

Pengaruh Penggunaan Penyangga dan Tanpa Penyangga pada Pengukuran Sinyal Otot Lengan Bawah

Allyfa Nadira ¹, Hendi H Rachmat²

¹Institut Teknologi Nasional Bandung

²Institut Teknologi Nasional Bandung

Email: allyfanadirah30@gmail.com

Received DD MM YYYY | Revised DD MM YYYY | Accepted DD MM YYYY

ABSTRAK

Data besaran sinyal sEMG pada gerakan otot non-disabilitas diperlukan untuk mengimplementasikan sebuah Prosthetic Arm. Pada penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbandingan posisi lengan naracoba pada saat posisi lengan bagian bawah diletakkan pada sebuah penyangga/meja dan pada saat posisi lengan bagian bawah tidak diletakkan pada penyangga/melayang. Elektroda diletakkan pada otot Flexor Carpi Ulnaris dan otot Extensor Carpi Ulnaris pada lengan bawah bagian kanan. Terdapat 3 macam gerakan yang diuji pada 4 naracoba yaitu: gerakan rileks membuka, gerakan mengepal, dan gerakan pinch jari kelingking. Untuk memperoleh sinyal Electromyogram digunakan pengkodisi sinyal berupa modul AD8232 Heart Rate Monitor dan pengolah sinyal berupa mikrokontroler Arduino. Hasil dari penelitian ini adalah sinyal sEMG dengan posisi lengan bagian bawah menggunakan penyangga memiliki nilai selisih maksimum dan minimum lebih besar dari posisi lengan bagian bawah yang tidak menggunakan penyangga/meja.

Kata kunci: Sinyal sEMG, Modul AD8232, Arduino, Prosthetic Arm, Gerakan Otot Lengan Bawah

ABSTRACT

sEMG signals data on non-disabled arm muscle movements are used as input for the implementation of prosthetic arm. This research aims to compare the position of the arm, when the forearm is placed on a cantilever/table and when the forearm is not placed on a cantilever/floating. The electrodes are placed on Flexor Carpi Ulnaris muscle and Extensor Carpi Ulnaris Muscle on the right forearm. Three kinds of movements were tested on 4 subjects: hand rest, hold in a fist, and little finger pinch movement. To obtain an sEMG signal using the AD8232 Heart Rate Monitor Module as signal conditioning circuits, and Arduino microcontroller as signal processing. The result of this research is that the sEMG signal with the forearm position using a cantilever/table has a greater difference between maximum and minimum value than the forearm position that doesn't use a cantilever/table.

Keywords: sEMG signal, AD8232 Module, Arduino, Prosthetic Arm, Forearm Muscle Movement

1. PENDAHULUAN

Pengukuran dan pembacaan aktivitas sinyal biopotensial pada otot skeletal dengan merekam aktivitas otot pada permukaan kulit disebut dengan pengukuran *Surface Electromyography* (sEMG) (**Rahayuningsih & Wibawa, 2018**). Sinyal sEMG digunakan untuk merealisasikan alat bantu lengan buatan (*prosthetic arm*) yang diperlukan oleh penyandang disabilitas ekstremitas atas (**Andrews, 2008**). Namun untuk mengukur sinyal biopotensial otot diperlukan perangkat dan metodologi pengukuran yang tepat agar sinyal biopotensial yang terekam sesuai dengan aktivitas otot yang sedang diamati.

Dalam segi perangkat EMG, sangat perlu diperhatikan dari mulai elektroda (sensor), rangkaian pengkodean sinyal maupun pemroses sinyalnya. Hal ini dikarenakan sinyal EMG memiliki amplituda sinyal yang relatif kecil. Penelitian perangkat EMG yang telah dikembangkan oleh peneliti-peneliti sebelumnya adalah menggunakan sensor *Myo Armband* (**Parlindungan & Rizaldi, 2019**) (**Muldayani, 2020**) dan ada juga yang menggunakan sensor EMG DFRobot (**Unanyan & Belov, 2021**). Namun dari segi harga sensor-sensor yang telah digunakan tersebut masih relatif mahal.

Pada tahun 2016, penelitian yang dilakukan oleh Bharat adalah melakukan alternatif pengukuran besaran otot menggunakan elektroda kulit yang dihubungkan dengan pengkondisi sinyal berupa modul AD8232 *Heart Rate Monitor*. Modul tersebut sudah mengintegrasikan semua rangkaian pengkodean sinyal untuk melakukan akuisi sinyal biopotensial. Akan tetapi, modul AD8232 ini sebenarnya diperuntukan untuk melakukan pengukuran sinyal biopotensial jantung dengan frekuensi kerja dari 0,5 Hz hingga 40 Hz, maka perlu dilakukan modifikasi pada modul AD8232 agar dapat sesuai dengan frekuensi kerja sinyal EMG yang memiliki rentang frekuensi hingga 500Hz (**Bharat, 2016**). Dengan melakukan modifikasi rentang lebar pita frekuensi modul tersebut yaitu pada bagian filter baik bagian filter LPF (*Low Pass Filter*) maupun bagian filter HPF (*High Pass Filter*), maka sinyal EMG dapat terekam dan diproses dengan baik dengan menggunakan elektroda kulit dan modul AD8232.

Akan tetapi, dalam proses pengukuran sinyal otot lengan yang telah dikembangkan oleh peneliti-peneliti tersebut tidak dijelaskan bagaimana posisi lengan naracoba saat dilakukan pengukuran. Sebagai hipotesis penelitian ini, diperkirakan bahwa posisi lengan naracoba ketika dilakukan pengukuran mempengaruhi kualitas pendeteksian dan perekaman sinyal otot lengan khususnya ketika lengan naracoba dalam posisi melayang/menganggantung tanpa penyangga dan dengan menggunakan penyangga.

Oleh karena itu, maksud dan tujuan dalam penelitian ini adalah untuk mengetahui perbandingan posisi lengan naracoba pada saat posisi lengan bagian bawah diletakkan pada sebuah penyangga/meja dan pada saat posisi lengan bagian bawah tidak diletakkan pada penyangga/melayang, di mana dalam pengujian ini dilakukan untuk 3 jenis gerakan lengan. Adapun perangkat EMG yang akan digunakan dalam pengujian ini adalah menggunakan tiga buah elektroda permukaan sebagai sensor, modul AD8232 sebagai pengkodean sinyal, lalu diolah oleh mikrokontroler Arduino. Dua dari tiga elektroda permukaan ini ditempatkan masing-masing pada dua buah otot lengan yang berbeda yaitu otot *Flexor Carpi Ulnaris* dan otot *Extensor Carpi Ulnaris*. Adapun satu elektroda lagi digunakan sebagai referensi. Hasil data output sinyal EMG berbentuk data tegangan analog yang dikonversikan menjadi data digital untuk dianalisis berdasarkan bentuk sinyal dan juga dihitung berdasarkan nilai selisih maksimum dan minimum dari sinyal EMG yang dihasilkan.

2. METODOLOGI

2.1. Perancangan Sistem

Diagram blok perancangan sistem pengukuran sinyal sEMG pada otot lengan bagian bawah dapat dilihat pada Gambar 1. Sinyal EMG diakusisi menggunakan elektroda permukaan kulit. Selanjutnya sinyal tersebut dialirkan ke modul AD8232 *Heart Rate Monitor* yang difungsikan sebagai pengkondisi sinyal untuk mengkondisikan karakteristik sinyal biopotensial tersebut agar dapat dideteksi dan diolah oleh mikrokontroler. Modul tersebut membaca sinyal *Electromyogram* yang berasal dari otot *Flexor Carpi Ulnaris* dan otot *Extensor Carpi Ulnaris* pada lengan bawah bagian kanan naracoba, di mana sinyal yang terbaca oleh modul AD8232 merupakan data analog yang akan dikirimkan ke mikrokontroler Arduino dengan sistem komunikasi serial, kemudian data tersebut dikonversi menjadi data digital. Arduino mengolah data digital tersebut sesuai dengan *listing* program, kemudian data *output* dari Arduino ditampilkan dan direkam pada laptop/PC dengan menggunakan *software* Microsoft Excel PLX-DAQ.



Gambar 1. Blok Diagram Sistem Pengukur Sinyal EMG

Selanjutnya sinyal EMG diolah menggunakan metode *Fast Fourier Transform* (FFT) pada Microsoft Excel PLX-DAQ untuk mengetahui apakah sinyal terpengaruhi oleh *noise* yang berasal dari frekuensi jala-jala 50 Hz. Data selanjutnya diolah kembali dengan menggunakan *software* MATLAB untuk proses filtrasi (meredam sinyal *Spike* dan meredam sinyal *noise* yang terpengaruhi oleh frekuensi jala-jala 50 Hz). Data yang telah melalui serangkaian filtrasi diolah kembali pada Microsoft Excel untuk dibuatkan grafik dan dianalisis.

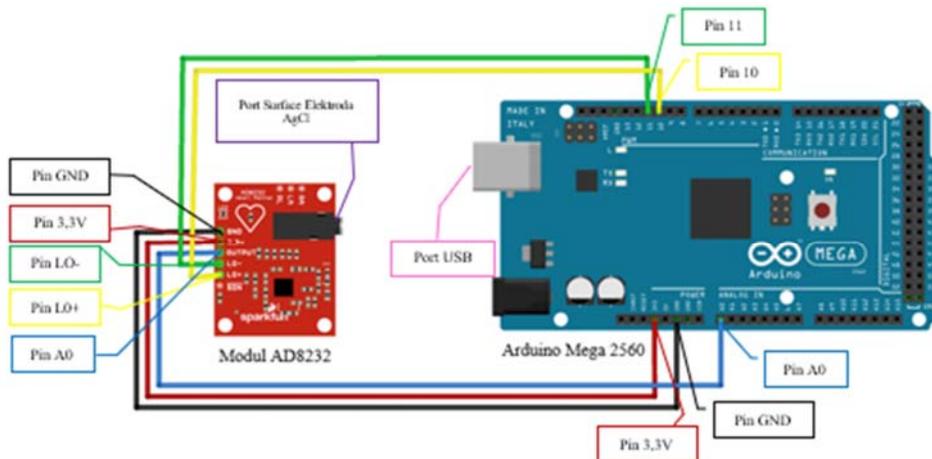
Pada Tabel 1 dapat dilihat spesifikasi perangkat keras dan jenis gerakan yang direalisasikan pada sistem ini.

Tabel 1. Spesifikasi Sistem Pengukur Sinyal EMG

No	Spesifikasi	Keterangan
1	Jenis Elektroda	<i>Surface Electrode Ag/AgCl</i>
2	Pengkodisi Sinyal	Modul AD8232 <i>Heart Rate Monitor</i>
3	Pengolahan Sinyal	Mikrokontroler Arduino
4	Jenis Gerakan	Rileks Membuka, Mengepal, <i>Pinch</i> Jari Kelingking

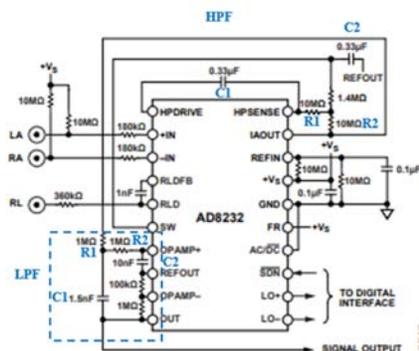
2.2. Perancangan Perangkat Keras

Dalam perancangan perangkat keras untuk pengukuran *Electromyogram* (EMG) pada besaran otot lengan bawah digunakan *Surface Electrode Ag/AgCl*, modul AD8232 *Heart Rate Monitor* dan mikrokontroler Arduino. Konektor *Surface Electrode* dihubungkan pada *port connector* 3,5mm yang berada pada modul AD8232 *Heart Rate Monitor*. Konfigurasi pin Arduino dengan modul AD8232 dapat dilihat pada Gambar 2 di bawah ini



Gambar 2. Wiring Perangkat Keras

Modul AD8232 ini mulanya digunakan untuk melakukan pengukuran sinyal biopotensial jantung (*Electrocardiogram = ECG*), di mana memiliki rentang frekuensi dari 0,5 Hz hingga 40 Hz, sedangkan frekuensi kerja sinyal EMG memiliki rentang frekuensi dari 20 Hz hingga 500 Hz. Oleh karena itu, perlu adanya modifikasi pada modul AD8232, modifikasi yang dilakukan adalah dengan mengganti nilai komponen resistor *Surface Mount Device* (SMD) dan juga kapasitor SMD pada modul AD8232. Cara mengganti nilai komponen resistor SMD dan kapasitor SMD yaitu dengan melepas komponen-komponen tersebut menggunakan solder, selanjutnya memasang komponen resistor SMD dan kapasitor SMD baru dengan nilai komponen yang sudah diperhitungkan pada modul AD8232. Pada modul AD8232 memiliki rangkaian *High Pass Filter* (HPF) Orde 2 dan *Low Pass Filter* (LPF) Orde 2 yang mana gambar skematik dapat dilihat pada Gambar 3



Gambar 3. Skematik Rangkaian High Pass Filter dan Low Pass Filter pada Modul AD8232

Berdasarkan Gambar 3, sebelum mengganti nilai komponen resistor SMD dan kapasitor SMD, terlebih dahulu menghitung nilai frekuensi *cut-off* LPF dan HPF. Untuk mendapatkan nilai frekuensi *cut-off* HPF dengan menggunakan Persamaan (1) di bawah ini

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (1)$$

Sesuai dengan frekuensi kerja sinyal EMG, frekuensi *cut-off* HPF diubah menjadi 20 Hz, maka perlu adanya perubahan nilai kapasitor dan nilai resistor, jika nilai $R_1=R_2=82K\Omega$, dan nilai

$C_1=C_2=1\mu\text{F}$ maka dengan menggunakan rumus Persamaan (1) diperoleh nilai frekuensi *cut-off* HPF sebagai berikut:

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} = \frac{10}{2\pi\sqrt{R^2 \cdot C^2}} = \frac{10}{2\pi RC} = \frac{10}{2 \times \pi \times 82 \times 10^3 \times 1 \times 10^{-6}} = 19,409 \text{ Hz}$$

Untuk mendapatkan nilai frekuensi *cut-off* LPF dengan menggunakan Persamaan (2) di bawah ini

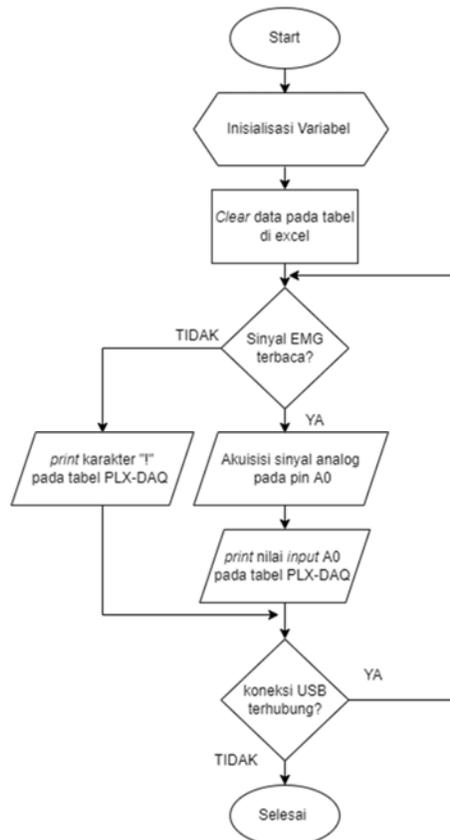
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} \quad (2)$$

Sesuai dengan frekuensi kerja sinyal EMG, frekuensi *cut-off* HPF diubah menjadi 500 Hz, maka perlu adanya perubahan nilai kapasitor dan nilai resistor jika nilai $R_1=R_2=82\text{K}\Omega$, dan $C_1=1,5\text{nF}$; $C_2=10\text{nF}$ maka dengan menggunakan rumus Persamaan (2) diperoleh nilai frekuensi *cut-off* LPF sebagai berikut:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R^2C_1C_2}} = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C_1C_2}} = \frac{1}{2\pi \times 82 \times 10^3 \sqrt{1,5 \times 10^{-9} \times 10 \times 10^{-9}}} = 501,14 \text{ Hz}$$

2.3. Perancangan Perangkat Lunak

Perancangan perangkat lunak dilakukan dengan menuliskan program pada *software* Arduino IDE, di mana *software* Arduino IDE digunakan sebagai pengolahan sinyal, akuisisi sinyal dan menampilkan data pada monitor laptop/PC. Algoritma program perancangan perangkat lunak dapat dijelaskan melalui *flowchart* pada Gambar 4 di bawah ini



Gambar 4. *Flowchart* Perangkat Lunak Arduino IDE

Output data yang dihasilkan Software Arduino akan melalui rangkaian filtrasi digital menggunakan Software MATLAB, terdapat dua tahap filtrasi yaitu tahap pertama menghilangkan sinyal Spike yang terdapat pada sinyal otot lengan dan tahap kedua menghilangkan noise yang berasal dari frekuensi jala-jala 50 Hz dengan menggunakan Band Stop Filter/Notch Filter.

2.4. Metode Pengujian

Dalam menentukan peletakan elektroda pada lengan bawah sangat berpengaruh pada nilai besaran otot sinyal, pada penelitian ini elektroda aktif ditempatkan pada otot *Flexor Carpi Ulnaris* dan otot *Extensor Carpi Ulnaris*, elektroda referensi ditempatkan pada siku lengan naracoba. Peletakan elektroda dapat dilihat pada Gambar 5 di bawah ini



Gambar 5. Peletakan Elektroda pada Lengan Kanan Bagian Bawah

Metode pengujian sinyal *Electromyogram* dilakukan dengan 2 tahap pengujian yaitu tahap pertama pengujian tanpa menggunakan penyangga di mana pengujian ini lengan tidak diletakkan pada penyangga/meja/lengan dalam posisi melayang (Gambar 6) dan tahap kedua yaitu pengujian dengan menggunakan penyangga di mana pengujian ini lengan diletakkan pada meja. Pada pengujian tanpa menggunakan penyangga, naracoba dipersilahkan duduk, dan posisi lengan bagian atas dan lengan bagian bawah naracoba membentuk sudut 90°.



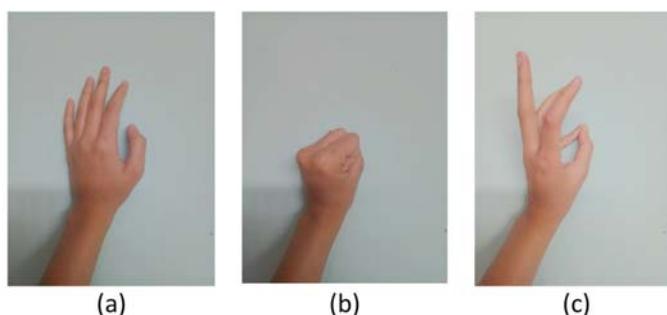
Gambar 6. Posisi Lengan Tanpa Menggunakan Penyangga

Untuk pengujian dengan menggunakan penyangga, naracoba dipersilahkan duduk dan posisi lengan diletakkan pada meja seperti yang ditunjukkan pada Gambar 7 di bawah ini



Gambar 7. Posisi Lengan Menggunakan Penyangga

Gerakan tangan yang diuji dalam pengukuran sinyal *Electromyogram* menggunakan modul AD8232, antara lain: (a) Gerakan Rileks Membuka, (b) Gerakan Mengepal, (c) Gerakan *Pinch* Jari Kelingking dengan Jari Jempol. Gerakan-gerakan tersebut dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Gerakan yang Dilakukan oleh Naracoba

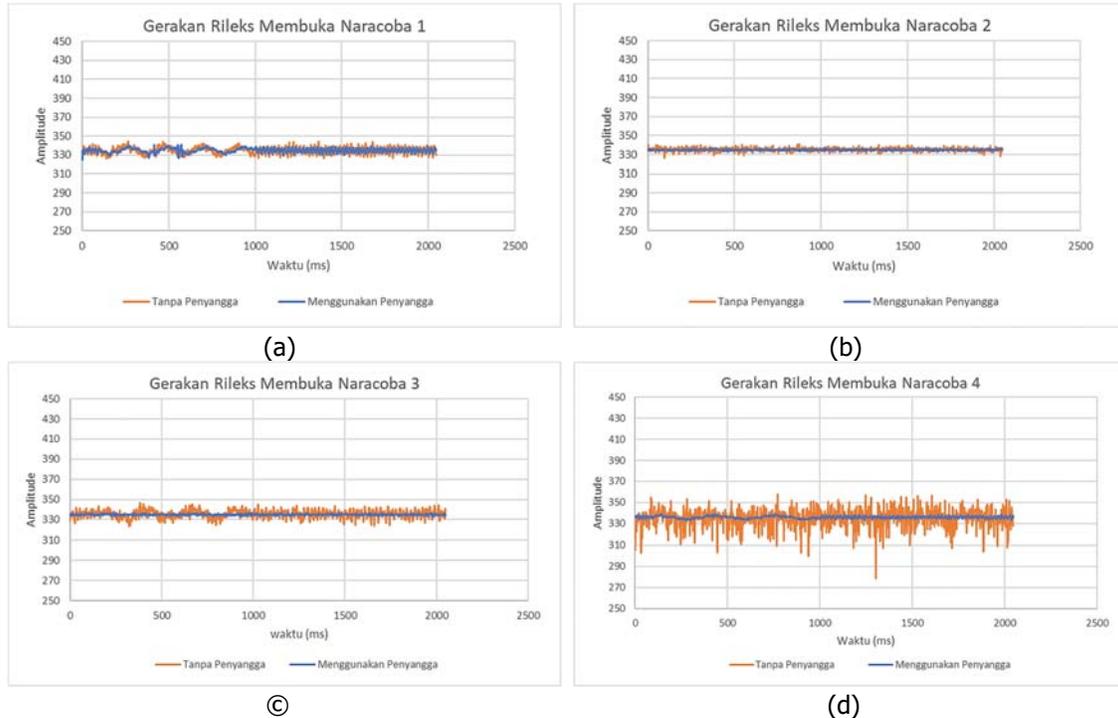
Pada metode pengujian ini gerakan dilakukan secara berurutan dimulai dari gerakan rileks membuka, lalu dilanjutkan dengan gerakan rileks-mengepal, dan rileks-*pinch* jari kelingking. Pengujian dilakukan sebanyak 5 kali dengan interval 5 detik pada setiap gerakan.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

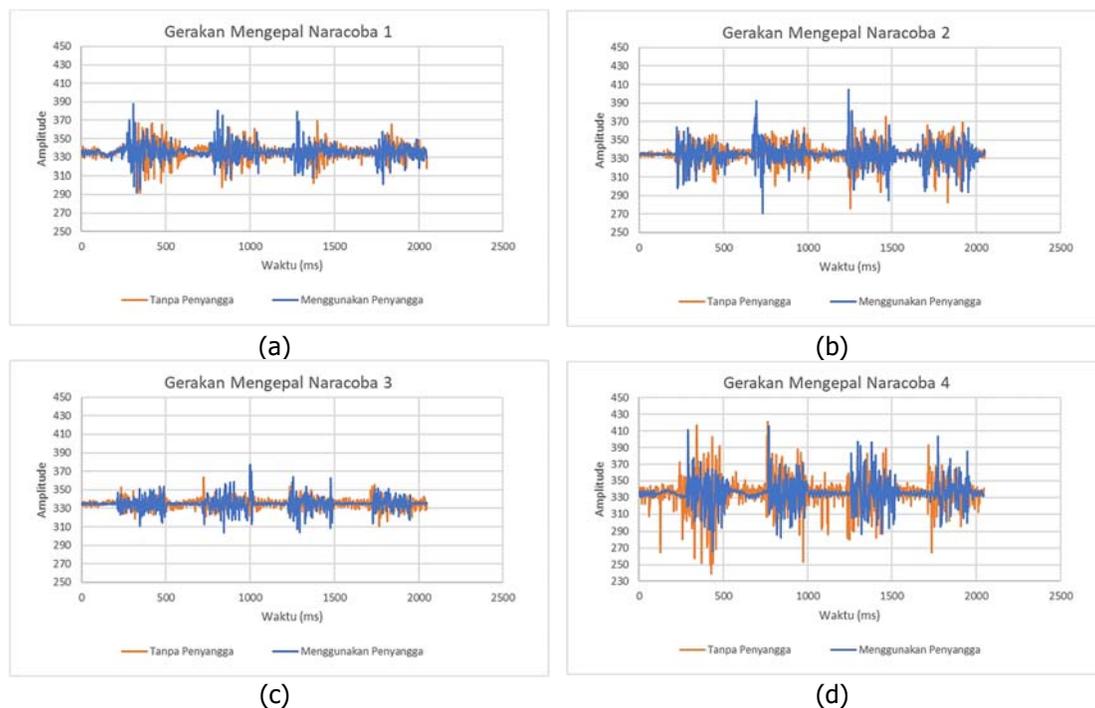
Pengambilan data dilakukan pada 4 naracoba, di mana setiap naracoba melakukan 3 gerakan. Data yang ditampilkan dalam rentang waktu 0 ms hingga 2048 ms, pemilihan rentang waktu tersebut dimaksudkan agar setiap gerakan memiliki rentang waktu yang seragam saat dianalisis. Data yang ditampilkan merupakan data sinyal *Electromyogram* yang telah melalui rangkaian filter digital pada MATLAB.

Berdasarkan Gambar 9, Gambar 10, dan Gambar 11 jika dilihat dari segi bentuk sinyal, adanya pengaruh posisi lengan menggunakan penyangga dan tanpa penyangga terhadap nilai besaran amplituda yang terukur. Nilai amplituda otot lengan tanpa menggunakan penyangga, cenderung menghasilkan bentuk sinyal yang kurang jelas, bentuk sinyal yang diperoleh pada rentang waktu 0-2048 ms seperti membentuk sinyal otot yang sedang berkontraksi. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 10-d saat pengujian berlangsung naracoba melakukan gerakan relaksasi terlebih dahulu yang berlangsung selama 5 detik lalu dilanjutkan dengan gerakan mengepal, namun jika dilihat dari bentuk sinyal pada grafik terdapat perbedaan amplituda antara lengan menggunakan penyangga dan tanpa penyangga, saat lengan naracoba tanpa

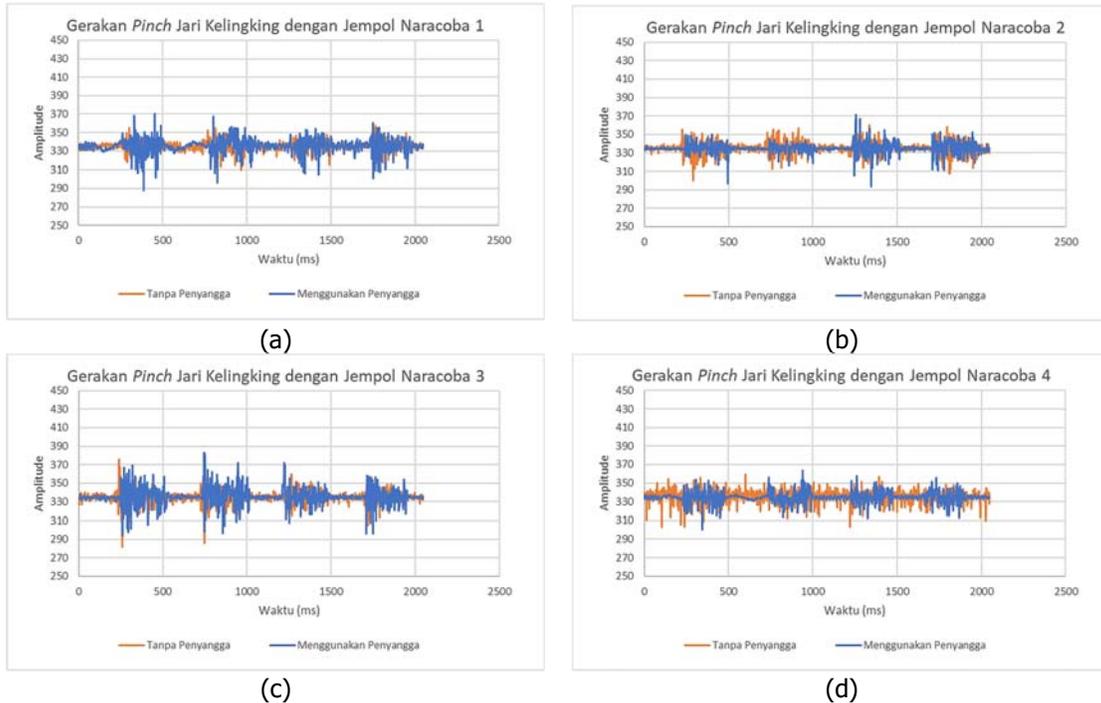
menggunakan penyangga menghasilkan amplituda yang lebih besar saat kondisi lengan relaksasi. Sehingga terlihat kurang adanya perbedaan secara signifikan di saat otot relaksasi dan kontraksi.



Gambar 9. Grafik Sinyal EMG (a) Gerakan Rileks Membuka Naracoba 1; (b) Gerakan Rileks Membuka Naracoba 2; (c) Gerakan Rileks Membuka Naracoba 3; (c) Gerakan Rileks Membuka Naracoba 4

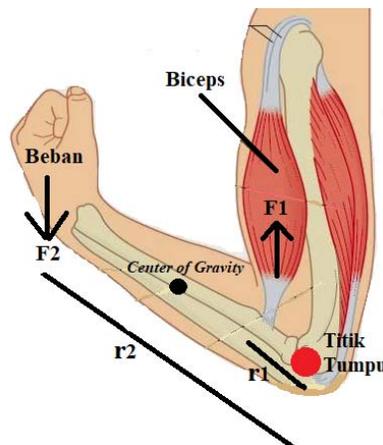


Gambar 10. Grafik Sinyal EMG (a) Gerakan Mengepal Naracoba 1; (b) Gerakan Mengepal Naracoba 2; (c) Gerakan Mengepal Naracoba 3; (c) Gerakan Mengepal Naracoba 4



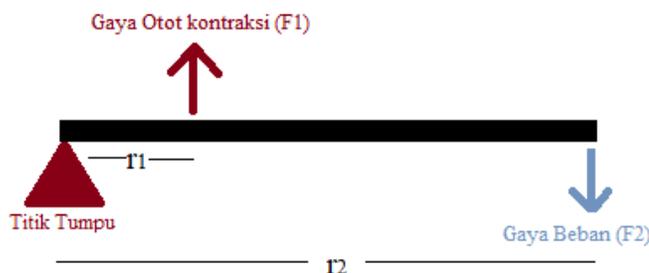
Gambar 11. Grafik Sinyal EMG (a) Gerakan *Pinch* Jari Kelingking Naracoba 1; (b) Gerakan *Pinch* Jari Kelingking Naracoba 2; (c) Gerakan *Pinch* Jari Kelingking Naracoba 3; (d) Gerakan *Pinch* Jari Kelingking Naracoba 4

Hal ini disebabkan karena adanya momen gaya (torsi) pada pengukuran otot lengan. Menurut Susanto momen gaya/Torsi (τ) adalah sebuah besaran yang menyatakan besarnya gaya yang bekerja pada sebuah benda sehingga mengakibatkan benda tersebut berotasi. Besarnya momen gaya bergantung pada gaya yang dikeluarkan serta jarak antara titik beban dan titik tumpu (Susanto, 2018). Pada saat pengukuran, posisi lengan bagian atas dan lengan bagian bawah membentuk sudut 90° , dan tidak menggunakan penyangga pada lengan bagian bawah. Ilustrasi posisi lengan dapat dilihat pada Gambar 12.



Gambar 12. Ilustrasi Posisi Lengan saat Tanpa Penyangga

Berdasarkan ilustrasi pada Gambar 12, sendi pada siku merupakan titik tumpu, r_1 merupakan jarak antara otot bicep ke titik tumpu, r_2 merupakan jarak antara titik beban ke titik tumpu atau r_2 dapat disebut lengan beban, F_1 merupakan gaya otot, dan F_2 merupakan gaya berat yang dihasilkan oleh beban, pada kasus ini beban yang dimaksud adalah lengan bagian bawah. Agar lebih mudah memahami korelasi antara momen gaya dan posisi lengan, dapat dilihat pada Gambar 13 di bawah ini



Gambar 13. Ilustrasi Momen Gaya Pada Pengungkit

Berdasarkan pada Gambar 13 disaat lengan tanpa menggunakan penyangga dan titik tumpu hanya berada pada sisi bagian kiri, akan mengakibatkan adanya gaya beban yang disebabkan oleh massa lengan, sehingga pada posisi ini berlaku Hukum Newton 3 yaitu $F_{aksi} = -F_{reaksi}$. Disaat terjadi gaya aksi berupa gaya beban pada lengan bawah, maka akan muncul gaya reaksi berupa gaya otot yang berkontraksi. Hal ini dimaksudkan untuk mempertahankan posisi lengan bawah agar tidak berotasi ke arah bawah/searah jarum jam (*clockwise*). Upaya untuk mencapai titik *Equilibrium*, di mana $\sum \tau = 0$ dan $\sum F = 0$, maka lengan bawah diletakkan pada sebuah penyangga/tumpuan agar tidak terjadi gaya beban yang dihasilkan oleh lengan bawah.

Jika dianalisis dari segi nilai ampiltudo pada masing-masing pengujian, maka perlu diketahui perbedaan amplitudo maksimum dan minimum pada setiap gerakan, di mana hasil nilai tersebut dapat dilihat pada Tabel 2 dan Tabel 3.

Tabel 2. Nilai Maksimum dan Minimum Setiap Gerakan pada Lengan Menggunakan Penyangga

Lengan Menggunakan Penyangga									
NO	Gerakan	Naracoba 1		Naracoba 2		Naracoba 3		Naracoba 4	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
1	Rileks Membuka	341	324	336	332	336	332	339	333
2	Mengepal	387	292	404	270	376	303	416	266
3	<i>Pinch</i> Kelingking	370	287	371	293	383	293	363	300

Tabel 3. Nilai Maksimum dan Minimum Setiap Gerakan pada Lengan Tanpa Menggunakan Penyangga

Tanpa Menggunakan Penyangga									
NO	Gerakan	Naracoba 1		Naracoba 2		Naracoba 3		Naracoba 4	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
1	Rileks Membuka	344	326	340	326	346	323	358	278
2	Mengepal	369	291	374	276	363	310	419	239
3	<i>Pinch</i> Kelingking	357	310	359	300	376	281	359	302

Nilai rata-rata maksimum diibaratkan sebagai nilai pada saat lengan mengalami kontraksi, dan nilai rata-rata minimum ini diibaratkan sebagai nilai pada saat lengan mengalami relaksasi. Untuk mengetahui perbedaan serta menentukan apakah lebih baik antara pengujian lengan menggunakan penyangga dan tanpa penyangga, dapat dilihat dari nilai selisih antara nilai maksimum (kontraksi) dan nilai minimumnya (relaksasi), semakin besar selisih antara kontraksi dan relaksasi maka pergerakan otot dapat dibedakan. Hasil selisih nilai maksimum dan minimum pada setiap gerakan dapat dilihat pada Tabel 4 dan Tabel 5

Tabel 4. Selisih Nilai Maksimum dan Minimum Setiap Gerakan pada Lengan Menggunakan Penyangga

NO	Gerakan	Nilai Rata-Rata <i>Maximum</i>	Nilai Rata-rata Minimum	Selisih
1	Rileks Membuka	338	330	7
2	Mengepal	396	283	113
3	<i>Pinch</i> Kelingking	372	293	78

Tabel 5. Selisih Nilai Maksimum dan Minimum Setiap Gerakan pada Lengan Tanpa Menggunakan Penyangga

NO	Gerakan	Nilai Rata-Rata <i>Maximum</i>	Nilai Rata-rata Minimum	Selisih
1	Rileks Membuka	347	313	33
2	Mengepal	381	279	102
3	<i>Pinch</i> Kelingking	363	298	64

Berdasarkan pada Tabel 4 dan Tabel 5, dapat dilihat bahwa pada pengujian lengan menggunakan penyangga dengan gerakan yang diuji adalah mengepal dan *pinch* kelingking memiliki nilai selisih rata-rata maksimum dan minimum lebih besar dari pengujian lengan tanpa menggunakan penyangga. Pada gerakan rileks membuka saat pengujian tanpa menggunakan penyangga memiliki selisih yang lebih besar dari pengujian menggunakan penyangga. Hal ini dikarenakan saat naracoba melakukan pengujian tanpa menggunakan penyangga, kondisi lengan tidak stabil/mengalami kontraksi selama pengujian berlangsung sehingga membuat nilai maksimum dari gerakan rileks membuka pada saat lengan tanpa penyangga cenderung tinggi.

4. KESIMPULAN

Posisi lengan pada saat pengukuran dengan menggunakan penyangga dan tanpa menggunakan penyangga akan mempengaruhi nilai besaran amplituda pada setiap gerakan, yang mana pada saat posisi lengan tidak menggunakan penyangga akan menghasilkan bentuk sinyal otot yang sedang berkontraksi selama pengukuran, sehingga kurang adanya perbedaan di saat otot sedang relaksasi maupun kontraksi. Perbedaan nilai maksimum dan minimum pada saat posisi lengan diletakkan pada penyangga dengan gerakan tangan mengepal menghasilkan nilai sebesar 113, dan untuk gerakan tangan *pinch* kelingking sebesar 78, sedangkan pada saat posisi lengan tidak diletakkan pada penyangga/melayang menghasilkan perbedaan nilai maksimum dan minimum pada gerakan tangan mengepal sebesar 102, dan gerakan *pinch* kelingking menghasilkan perbedaan maksimum dan minimum sebesar 64. Adapun perbedaan nilai maksimum dan minimum pada saat gerakan rileks membuka dimana lengan diletakkan pada penyangga menghasilkan nilai sebesar 7 sedangkan perbedaan nilai maksimum dan nilai minimum pada saat gerakan rileks membuka dimana lengan tidak diletakkan pada penyangga menghasilkan nilai sebesar 33. Sehingga berdasarkan penelitian ini, pengukuran dengan posisi lengan menggunakan penyangga/meja lebih baik dibandingkan pengukuran dengan posisi lengan tanpa menggunakan penyangga/melayang.

DAFTAR PUSTAKA

- Andrews, A. J. (2008). *Finger Movement Classification Using Forearm EMG Signals*. Queen's University, Department of Electrical and COmputer Engineering. Kingston, Ontario, Canada: Queen's University.
- Bharat. (2016). Hand Gesture Recognition Using sEMG.
- Muldayani, W. (2020, September). Pengenalan Pola Sinyal Electromyography (EMG) pada Gerakan Jari Tangan Kanan. *ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, 8, 593.
- Parlindungan, R., & Rizaldi, M. (2019). Identifikasi dan Klasifikasi Gestur Tangan dengan sinyal EMG. *SENER*, 243.
- Rahayuningsih, & Wibawa. (2018). Klasifikasi Bahasa Isyarat Indonesia Berbasis Sinyal EMG Menggunakan Fitur Time Domain (MAV, RMS, VAR, SSI). *Jurnal Teknik ITS*, A176.
- Susanto. (2018, Agustus 25). *Pengertian Momen Gaya (Torsi)*. Diambil kembali dari <https://docplayer.info/72051799-Pengertian-momen-gaya-torsi-momen-gaya.html>
- Unanyan, N. N., & Belov, A. A. (2021). Low- Price Prosthetic Hand Controlled by EMG Signal. *ScienceDirect IFAC PapersOnLine*, (hal. 301-302). Moscow.