

RANCANG BANGUN ELEKTROMIOGRAF UNTUK IDENTIFIKASI GERAKAN OTOT BISEP

Nurul Arrijal Fahmi

S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Negeri Surabaya, Ketintang 60231, Indonesia
Email: nurul.17050874002@mhs.unesa.ac.id

Arif Widodo, Nur Kholis, Farid Baskoro

Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Negeri Surabaya Ketintang 60231, Indonesia
Email: arifwidodo@unesa.ac.id, nurkholis@unesa.ac.id, faridbaskoro@unesa.ac.id

Abstrak

Teknologi dalam bidang elektronika medis akhir-akhir ini telah berkembang pesat, khususnya elektromiograf. Berangkat dari hal tersebut, dalam penelitian ini bertujuan untuk merancang sebuah perangkat elektromiograf dengan elektroda tempel untuk mendeteksi gerakan relaksasi dan kontraksi pada otot bisep. Dalam penelitian ini juga ditambahkan beban tambahan pada gerakan kontraksi untuk mengetahui apakah ada hubungan antara perubahan aktivitas otot dengan beban yang dibawa oleh otot tersebut. Metode perancangan penelitian ini terdiri dari gabungan beberapa rangkaian, diantaranya: rangkaian penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 11,51x sebagai penguat awal sinyal otot, kemudian rangkaian filter *high pass filter* orde dua dengan frekuensi *cutoff* sebesar 20Hz dan *low pass filter sallen-key* orde tiga dengan frekuensi *cutoff* sebesar 500Hz yang berguna untuk membatasi frekuensi sinyal otot, selanjutnya rangkaian *non-inverting amplifier* sebagai penguat terakhir sinyal otot, serta yang terakhir rangkaian *level shifter* yang berfungsi sebagai penggeser sinyal agar dapat dibaca oleh ADC mikrokontroler. Penelitian ini menghasilkan nilai pada saat gerakan relaksasi, subjek memiliki nilai V_{pp} rata-rata 0,326 V. Saat melakukan gerakan kontraksi, nilai rata-rata V_{pp} naik menjadi 0,384 V. Saat ditambahkan beban 3kg nilai rata-rata V_{pp} juga naik menjadi 0,441 V. Semakin berat beban yang dibawa berbanding lurus dengan kenaikan nilai V_{pp} dari aktivitas otot, saat melakukan gerakan kontraksi dengan beban yang lebih berat, yakni 5kg, nilai rata-rata V_{pp} meningkat menjadi 0,477 V.

Kata Kunci: Elektromiograf, Sinyal otot, Otot Bisep, Beban, *Amplifier*, Filter

Abstract

Technology in the field of medical electronics has recently developed rapidly, especially electromyograph. Based on that, this study aims to design an electromyograph device with patch electrodes to detect relaxation and contraction movements in the biceps muscle. In this study, additional load was added to the contraction movement to determine whether there was a relationship between changes in muscle activity and the load carried by the muscle. The design method of this research consists of a combination of several circuits, including: an instrumentation amplifier circuit with a gain of 11.51x as the initial amplifier of the muscle signal, then a second-order high pass filter circuit with a 20Hz cutoff frequency and a third-order sallen-key low pass filter with a 500Hz cutoff frequency which is useful for limiting the frequency of muscle signals, then a non-inverting amplifier circuit as the last amplifier of muscle signals, and finally a level shifter circuit that functions as a signal shifter so that it can be read by the ADC microcontroller. This study produces a value during relaxation movements, the subject has an average V_{pp} value of 0.326 V. When performing a contraction movement, the average value of V_{pp} increases to 0.384 V. When added with a load of 3 kg the average value of V_{pp} also increases to 0.441 V. the weight of the load carried is directly proportional to the increase in the V_{pp} value of muscle activity, when performing contraction movements with a heavier load, namely 5 kg, the average value of V_{pp} increases to 0.477 V.

Keywords: Electromyograph, Muscle signal, Biceps muscle, Load, Amplifier, Filter

PENDAHULUAN

Penurunan fungsi otot pada manusia terjadi karena banyak alasan, mulai dari faktor riwayat cedera, gaya hidup, olahraga, hingga karena faktor usia. Kelemahan fungsi otot ini tentu dapat mengganggu aktivitas manusia sehari-hari karena sistem otot memegang peran penting dalam

sistem gerak tubuh manusia. Oleh karena itu otot perlu dipantau aktivitasnya sebagai langkah awal mengatasi penurunan fungsi otot, salah satunya otot bisep. Otot bisep merupakan kumpulan syaraf otot yang terletak pada lengan bagian atas dan berfungsi sebagai penggerak tangan bagian atas. Otot bisep bergerak secara agonis

(berlawanan) dengan otot trisep yang berada di lengan atas bagian belakang.

Otot manusia bergerak berdasarkan gerakan kontraksi dan relaksasi yang disebabkan oleh sel saraf sehingga menghasilkan rangsangan potensial listrik (Rusli, 2017). Sinyal biolistrik inilah yang nantinya akan ditangkap untuk menjadi dasar diagnosa awal untuk mengetahui aktivitas dari otot tersebut. Dibutuhkan teknologi elektronika medis untuk mendeteksi dan memantau aktivitas dari otot tubuh manusia (Sulistiyawati, 2019). Dalam dunia medis, untuk mengetahui tingkat aktivitas otot pada tubuh manusia digunakan teknik elektromiografi. Untuk perangkat instrumentasinya sendiri bernama elektromiograf.

Elektromiograf (EMG) adalah perangkat untuk menangkap sinyal dari otot saat otot tersebut melakukan gerakan kontraksi dan relaksasi. Saat otot berkontraksi dan berelaksasi, otot menghasilkan potensial listrik. Potensial listrik inilah yang akan ditangkap oleh elektromiograf dan digunakan untuk memantau aktivitas dari otot tersebut (Sitanaya, 2019).

Monitoring gerakan otot ini sangat diperlukan baik dalam bidang kesehatan, *sport science and technology*, serta robotika. Dalam implementasi lanjutannya, hasil perekaman aktivitas otot tersebut dapat digunakan dalam aplikasi biomedis sebagai alat diagnosa awal penyakit *neuromuskuler*, sebagai alat monitoring sekaligus data rekam medis para atlet, serta menjadi sinyal kontrol perintah untuk robot *humanoid*.

Sayangnya pemanfaatan teknologi elektromiograf masih kurang, baik itu di fasilitas-fasilitas kesehatan, olahraga, hingga pendidikan. Kalaupun ada, biasanya hanya terdapat di laboratorium dan memiliki ukuran yang relatif besar dan dengan harga yang cukup mahal, sehingga penggunaannya kurang efisien.

Dalam beberapa penelitian sebelumnya, beberapa peneliti menggunakan perangkat elektromiograf seperti *wireless Z03 EMG preamplifier with surface recording of the ground by Motion Lab Systems Inc* (Burhan, dkk, 2017), lalu ada *SHIMMERTM Model SH-SHIM-KIT-004* (Ahamed, dkk, 2012). Untuk penelitian di Indonesia sendiri modul yang pernah digunakan adalah modul *EMG Minby AD8232* (Sulistiyawati, 2019)

Berangkat dari hal tersebut penulis ingin menciptakan perangkat elektromiograf yang fleksibel serta sinyalnya dapat ditampilkan dalam komputer yang nanti harapannya dapat dikembangkan lebih lanjut dalam bidang analisis medis ataupun sarana riset untuk robot humanoid. Nantinya sinyal yang ditangkap oleh mikrokontroler Arduino Uno selanjutnya akan diolah untuk mencari nilai maksimum, dan minimum, serta berapa nilai tegangan puncak ke puncak dari beberapa gerakan dan beban yang akan diuji nantinya.

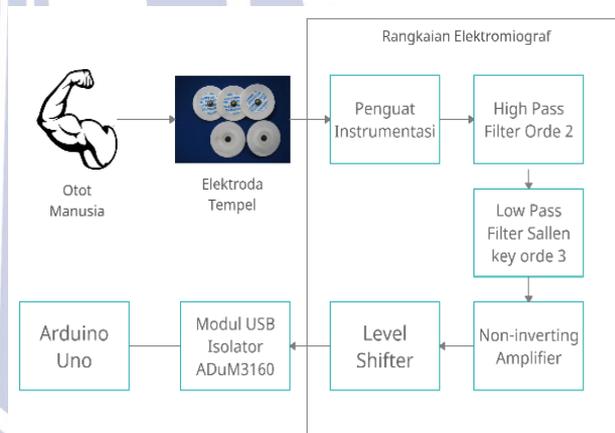
METODE

Perancangan Perangkat Keras

Dalam merancang elektromiograf spesifikasi alat yang digunakan sebagai acuan untuk proses-proses selanjutnya, diantaranya:

1. Gelombang dari sinyal otot yang akan ditangkap berkisar antara 20-500 Hz, dengan amplitudo puncak ke puncak berkisar antara 0-20mV
2. Elektroda tempel digunakan sebagai perangkat *interface* antara tubuh manusia dengan Elektromiograf.
3. Memakai perangkat ADC berupa Arduino Uno dengan resolusi 10 bit dan dengan frekuensi sampling sebesar 1 Khz.
4. Sistem menggunakan catu daya DC berupa baterai dengan sumber tegangan +/- 9V

Keseluruhan blok diagram perangkat elektromiograf terdapat pada Gambar 1



Gambar 1 Blok diagram rangkaian elektromiograf

1. Penguat Instrumentasi

Sinyal aktivitas otot yang ditangkap oleh elektroda sangatlah kecil, berkisar hanya 0-10m Vpp. Nilai tersebut terlalu kecil untuk dibaca oleh ADC dari arduino uno, sehingga dibutuhkan rangkaian penguat instrumentasi untuk memperkuat sinyal tersebut.

IC yang digunakan dalam rangkaian ini adalah IC AD620 dengan besar penguatan sebesar 11,51 kali. Nilai penguatan awal memang dirancang tidak terlalu besar karena mempertimbangkan adanya *noise* yang dapat merusak kualitas sinyal apabila dikuatkan dengan nilai yang terlalu besar. Besar resistor yang digunakan telah diatur dalam datasheet AD620. Persamaan agar mendapatkan penguatan yang diinginkan dapat dicari dengan persamaan 1

$$G = 1 + \frac{49,4k}{Rg} \tag{1}$$

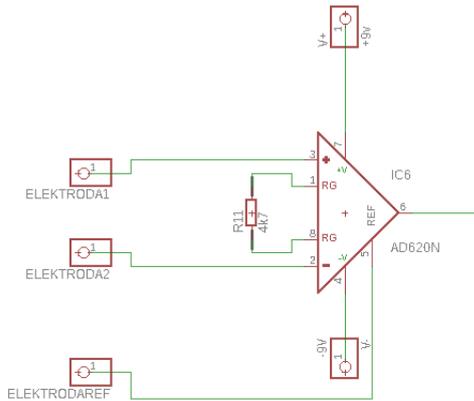
Keterangan:

- G : Penguatan (Gain)
- R_g : Resistor yang digunakan (Ω)

Dari persamaan 1, maka nilai R_g dapat diperoleh:

$$R_g = \frac{49,4k}{G-1} = \frac{49,4k}{11,51-1} = 4,7k\Omega$$

Untuk rangkaian penguat instrumentasi yang digunakan terdapat pada Gambar 2



Gambar 2 Rangkaian penguat instrumentasi

2. High Pass Filter

Gelombang sinyal EMG yang akan ditangkap memiliki nilai frekuensi di kisaran 20-500 Hz, oleh karena itu dibutuhkan dua filter yang berfungsi untuk meloloskan nilai frekuensi tertentu. Rangkaian filter yang pertama adalah rangkaian *High Pass Filter* yang berfungsi untuk meloloskan frekuensi diatas nilai frekuensi cutoffnya. Dalam rancangan EMG ini digunakan rangkaian *high pass filter* orde ke 2 dengan frekuensi *cutoff* sebesar 20Hz. Untuk mencari nilai resistor dan kapasitor agar mendapatkan nilai frekuensi *cutoff* sebesar 20Hz menggunakan rumus pada persamaan 2

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R1C1)(R2C2)}} \quad (2)$$

Keterangan:

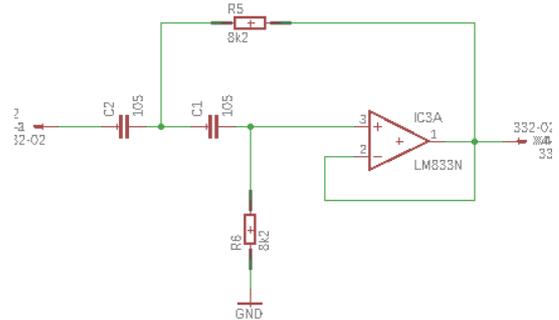
- f_c : Frekuensi Cutoff (Hz)
- π : phi (3,14)
- R : Resistor (Ω)
- C : Kapasitor (F)

Dari persamaan 2 diatas, maka diperoleh:

$$\begin{aligned} R1 &= 8.2k\Omega & C1 &= 1\mu F \\ R2 &= 8.2k\Omega & C2 &= 1\mu F \end{aligned}$$

Dari nilai-nilai yang telah diperoleh diatas, maka desain rangkaian high pass filter orde ke 2 dapat dilihat

pada Gambar 3. Nilai resistor dan kapasitor yang digunakan sesuai dengan hasil dari persamaan 2.



Gambar 3 Rangkaian High Pass Filter

3. Low Pass Filter

Filter yang selanjutnya digunakan adalah *Low Pass Filter*. *Low pass filter* berfungsi untuk meloloskan sinyal yang memiliki frekuensi dibawah frekuensi cutoff yang diinginkan. Rangkaian low pass filter yang digunakan adalah rangkaian *low pass filter Sallen Key* orde 3 dengan frekuensi cutoff sebesar 500Hz. *Sallen-Key filter* adalah topologi filter yang digunakan sebagai acuan untuk merangkai filter orde yang lebih tinggi. Orde dari LPF lebih tinggi dibandingkan HPF, hal ini bertujuan untuk menciptakan sinyal frekuensi *cutoff* yang lebih halus dan lebih baik, karena semakin tinggi orde sebuah filter maka grafik frekuensi *cutoff* yang tercipta akan lebih landai. Untuk mencari nilai resistor dan kapasitor agar mendapatkan nilai frekuensi *cutoff* sebesar 500Hz menggunakan rumus pada persamaan 3.

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{2\pi f c_1}{s+2\pi f c_1} \times \frac{(2\pi f c_2)^2}{s^2+2\theta(2\pi f c_2)+(2\pi f c_2)^2} \quad (3)$$

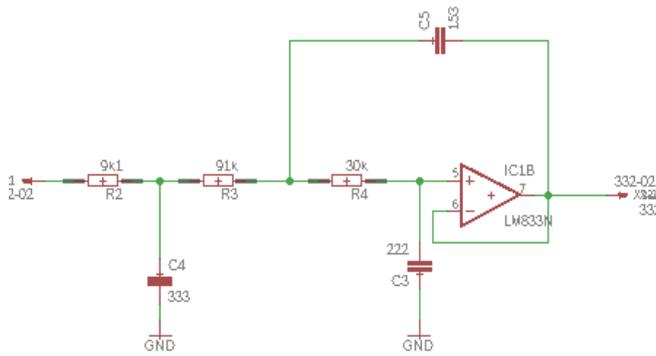
Keterangan:

- v_o : tegangan output (V)
- v_i : tegangan input (V)
- s : faktor polinomial
- θ : *dumpling ratio*

Dari persamaan 3 diatas, maka diperoleh:

$$\begin{aligned} R1 &= 9.1k\Omega & C1 &= 0.033\mu F \\ R2 &= 91k\Omega & C2 &= 0.015\mu F \\ R3 &= 309.1k\Omega & C3 &= 0.0022\mu F \end{aligned}$$

Dari nilai-nilai yang telah diperoleh diatas, maka desain rangkaian filter *low pass sallen-key* orde 3 dapat dilihat pada Gambar 4. Nilai resistor dan kapasitor yang digunakan sesuai dengan hasil dari persamaan 3.



Gambar 4 Rangkaian Low Pass Filter

4. *Non-inverting amplifier*

Karena nilai amplitudonya masih terlalu kecil, sebab hanya dikuatkan sebesar 11,51 kali pada rangkaian *instrumentation amplifier* diawal. Oleh karena itu, sinyal masih perlu dikuatkan kembali menggunakan rangkaian *non-inverting amplifier* agar jangkauan nilainya dapat terbaca oleh ADC dari mikrokontroler.

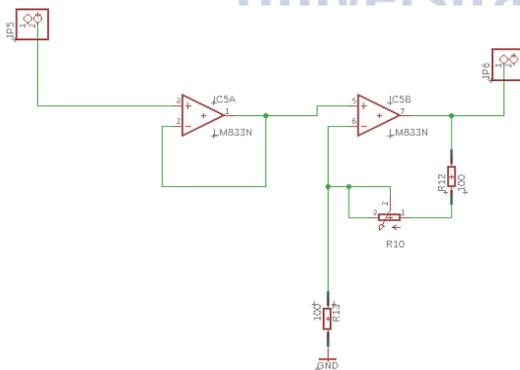
Untuk mencari nilai penguatan yang diinginkan, bisa dicari menggunakan persamaan 4

$$G = 1 + \frac{R_f}{R_i} \quad (4)$$

Keterangan:

- G : Gain/Penguatan
- R_f : Resistor 1 (Ω)
- R_i : Resistor 2 (Ω)

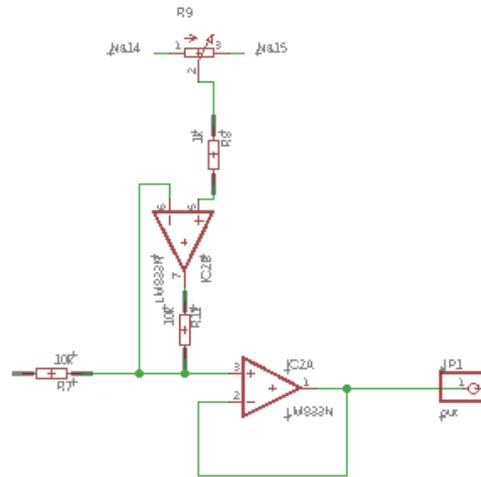
Agar penguatan dapat diatur sesuai dengan keinginan, maka pada rangkaian ini diberikan potensiometer untuk mengatur nilai dari R_f. Tujuannya agar nilai sinyal tidak melebihi dari nilai maksimal ADC arduino sebagai mikrokontroler. Rangkaian ini di desain agar memiliki rentang penguatan antara 2 sampai 12 kali. Untuk gambar rangkaian *non-inverting amplifier* yang digunakan dapat dilihat pada Gambar 5



Gambar 5 Rangkaian *non-inverting amplifier*

5. *Level Shifter*

Setelah sinyal otot difilter agar dapat meloloskan sinyal 20-500Hz, dan telah dikuatkan agar dapat masuk ke rentang ADC Arduino, selanjutnya sinyal akan masuk ke rangkaian *level shifter*. Cara kerja rangkaian ini adalah menggeser nilai gelombang, termasuk bagian negatif, agar dapat dibaca oleh ADC mikrokontroler dengan cara mengatur variabel resistor untuk menjaga sinyal selalu bernilai positif (Multajam, dkk, 2016). Untuk rangkaian *level shifter* dapat dilihat pada Gambar 6.



Gambar 6 Rangkaian *Level Shifter*

6. Modul USB Isolator ADuM3160

Adalah modul yang digunakan untuk memisahkan antara jaringan listrik dari pc/laptop dengan rangkaian EMG. Hal ini dilakukan agar frekuensi dan amplitudo dari jaringan laptop/pc tidak mengganggu frekuensi amplitudo sinyal dari otot. Modul USB Isolator ADuM3160 dapat dilihat pada Gambar 7.

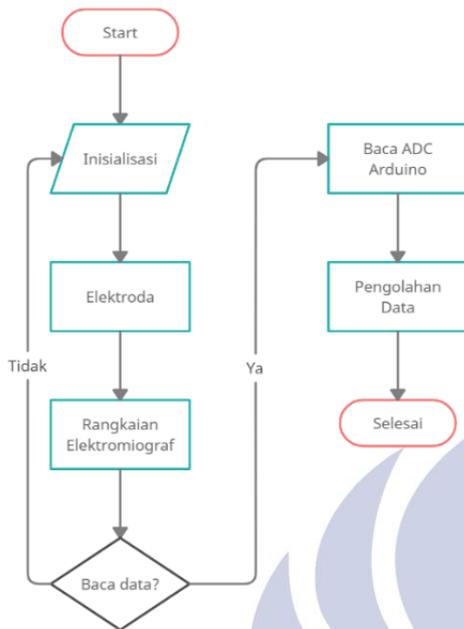


Gambar 7 Modul USB Isolator ADuM3160
(Sumber: CTVotersCount.org)

Perancangan Perangkat Lunak

Diagram alir dari keseluruhan proses perangkat lunak elektromiograf dapat dilihat di Gambar 8. Penelitian EMG ini menggunakan sensor biopotensial berupa elektroda tempel untuk menangkap hasil perubahan potensial listrik yang dihasilkan ketika otot berkontraksi dan berelaksasi.

Otot akan menghasilkan arus listrik yang proporsional dengan tingkat aktifitas otot.



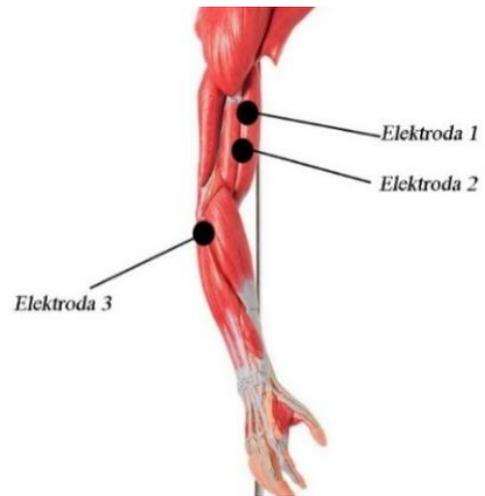
Gambar 8 Diagram alir elektromiograf

Selanjutnya rangkaian EMG akan menerjemahkan sinyal-sinyal ini yang selanjutnya akan dibaca oleh ADC mikrokontroler dan diolah lebih lanjut untuk mengetahui nilai maksimum, dan nilai minimum, dan nilai tegangan puncak ke puncak dari masing-masing gerakan dan beban yang telah ditentukan, sehingga dapat diinterpretasikan untuk memahami aktivitas otot pada tubuh manusia.

Teknik Pengambilan Data

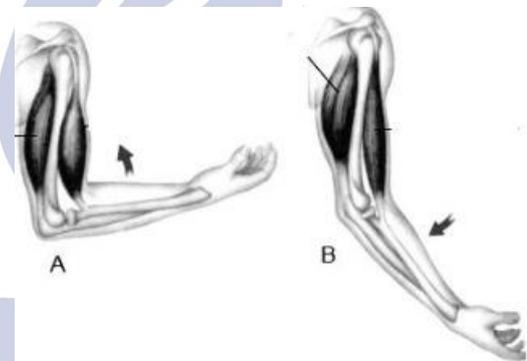
Teknik pengambilan data yang digunakan dalam penelitian ini yakni teknik eksperimental (percobaan), yaitu dengan cara mengukur sinyal pada beberapa subjek yang telah ditentukan. Terdapat dua jenis pengambilan data yang dilakukan yakni pengambilan data terkait rangkaian elektromiograf yang dirancang, serta pengambilan data terhadap subjek dan objek penelitian terkait aktivitas otot mereka menggunakan elektromiograf yang telah dirancang tadi. Terdapat beberapa kriteria dari subjek dan objek penelitian yang digunakan, diantaranya:

1. Subjek penelitian terdiri dari 2 perempuan dan 4 laki-laki (total 6 orang).
2. Subjek penelitian tidak memiliki riwayat atau sedang mengalami penyakit neuromuskular
3. Penggunaan elektroda tempel di tempat yang telah ditentukan. Untuk peletakan elektroda dapat dilihat pada Gambar 9



Gambar 9 Peletakan elektroda tempel

4. Subjek penelitian diperintahkan untuk melakukan dua gerakan dasar, yakni gerakan otot saat relaksasi dan kontraksi. Gerakan kontraksi dapat dilihat pada Gambar 10 (A), sedangkan gerakan relaksasi dapat dilihat pada Gambar 10 (B)



Gambar 10 Gerakan kontraksi dan relaksasi (Sumber: *quiziz*)

5. Pada gerakan kontraksi ditambahkan objek beban sebagai pembanding tambahan. Beban yang digunakan adalah baterai drone seberat 3kg dan anak timbangan dengan berat 5kg

Metode Analisis Data

Penelitian ini menggunakan teknik analisis data deskriptif kuantitatif. Data yang telah diperoleh dari serial monitor selanjutnya dimasukkan ke Microsoft Excel untuk diolah agar memperoleh nilai maksimum dan nilai minimum dari aktivitas otot masing-masing subjek. Dari nilai maksimum dan minimum tersebut dapat dicari nilai Vpp dari aktivitas otot masing-masing subjek.

Selanjutnya data yang telah diperoleh akan disusun dalam bentuk kalimat yang mudah dipahami, dan

direpresentasikan sehingga dapat memberi jawaban atas permasalahan yang sedang diteliti.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengujian rangkaian penyusun elektromiograf

Pengujian yang pertama ini untuk mengetahui apakah rangkaian elektromiograf yang dirancang dapat berjalan dengan baik atau tidak. Pengujian ini menggunakan *function generator* sebagai pemberi nilai input, baik itu berupa tegangan maupun frekuensi, dan osiloskop yang berfungsi untuk mengamati nilai output dari rangkaian yang sedang diuji.

Pengujian rangkaian penguat instrumentasi

Rangkaian ini didesain untuk memberikan penguatan sebesar 11,51 kali, dirancang tidak terlalu besar karena mempertimbangkan adanya *noise* yang dapat merusak kualitas sinyal apabila dikuatkan dengan nilai yang terlalu besar. Hasil pengukuran pada rangkaian penguat instrumentasi dapat dilihat di Tabel 1.

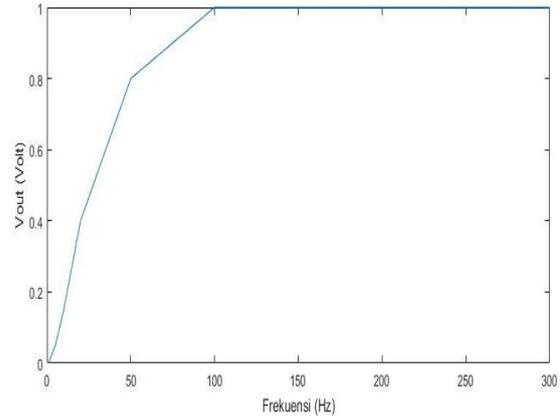
Tabel 1. Hasil pengujian rangkaian elektromiograf

No	Frekuensi (Hz)	Vinput (mV)	Vout (mV)	Gain
1	500	2	38	19,00
2	500	3	40	13,33
3	500	4	50	12,50
4	500	5	60	12,00
5	500	6	69	11,50
6	500	7	80	11,43
7	500	8	92	11,50
8	500	9	103	11,44
9	500	10	115	11,50
10	500	11	126	11,45

Berdasarkan Tabel 1 diperoleh data karakteristik rangkaian penguat instrumentasi. Rangkaian ini dapat bekerja secara optimal pada tegangan input sekitar 5mV hingga 11mV. Penguatan yang kurang stabil disebabkan banyak faktor diantaranya *noise* dari rangkaian, hingga kualitas grounding yang kurang baik.

Pengujian rangkaian high pass filter

Pengujian rangkaian high pass filter orde kedua ini dilakukan untuk mengetahui apakah nilai frekuensi cutoff dari rangkaian tersebut sudah sesuai. Rangkaian ini didesain agar meloloskan sinyal dengan nilai diatas dari frekuensi cutoff nya, yakni 20 Hz. Pengujian ini menggunakan tegangan input konstan sebesar 1 volt dengan nilai frekuensi yang berbeda. Untuk grafik tanggapan frekuensi dari rangkaian high pass filter bisa dilihat pada Gambar 11

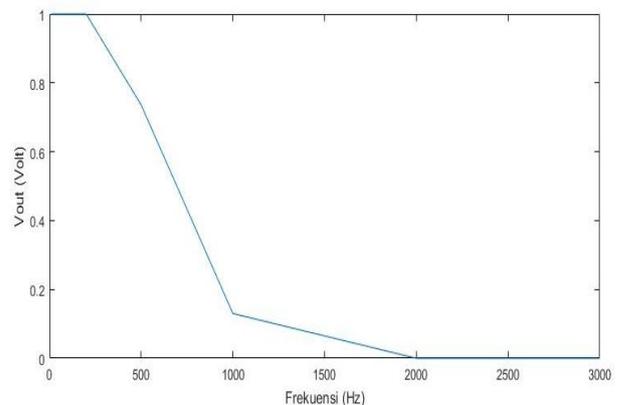


Gambar 11 Grafik frekuensi high pass filter

Dari grafik diatas diperoleh bahwa ketika memasuki frekuensi 50Hz tegangan output sudah turun di angka 0.8V. Angka tersebut terus turun di angka 0.4V pada 20Hz, 0.15V pada 10Hz, hingga pada akhirnya tegangan output benar-benar hilang di angka 1Hz.

Pengujian rangkaian low pass filter

Selanjutnya rangkaian *low pass filter sellen-key* orde ketiga. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui apakah nilai frekuensi cutoff dari rangkaian tersebut sudah sesuai. Rangkaian ini didesain agar meloloskan sinyal dengan nilai dibawah dari frekuensi cutoff nya, yakni 500 Hz. Pengujian ini menggunakan tegangan input konstan sebesar 1 volt dengan nilai frekuensi yang berbeda, untuk selanjutnya melewati rangkaian low pass filter. Untuk grafik frekuensi dari *low pass filter sellen-key* orde ketiga bisa dilihat pada Gambar 12



Gambar 12 Grafik frekuensi low pass filter

Dari grafik diatas diperoleh bahwa ketika memasuki frekuensi 500Hz tegangan output sudah turun di angka 0.736 V. Angka tersebut terus turun di angka 0.13V pada 1KHz, hingga pada akhirnya tegangan output benar-benar hilang di angka 2KHz.

Pengujian gerakan otot bisep menggunakan elektromiograf

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui apakah rangkaian elektromiograf dapat mendeteksi gerakan pada otot bisep serta bagaimanakah sinyal dari otot bisep tersebut. Selanjutnya nilai pembacaan ADC arduino dari masing-masing gerakan diolah untuk mendapatkan nilai tegangan puncak ke puncak (Vpp). Untuk mengubah nilai ADC arduino menjadi nilai Vpp diperoleh melalui persamaan 5

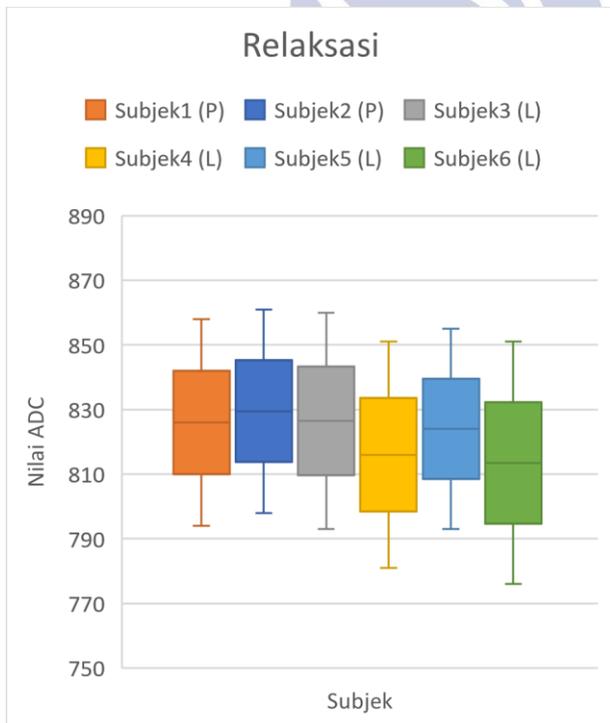
$$V_{pp} = \frac{(\text{nilai ADC maks} - \text{nilai ADC min}) \times 5}{1024} \quad (5)$$

Keterangan:

Vpp : tegangan puncak ke puncak (Volt)

Gerakan Relaksasi

Pengujian pertama adalah gerakan relaksasi. Dalam kondisi ini tangan subjek dalam keadaan rileks tanpa melakukan gerakan apa-apa. Grafik hasil pengukuran aktivitas otot saat melakukan gerakan relaksasi pada keenam subjek dapat dilihat di Gambar 13



Gambar 13 Grafik daerah gerakan relaksasi

Berdasarkan persamaan 5, nilai yang diperoleh dari grafik diatas dapat digunakan untuk mencari nilai Vpp dari nilai sinyal otot tiap subjek saat melakukan gerakan relaksasi. Nilai Vpp dari keenam subjek dapat dilihat pada Tabel 2

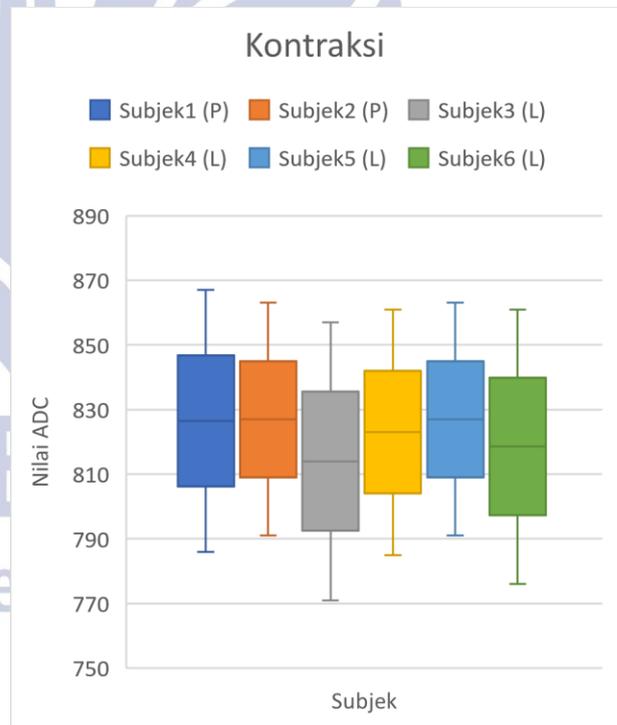
Tabel 2. Nilai gerakan relaksasi

Nama	Nilai Maks ADC	Nilai Min ADC	Vpp (Volt)
Subjek1 (P)	858	794	0,313
Subjek2 (P)	861	798	0,308
Subjek3 (L)	860	793	0,327
Subjek4 (L)	851	781	0,342
Subjek4 (L)	855	793	0,303
Subjek5 (L)	851	776	0,366
Rata-rata			0,326

Dari Tabel 2 diperoleh nilai Vpp dari masing-masing subjek saat relaksasi memiliki rata-rata 0,326 V. Nilai ini selanjutnya akan menjadi acuan pembandingan terhadap gerakan-gerakan lain

Gerakan Kontraksi

Pengujian kedua adalah gerakan kontraksi. Dalam kondisi ini tangan subjek dalam keadaan diangkat dan siku ditekuk dengan kekuatan penuh. Grafik hasil pengukuran aktivitas otot saat melakukan gerakan kontraksi pada keenam subjek dapat dilihat pada Gambar 14.



Gambar 14 Grafik daerah gerakan kontraksi

Berdasarkan persamaan 5, nilai yang diperoleh dari grafik diatas dapat digunakan untuk mencari nilai Vpp dari nilai sinyal otot tiap subjek saat melakukan gerakan relaksasi. Nilai Vpp dari keenam subjek dapat dilihat pada Tabel 3

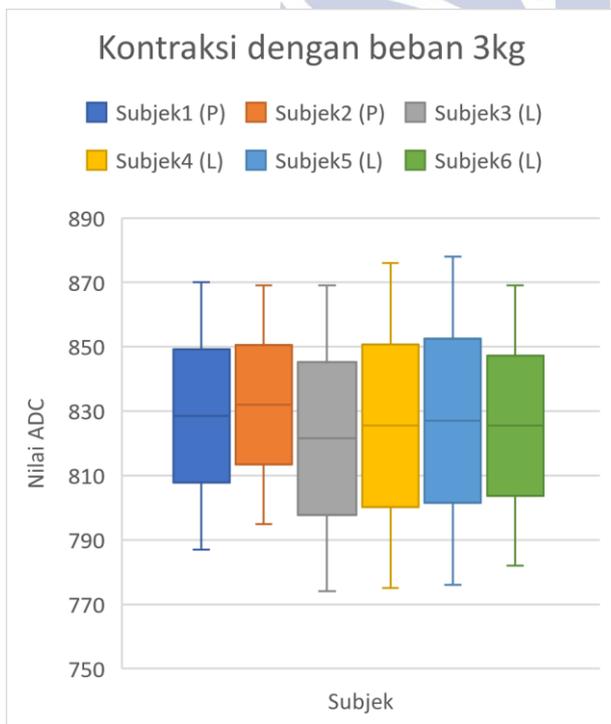
Tabel 3. Nilai gerakan kontraksi

Nama	Nilai Maks ADC	Nilai Min ADC	Vpp (Volt)
Subjek1 (P)	867	786	0,396
Subjek2 (P)	863	791	0,352
Subjek3 (L)	857	771	0,420
Subjek4 (L)	861	785	0,371
Subjek4 (L)	863	791	0,352
Subjek5 (L)	861	776	0,415
Rata-rata			0,384

Dari Tabel 3 diperoleh nilai Vpp dari masing-masing subjek saat berkontraksi. Dari tabel tersebut dapat dilihat bahwa nilai Vpp saat otot berkontraksi lebih tinggi dibandingkan saat relaksasi. Saat berkontraksi, rata-rata subjek memiliki nilai Vpp sebesar 0,384 V

Gerakan kontraksi dengan beban 3kg

Pengujian ketiga adalah gerakan kontraksi dengan tambahan beban 3kg. Kondisi tangan subjek sama seperti pengujian kedua, hanya saja terdapat penambahan beban 3kg yang harus diangkat oleh subjek. Grafik hasil pengukuran aktivitas otot saat melakukan gerakan ini pada keenam subjek dapat dilihat pada Gambar 15.



Gambar 15 Grafik daerah gerakan kontraksi dengan beban 3kg

Berdasarkan persamaan 5, nilai yang diperoleh dari grafik diatas dapat digunakan untuk mencari nilai Vpp dari nilai sinyal otot tiap subjek saat melakukan gerakan

relaksasi. Nilai Vpp dari keenam subjek dapat dilihat pada Tabel 4

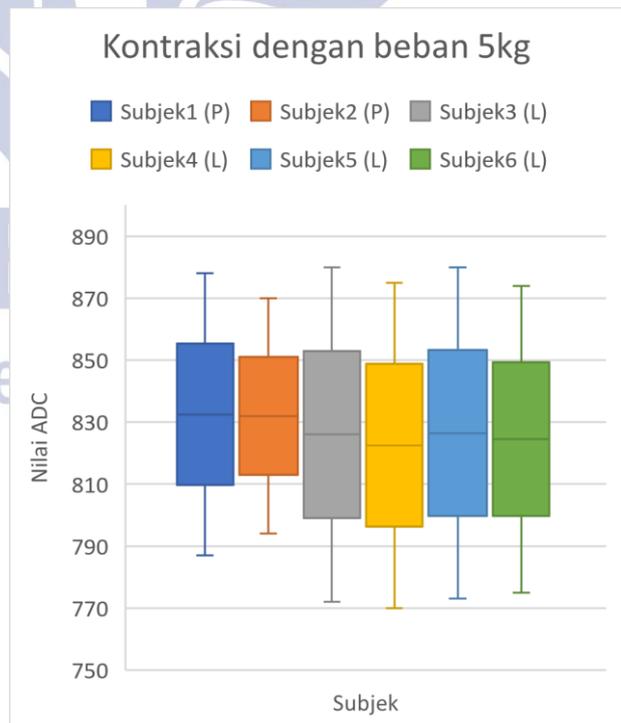
Tabel 4. Nilai gerakan kontraksi dengan beban 3kg

Nama	Nilai Maks ADC	Nilai Min ADC	Vpp (Volt)
Subjek1 (P)	870	787	0,405
Subjek2 (P)	869	795	0,361
Subjek3 (L)	869	774	0,464
Subjek4 (L)	876	775	0,493
Subjek4 (L)	878	776	0,498
Subjek5 (L)	869	782	0,425
Rata-rata			0,441

Dari Tabel 4 diperoleh nilai Vpp dari masing-masing subjek saat berkontraksi. Dari tabel tersebut dapat dilihat bahwa nilai Vpp saat otot berkontraksi dengan menambahkan beban 3kg lebih tinggi dibandingkan saat tanpa membawa beban. Nilai Vpp dari keenam subjek saat melakukan gerakan kontraksi dengan penambahan beban sebesar 3kg adalah 0,441 V

Gerakan kontraksi dengan beban 5kg

Pengujian keempat adalah gerakan kontraksi dengan tambahan beban 5kg. Gerakan tangan sama seperti gerakan kedua dan ketiga. Grafik hasil pengukuran aktivitas otot saat melakukan gerakan ini pada keenam subjek dapat dilihat pada di Gambar 16.



Gambar 16 Grafik daerah gerakan kontraksi dengan beban 5kg

Berdasarkan persamaan 5, nilai yang diperoleh dari grafik diatas dapat digunakan untuk mencari nilai Vpp dari nilai sinyal otot tiap subjek saat melakukan gerakan relaksasi. Nilai Vpp dari keenam subjek dapat dilihat pada Tabel 5

Tabel 5. Nilai gerakan kontraksi dengan beban 5kg

Nama	Nilai Maksimum ADC	Nilai Minimum ADC	Vpp (Volt)
Subjek1 (P)	878	787	0,444
Subjek2 (P)	870	794	0,371
Subjek3 (L)	880	772	0,527
Subjek4 (L)	875	770	0,513
Subjek4 (L)	880	773	0,522
Subjek5 (L)	874	775	0,483
Rata-rata			0,477

Dari Tabel 5 diperoleh nilai Vpp dari masing-masing subjek saat berkontraksi. Dari tabel tersebut dapat dilihat bahwa kenaikan nilai Vpp berbanding lurus dengan berat dari beban yang dibawa saat otot berkontraksi. Saat membawa beban 5kg, rata-rata nilai Vpp naik menjadi 0,477 V

PENUTUP

Simpulan

Rangkaian elektromiograf yang didesain pada penelitian ini dapat bekerja secara optimal untuk menangkap sinyal dari gerakan otot bisep. Desain rangkaian elektromiograf terdiri dari rangkaian penguat instrumentasi dengan nilai penguatan sebesar 11,51 kali, *high pass filter* orde 2 dengan frekuensi *cutoff* sebesar 20Hz, *low pass filter* *sallen-key* orde 3 dengan frekuensi *cutoff* sebesar 500Hz, rangkaian *non-inverting amplifier* dengan penguatan yang dapat diatur dengan variabel resistor, dan rangkaian *level shifter*.

Pada gerakan relaksasi, subjek memiliki nilai Vpp rata-rata 0,326 V. Saat melakukan gerakan kontraksi, nilai Vpp naik lebih tinggi dibandingkan saat relaksasi, rata-rata subjek memiliki nilai Vpp sebesar 0,384 V. Saat ditambahkan beban 3kg nilai Vpp juga naik daripada kondisi tanpa adanya beban tambahan, nilai Vpp rata-rata gerakan kontraksi dengan beban 3kg sebesar 0,441 V. Semakin berat beban yang dibawa berbanding lurus dengan kenaikan nilai Vpp dari aktivitas otot, saat melakukan gerakan kontraksi dengan beban yang lebih berat, yakni 5kg, nilai Vpp rata-rata dari aktivitas keenam subjek meningkat menjadi 0,477 V.

Kenaikan nilai tegangan puncak ke puncak pada gerakan kontraksi dibandingkan gerakan relaksasi terjadi akibat peningkatan aktivitas otot. Penambahan

beban yang diberikan juga membuat nilai Vpp pada elektromiograf meningkat, hal ini dikarenakan semakin meningkatnya aktivitas unit otot untuk melakukan gerakan. Semakin berat beban yang ditambahkan berbanding lurus dengan kenaikan nilai Vpp

Saran

Meskipun rancang bangun ini telah berhasil untuk menangkap sinyal dari aktivitas otot manusia, namun masih ada beberapa hal yang perlu dikembangkan lagi kedepannya.

Rangkaian EMG dapat dikembangkan lebih lanjut lewat filter digital agar sinyal dari otot dapat diolah langsung melalui mikrokontroler dan dapat menangkap lebih dari satu channel.

Kedepannya nilai sinyal yang telah diperoleh dari penelitian ini harapannya dapat dikembangkan lebih lanjut sebagai kontrol robot humanoid dan monitoring kualitas otot bisep.

DAFTAR PUSTAKA

- Ahamed, N. U., Sundaraj, K., Ahmad, R. B., Rahman, M., & Islam, Md. A. (2012). *Analysis of Right Arm Biceps Brachii Muscle Activity with Varying the Electrode Placement on Three Male Age Groups During Isometric Contractions Using a Wireless EMG Sensor*. *Procedia Engineering*, 41, 61–67. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.143>
- Amrinsani, F., Arief, Z., & Gunawan, A. I. (2019). *Identifikasi Sinyal Elektromiografi Otot Vastus Medialis dan Erector Spinae dalam Transisi Gerakan untuk Kontrol Robot Kaki*. *INOVTEK POLBENG*, 9(2), 219. <https://doi.org/10.35314/ip.v9i2.1011>
- Burhan, N., Kasno, M., Afif, Ghazali, R., Said, M. R., Abdullah, S. S., & Jali, M. H. (2017). *Analysis of the Biceps Brachii Muscle by Varying the Arm Movement Level and Load Resistance Band*. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2017/1631384>
- Chong, H. J., Kwon, C.-K., Kang, H.-J., & Kim, S. J. (2016). *Analysis of Upper Arm Muscle Activation Using Surface Electromyography Signals During Drum Playing*. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 12(3), 188–193. <https://doi.org/10.12965/jer.1632562.281>
- Glen Sitanaya, J., Tasripan, T., & Arifin, A. (2019). *Pengolahan Sinyal EMG sebagai Perintah Kontrol untuk Kursi Roda Elektrik*. *Jurnal Teknik ITS*, 7(2). <https://doi.org/10.12962/j23373539.v7i2.30957>
- Jaffer, M. S. H., & Ghaeb, D. N. H. (2017). *Important Features of EMG Signal Under Simple Load Conditions*. 7, 11.

- Multajam, R., Sanjaya, M., Sambas, A., Subkhi, N., & Muttaqien, I. (n.d.). *Desain dan Analisis Electromyography (EMG) serta Aplikasinya dalam Mendeteksi Sinyal Otot*. 11.
- Pratiwi, I., Dharmastiti, R., & Setyowati, L. (2014). *Letak Elektroda Elektromiografi pada Upper Extremity Muscle*. 7.
- Raharjo, A. B., Fatukhurrozi, B., & Nawawi, I. (n.d.). *Analisis Sinyal Electromyography (Emg) pada Otot Biceps Brachii untuk Mendeteksi Kelelahan Otot dengan Metode Median Frekuensi*. 5.
- Rojas-Martínez, M., Mañanas, M. A., & Alonso, J. F. (2012). *High-Density Surface EMG Maps from Upper-Arm and Forearm Muscles*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 85. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-85>
- Rusli, Rayven Hanjaya. (2017). *Perancangan Electromyograph (EMG) untuk Identifikasi Gerakan Jari pada Lengan Bawah Anterior*. 90
- Noviana Sulistyawati, I. (2019). *Rancang Bangun Elektromiograf (Emg) Berbasis Mikrokontroler untuk Mendeteksi Cedera Otot pada Pergelangan Kaki (Ankle)*. *JURNAL TEKNIK ELEKTRO*, 8(3), 6.

