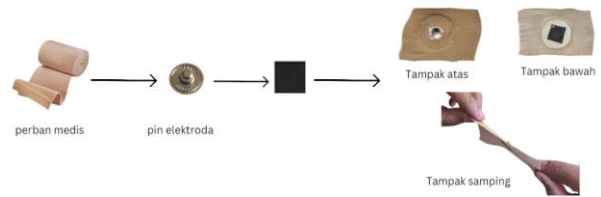
GAMBAR 7.
Mekanisme Pengukuran dengan Metode *Four-Point Probe* (FPP)
(Honsberg & Bowden, 2022)

Setelah alat selesai disiapkan dan generator sumber DC dinyalakan. Nilai sumber arus masukan yang digunakan sebesar 0,5 mA. Pengukuran dilakukan berulang hingga mendapatkan 100 data untuk masing-masing elektroda *thin film*. Data yang didapat kemudian dikalkulasikan ke dalam tabel berupa nilai rata-rata tegangan, standar deviasi, nilai tegangan maksimum dan minimum, serta nilai *peak-to-peak* dari ketiga sampel elektroda.

D. Pengaplikasian pada EMG

Setelah dilakukan karakterisasi sifat listrik, dilanjutkan dengan pengimplementasian elektroda fleksibel

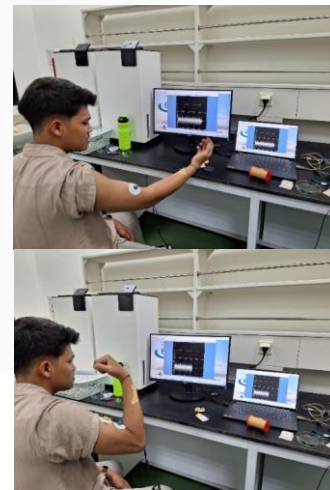
pada EMG. Tiga elektroda fleksibel yang masing-masing sudah difabrikasi dengan pin dan perban medis sesuai pada Gambar 8 kemudian dihubungkan dengan tiga pin EMG.



GAMBAR 8.
Fabrikasi Elektroda Fleksibel

Pada pengaplikasian elektroda fleksibel yang telah difabrikasi, selanjutnya digunakan dua elektroda fleksibel sebagai elektroda perekam (*active electrode*) yang ditempatkan pada otot yang akan diukur atau dilihat sinyal biopotensialnya sedangkan elektroda lainnya digunakan sebagai elektroda pengacau (*reference electrode*) yang ditempatkan pada area yang stabil atau jauh dari otot yang akan diukur sinyal biopotensialnya. Setelah dipastikan bahwa elektroda terpasang dengan aman dan terhubung pada kulit dengan baik maka perekaman sinyal biopotensial pada EMG siap dimulai. Pada layar monitor EMG dapat dilihat sinyal biopotensial yang terjadi selama otot berkontraksi maupun berelaksasi. Dalam pengujian EMG ini diatur durasi otot untuk berelaksasi maupun berkontraksi adalah 5 detik untuk 3 kali pengulangan.

Seusai perekaman data sinyal biopotensial pada EMG dilanjutkan dengan melakukan perhitungan SNR (*Signal-to-Noise Ratio*) untuk mengevaluasi kualitas sinyal EMG dan memahami sejauh mana sinyal otot dapat dibedakan dari tingkat *noise* atau interferensi yang ada. SNR dapat memberikan informasi tentang seberapa jelas dan kuat sinyal otot yang diukur dibandingkan dengan tingkat *noise* terkait.



GAMBAR 9.
Pengujian Elektroda Fleksibel pada Alat EMG saat Otot sedang Relaksasi dan Kontraksi

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

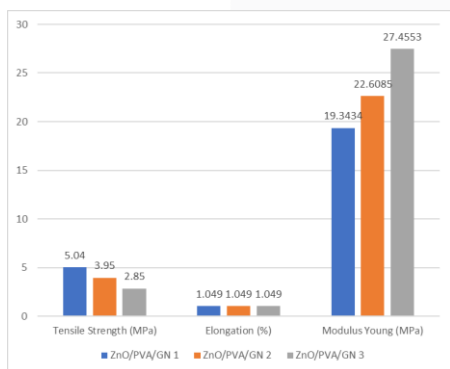
A. Sifat Mekanik

TABEL 1.
Sifat Mekanik Elektroda ZnO/PVA/Graphene

Sampel	Tensile Strength (MPa)	Elongation n (%)	Modulus Young (MPa)
--------	------------------------	------------------	---------------------

ZnO/PVA/GN 1.5% wt	3.95	1.049	27.4553
ZnO/PVA/GN 2.5% wt	5.04	1.049	19.3434
ZnO/PVA/GN 5% wt	2.85	1.049	22.6085

Hasil dari pengujian uji tarik dari elektroda EMG yang bermaterial nanokomposit ZnO/PVA ini menghasilkan nilai *modulus young* dan *tensile strength*. Nilai *modulus young* pada elektroda yang menggunakan doping *graphene* sebanyak 1.5%wt mendapatkan hasil sifat mekanik yang paling baik di antara ketiga konsentrasi yang ada, *modulus young* dengan nilai terkecil menunjukkan bahwasanya semakin elastis material tersebut dan pada elektroda dengan doping 1.5%wt didapat *modulus young* sebesar 19.343 MPa. Sedangkan pada nilai *tensile strength* yang tinggi menunjukkan semakin elastis pula material tersebut, pada konsentrasi 1.5% mendapat hasil 5.04 MPa. Hal ini dipengaruhi oleh banyaknya massa *graphene* yang digunakan dalam proses pembuatan elektroda EMG. Pada penggunaannya meskipun tidak elastis, *graphene* dapat membuat elektroda menjadi lebih kuat dan tidak mudah rusak [9]. Oleh karena itu, nilai *modulus young* akan semakin meningkat seiring dengan bertambahnya konsentrasi *graphene*. Hal tersebut dipengaruhi oleh struktur *graphene* yang hanya terdiri dari satu lapisan atom karbon [10]. Presentase elongasi tidak bertambah pada tiap konsentrasi dan pengujian, nilainya tetap di angka 1.049%. Dari grafik sifat mekanik pada Gambar 10 membuktikan bahwa material *graphene* yang ditambahkan pada nanokomposit ZnO/PVA menghasilkan *thin film* (elektroda) yang semakin kaku (keras).



GAMBAR 10. Sifat Mekanik Elektroda ZnO/PVA/GN

B. Sifat Listrik

TABEL 2.

Nomeklatur Sampel Konsentrasi Doping

Sampel	Komposisi
1	Doping 1.5% wt <i>Graphene</i>
2	Doping 2.5% wt <i>Graphene</i>
3	Doping 5% wt <i>Graphene</i>

TABEL 3.

Pengukuran Tegangan pada Sampel Elektroda Fleksibel (satuan dalam Volt)

Sampel	ZnO/PVA/GN		
	1	2	3

Jumlah Data	100	100	100
Rata-Rata	0.005960	0.005314	0.005196
Standar Deviasi	0.003396	0.001203	0.001300
Maximum	0.011606	0.008721	0.008013
Minimum	-0.000212	0.001701	-0.000538
Peak-to-peak	0.011818	0.007020	0.008551

Untuk mendapatkan nilai resistansi pada sampel digunakan persamaan 1 di bawah ini:

$$R = \frac{V}{I} \times CF1 \times CF2 \times CF3 \tag{1}$$

Di mana, R adalah resistansi sampel (Ω), V adalah tegangan yang terukur (Volt), dan I adalah arus (0.5 mA). Sedangkan CF1, CF2, dan CF3 adalah nilai *correction factor* karena pengaruh ukuran sampel, ketebalan sampel, dan suhu masing-masing pada saat pengukuran FPP dilakukan. Sehingga memiliki nilai CF1= 3,2246; CF2 = 1,000; dan CF3 = 1,0141. Nilai konduktivitas listrik pada sampel diperoleh dengan menggunakan persamaan 2 di bawah ini:

$$\sigma = \frac{1}{\rho} = 1/(R_s \times t) \tag{2}$$

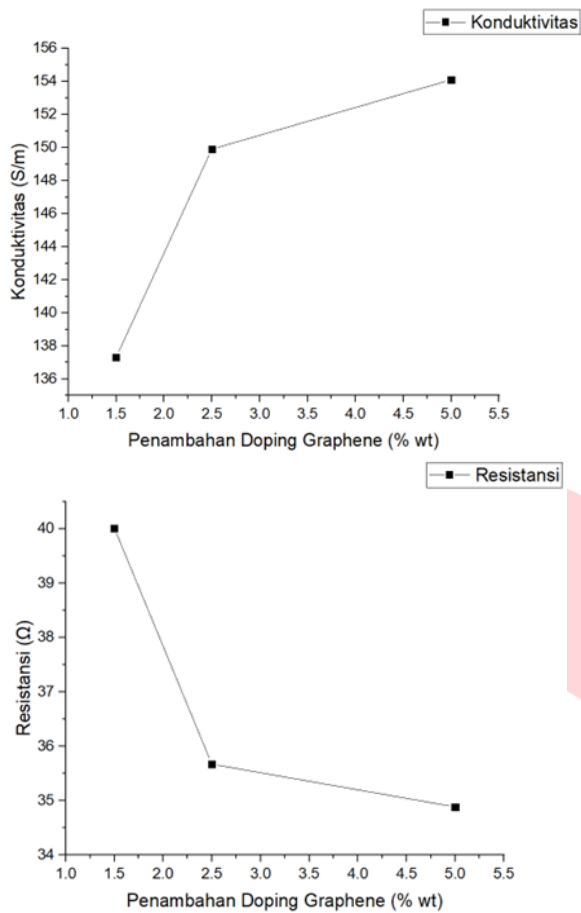
Di mana, σ adalah konduktivitas listrik elektroda (S/m), ρ adalah nilai resistivitas elektroda ($\Omega.m$), R_s adalah resistansi elektroda (Ω), dan t adalah ketebalan elektroda (m) [9]. Berikut hasil tabulasi pengukuran resistansi dan konduktivitasnya.

TABEL 4.

Resistivitas (ρ) dan Konduktivitas Listrik (σ) Elektroda Fleksibel

Sampel	ZnO/PVA/GN		
	1	2	3
Resitansi	40.013 $\Omega.m$	35.674 $\Omega.m$	34.887 $\Omega.m$
Konduktivitas	137.317 S/m	149.904 S/m	154.107 S/m

Berdasarkan hasil pengujian sifat listrik elektroda fleksibel, didapatkan nilai tertinggi konduktivitas pada penggunaan konsentrasi *graphene* sebesar 5% wt. Kenaikan nilai konduktivitas seperti ditunjukkan pada Gambar 11 yang secara bertahap sesuai dengan jumlah penambahan *graphene* yang diberikan yang juga linear dengan menurunnya nilai resistivitas yang didapatkan. Dapat ditinjau bahwasannya penambahan *graphene* pada elektroda berkontribusi pada nilai konduktivitas elektroda. Hal ini membuktikan bahwa penambahan *graphene* pada material nanokomposit ZnO/PVA untuk aplikasi EMG merupakan pemilihan *doping* yang tepat karena dinilai mampu menaikkan nilai konduktivitas dari EMG yang nantinya akan berpengaruh terhadap kualitas sinyal yang akan dihasilkan.



GAMBAR 11.

Gratik Perubahan Penambahan Doping terhadap Konduktivitas dan Resistansi

C. SNR pada EMG

TABEL 5.

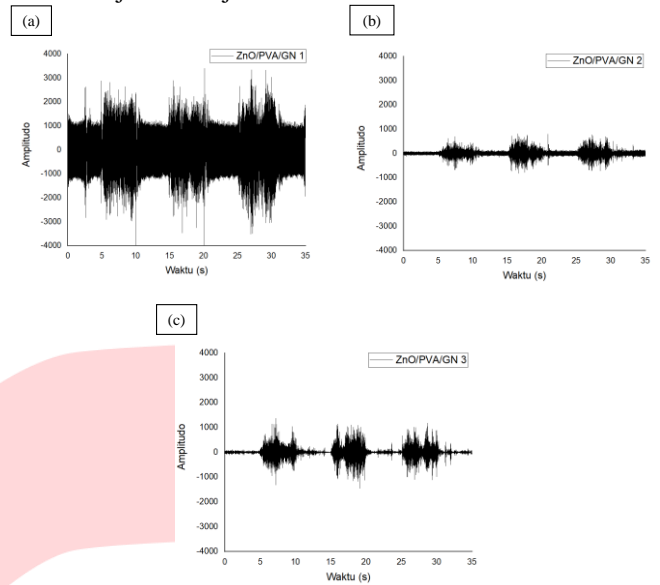
Nilai SNR dari Tiap Penambahan Doping Graphene (satuan dalam dB)

Sampel	ZnO/PVA/GN		
	1.5% wt	2.5% wt	5% wt
SNR	3,999	16,521	20,667

Pada Table 5 menunjukkan bahwa penambahan konsentrasi *graphene* juga berbanding lurus dengan kenaikan nilai SNR yang dihasilkan. Pada elektroda yang menggunakan konsentrasi *graphene* sebesar 5% wt mendapatkan nilai SNR 20.667 dB, yang mana nilai tersebut hampir mendekati nilai SNR dari elektroda konvensional yang sebesar 21.2 dB [11]. Hal ini membuktikan bahwa penambahan *graphene* sangat berpengaruh terhadap nilai SNR yang dihasilkan, yang mana terbukti bahwa *graphene* merupakan bahan doping yang mumpuni digunakan dalam bidang biomedis karena sifatnya yang biokompabilitas.

Pada penambahan doping *graphene* 1.5; 2.5; dan 5%wt dilakukan pengecekan pengaplikasian pada EMG. Berdasarkan sinyal biopotensial yang terekam dapat dilihat bahwa pada penambahan doping 1.5%wt, amplitudo *noise* yang dihasilkan berada masih tergolong tinggi di >1000. Untuk doping 2.5%wt, amplitudo *noise* yang dihasilkan <=200. Sedangkan untuk doping 5%wt, amplitudo *noise*

yang dihasilkan <200. Dari doping 1.5%wt ke 5%wt, didapatkan penurunan *noise* sebesar 80%. Dengan berkurangnya *noise* yang dihasilkan, sinyal biopotensial yang diukur menjadi lebih jelas dan akurat.



GAMBAR 12.

Sinyal Biopotensial yang Diterima Elektroda ZnO/PVA dengan *Graphene* sebesar a)1.5% wt, b) 2.5% wt dan, c) 5% wt

IV. KESIMPULAN

Berdasarkan pengujian sifat listrik dan SNR yang telah dilakukan, dapat diketahui bahwa elektroda dengan penambahan konsentrasi doping terbanyak (5% wt) mendapatkan hasil yang paling baik diantara ketiga elektroda yang telah difabrikasi, dengan hasil konduktivitas sebesar 154.107 S/m dan nilai SNR sebesar 20,667 dB. Hal ini membuktikan bahwasannya *graphene* terbukti sebagai material yang dapat meningkatkan sifat listrik (konduktivitas) dari elektroda yang telah difabrikasi. Dalam hal kekuatan, elektroda dengan konsentrasi *graphene* 5% menunjukkan sifat yang paling kuat. Dari ketiga pengujian yang telah dilakukan inilah yang mendasari terpilihnya konsentrasi *graphene* 5% wt dalam pembuatan elektroda pada variasi selanjutnya.

REFERENSI

- [1] Hesty Susanti, Electromyography (EMG), Ketika Otot Rangka Manusia Menghasilkan Listrik, Bandung, 2021.
- [2] Saude, M. A. & Morshed, B. I. Polypyrrole (PPy) Conductive Polymer Coating of Dry Patterned Vertical CNT (pvCNT) Electrode to Improve Mechanical Stability. Electrical and Computing Engineering The University of Memphis, TN, 38152, USA (2016).
- [3] dr., Savitri, Tania. Elektrokardiogram/Elektrokardiografi (EKG). Kesehatan Jantung.hellosehat.com, (2021).
- [4] Restepo, 2019, Antibacterial Nanocomposite of Poly (Lactic Acid) and ZnO Nanoparticles Stabilized with Poly(Vinyl Alcohol): Thermal and Morphological

Characterization

- [5] Baruah, 2019, Poly(p-phenylenediamine)-based nanocomposites with metal oxide nanoparticle for optoelectronic and magneto-optic application [1
- [6] Susumu International U.S.A. Features of thin film. Susumu.co.jp. 0]
- [7] U. Khan, P. May, A. O'Neill and J. N. Coleman, [1 "Development of Stiff, Strong, yet Tough Composites by The 1] Addition of Solvent Exfoliated Graphene to Polurethene," 2010.
- [8] A. A. Chlaihawi, B. B. Narakathu, S. Emamian, B. J. Bazuin and M. Z. Atashbar, "Development of Printed and Flexible Dry ECG Electrodes," Sensing and Bio-Sensing Research, 2018.
- [9] A. G. Nurlis, D. R. Adhika and Suprijanto, "Effect of Reducing Agents on The Performance of AgNPs and PANI Flexible Conductive Fabrics," Interantional Journal of Technology, 2022.
- S. A. Khan, Z. M. Zain, M. Mansoor, M. H. Mahfuz, A. Rahman, M. A. Noor Rashid and M. S. Rais, "Performance Investigation of ZnO/PVA Nanocomposite Film for Organis Solar Cell," 2021.
- Masihi, S. et al., 2021. Development of a flexible wireless ECG monitoring device with dry fabric electrodes for wearable applications. IEEE Sensors Journal.