

RANCANG BANGUN ELEKTROMIOGRAFI PERMUKAAN PORTABEL

DESIGN AND DEVELOPMENT OF PORTABLE SURFACE ELECTROMYOGRAPHY

Aulia el Hakim¹, Hendrik Kusbandono², Fata Izzan Hafidz Jihaadi³, Riska Widiyaningsih Fata⁴

^{1,2,3,4}Jurusan Teknik, Politeknik Negeri Madiun, Madiun, Indonesia

¹aim@pnm.ac.id, ²h3ndrik57@pnm.ac.id, ³fata.0606@gmail.com, ⁴riskawidiva@gmail.com

Abstrak

Kelemahan otot merupakan kondisi ketika salah satu sisi tubuh mengalami kelemahan dan sulit untuk digerakkan. Kelemahan otot umumnya dapat diketahui dengan menggunakan peralatan Electromyography (EMG). Akan tetapi Electromyography hanya dapat digunakan oleh tenaga medis dan mengeluarkan biaya cukup mahal. Maka dari itu pembuatan surface Electromyography secara portabel ini ditujukan untuk membantu bagi pengguna dalam mengetahui kondisi kekuatan otot secara mandiri tanpa harus pergi ke instansi kesehatan. Sinyal otot dapat dibaca dengan adanya elektroda permukaan yang terhubung dengan rangkaian Differential Amplifier, kemudian sinyal diolah dengan rangkaian Filter LPF, HPF dan Notch Filter untuk mengurangi noise, dan rangkaian adder untuk menaikkan sinyal agar dapat dibaca ADC yang terhubung dengan Raspberry pi dan dapat dikoneksikan melalui bluetooth. Pengujian keseluruhan Surface Electromyography mampu membaca dan menampilkan sinyal pada Raspberry pi dan dapat mengetahui jenis gerakan dengan menggunakan metode FFT dan MPF. Jenis gerakan fleksi mempunyai nilai MPF kurang dari 180Hz dan gerakan ekstensi mempunyai nilai MPF lebih dari 180Hz

Kata kunci: Kelemahan otot, Surface Electromyography, Rangkaian Filter, FFT, MPF

Abstract

Muscle weakness is a condition when one side of the body is weak and difficult to move. Muscle weakness can generally be identified using Electromyography (EMG) equipment. However, Electromyography can only be used by health care workers and is quite expensive. Therefore, the manufacture of surface Electromyography in a portable manner is intended to assist users in knowing the condition of muscle strength independently without having to go to a health institution. The muscle signal can be read with a surface electrode connected to the Differential Amplifier circuit, then the signal is processed with a series of filter Circuit LPF, HPF, and Notch Filter to reduce noise, and an adder circuit to increase the signal so that it can be read as ADC which is connected to Raspberry pi and can be connected via Bluetooth. Overall testing Surface Electromyography is able to read and display signals on the Raspberry pi and can determine the type of movement using the FFT and MPF methods. The type of flexion motion has an MPF value of less than 180Hz and the extension movement has an MPF value of more than 180Hz.

Keywords: Muscle weakness, Surface Electromyography, Filter Circuit, FFT, MPF

1. PENDAHULUAN

Sinyal biomedis merupakan sinyal yang dapat diukur dan dianalisis untuk mengetahui informasi mengenai struktur dan fungsi dari sistem biologis sebuah organ tubuh. Sinyal biomedis yang didapatkan dari dalam tubuh manusia ada beberapa macam, salah satunya yaitu sinyal

Electromyography (EMG) [1]. Electromyography (EMG) merupakan teknik untuk mengevaluasi aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot selama kontraksi atau relaksasi[2].

Pada umumnya EMG digunakan untuk menunjukkan adanya gangguan pada kekuatan otot yang terdapat pada penyandang cacat, baik karena pasca-cedera atau penyebab lain seperti Pasca Stroke. Sinyal EMG dianggap mencakup informasi kekuatan aktivitas otot dan kelelahan otot[3]. Pada dunia olahraga atau kebugaran, sinyal EMG digunakan untuk menganalisis kebugaran atlet melalui informasi yang direkam dari sinyal otot atlet [4]. Ada dua jenis EMG yaitu EMG Intramuskular dan EMG permukaan. EMG intramuskular menggunakan dua jarum elektroda halus yang dimasukkan melalui kulit ke dalam jaringan otot. Dalam praktik klinis prosedur ini memiliki kelemahan dalam aplikasi seperti neurorehabilitasi, pemeriksaan anak-anak, pelatihan atlet, serta dalam banyak kasus lain di mana kondisi akuisisi tidak dapat dikontrol secara ketat atau di mana sifat invasif dari EMG yang dimasukkan melalui kulit mencegah penggunaan sehari-hari[5]. Sedangkan untuk tipe EMG permukaan, bekerja dengan menempatkan dua elektroda pada permukaan kulit dengan penempatan yang berbeda pada area otot [6][7]. Dalam aplikasi EMG permukaan, perubahan kondisi dan indeks aktivitas tidak hanya berisi informasi tentang sumber yang diinginkan, tetapi juga terdapat *noise* [8].

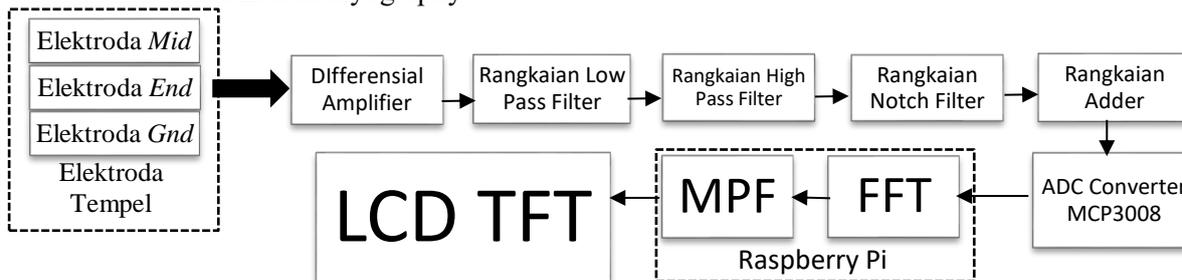
Berdasarkan hal tersebut, dalam penelitian ini digunakan sensor elektroda jenis permukaan dan pembuatan rangkaian instrumentasi Electromyography diharapkan dapat menghasilkan sinyal yang dapat diproses untuk mengetahui kondisi kekuatan otot berupa sinyal amplitudo terutama pada pasien pasca stroke atau cedera otot dan dapat digunakan untuk mengidentifikasi jenis gerakan pada otot tersebut. Alat ini juga didesain secara portabel sehingga diharapkan dapat lebih mudah dalam penggunaannya.

2. MATERIAL DAN METODOLOGI

Pada Bab ini Akan menjelaskan tentang diagram sistem, serta rangkaian instrumentasi yang sudah dibuat.

2.1 Diagram Sistem

Dalam metode penelitian terdapat diagram sistem kerja yang dibuat untuk perangkat dari “Portable Surface Electromyography”



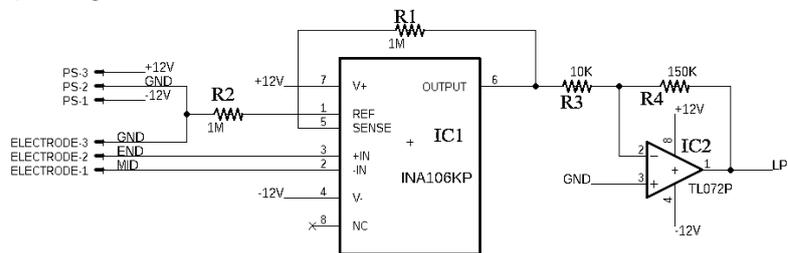
Gambar 1. Diagram sistem.

Berdasarkan diagram sistem pada gambar 1, dapat diketahui bahwa elektroda tempel digunakan untuk mendapatkan sinyal dari otot lengan yang diperiksa. Sinyal yang didapatkan dari elektroda tempel kemudian diolah menggunakan beberapa rangkaian instrumentasi Electromyography. Rangkaian *differential amplifier* digunakan sebagai pembanding antara elektroda bagian mid dan elektroda bagian end. Serta digunakan sebagai penguat sinyal masukan dari elektroda, hal ini dikarenakan keluaran dari elektroda tidak lebih dari 10 mV sehingga diperlukan rangkaian penguat[9]. Rangkaian Low Pass Filter (LPF), rangkaian High Pass Filter (HPF) dan rangkaian Notch Filter digunakan untuk mendapatkan frekuensi sinyal otot yang diinginkan, karena sinyal yang didapatkan dari elektroda masih tercampur dengan *noise*. Selanjutnya digunakan rangkaian adder

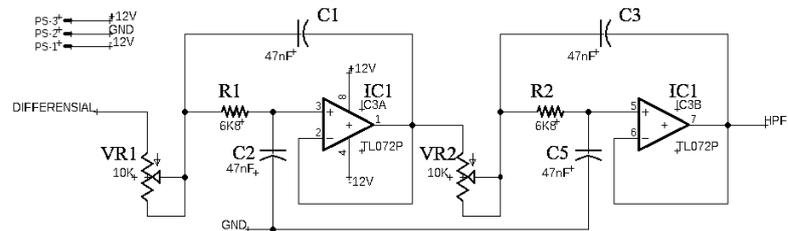
untuk menggeser sinyal Electromyography agar amplitudo keseluruhan sinyal Electromyography berada pada tegangan positif. Sehingga ADC converter dapat membaca sinyal Electromyography yang dihasilkan. Sinyal yang sudah dibaca oleh ADC converter MCP3008 kemudian diolah dan dilakukan denoising sinyal dengan menggunakan metode *Fast Fourier Transform* (FFT) [10] dan dihitung nilai *Mean Power Frequency* (MPF) dari sinyal yang didapat. Hasil dari sinyal dan MPF ditampilkan pada LCD TFT.

2.2 Perancangan rangkaian

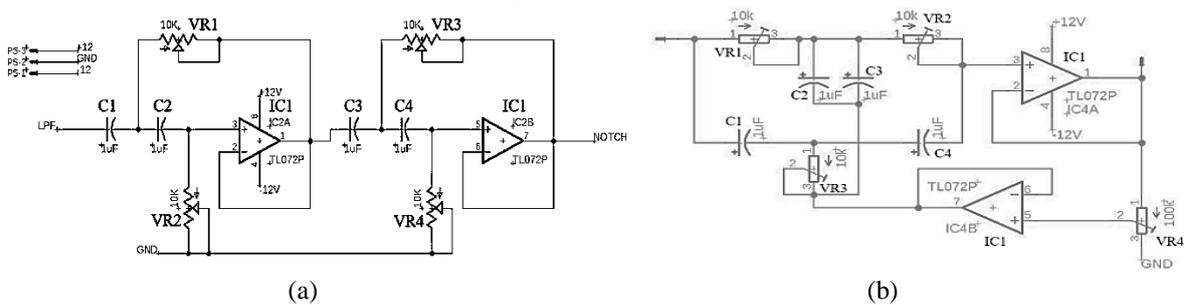
Pada bagian perancangan rangkaian akan dijelaskan skematik rangkaian yang digunakan pada perangkat *surface* Electromyography. Komponen yang digunakan adalah resistor dengan toleransi 1%, kapasitor, TL072, elektroda permukaan, raspberry pi 3, MCP3008, LCD TFT, baterai LiPo 2 Cell 7.4Volt. Adapun beberapa perancangan rangkaian skematik pada perangkat *surface* Electromyography sebagai berikut:



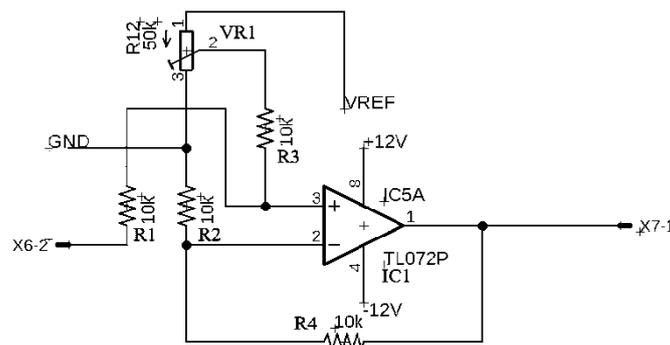
Gambar 2. Rangkaian *differential amplifier*.



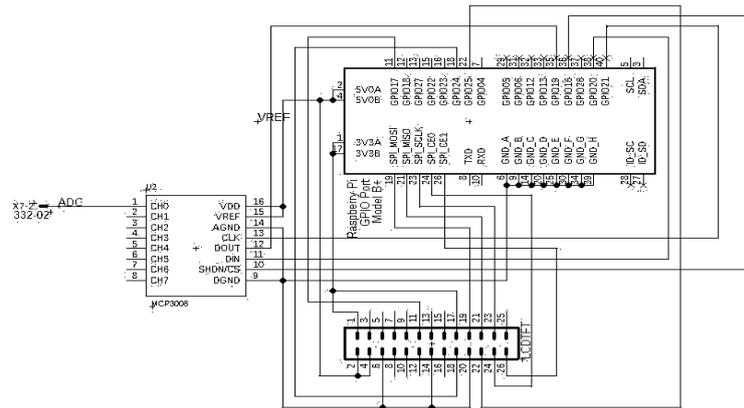
Gambar 3. Rangkaian Low Pass Filter orde 4.



Gambar 4. (a) Rangkaian High Pass Filter orde 4. (b) Rangkaian Notch Filter atau Twin-T.



Gambar 5. Rangkaian Adder.



Gambar 6. Rangkaian MCP3008, Raspberry Pi, dan LCD TFT.

Gambar 2 menjelaskan tentang rangkaian *differential amplifier* dengan rangkaian penguat pembalik. Gambar 3 menjelaskan rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 dengan frekuensi *Cut-Off* 500Hz. Gambar 4(a) menjelaskan rangkaian *High Pass Filter* orde 4 dengan frekuensi *Cut-Off* 20Hz. Gambar 4(b) menjelaskan rangkaian *Notch Filter* atau Twin-T dengan frekuensi *Cut-Off Center* 50Hz. Gambar 5 Rangkaian Adder atau Summing Amplifier. Gambar 6 menjelaskan rangkaian antara Raspberry pi dengan ADC converter MCP3008 dan LCD TFT.

3. PEMBAHASAN

Perlu dilakukan beberapa pengujian terhadap sistem yang sudah dibuat. Hal ini bertujuan untuk mengetahui apakah sistem dapat bekerja dengan baik atau tidak.

3.1 Differential amplifier

Pada penelitian ini menggunakan IC INA106 yang merupakan IC dari rangkaian *differential amplifier*. Berikut adalah persamaan dari penguatan rangkaian *differential amplifier* dan penguat *inverting*:

$$V_{out} = - \left(-V_1 \left(\frac{R_3}{R_1} \right) + V_2 \left(\frac{R_4}{R_2+R_4} \right) \left(\frac{R_1+R_3}{R_1} \right) \right) \left(\frac{R_6}{R_5} \right) \quad (1)$$

Dari persamaan 1 maka dapat dihitung nilai V_{out} . Pada rangkaian *differential amplifier* mempunyai penguatan sebesar 110x dan pada rangkaian penguat *inverting* mempunyai penguatan 15x sehingga *output* amplitudo yang dihasilkan sekitar 1V. Sinyal yang dihasilkan dari rangkaian *differential amplifier* mempunyai amplitudo yang kecil sehingga dikuatkan dengan rangkaian penguat *inverting*. Penguatan total yang dihasilkan dari rangkaian *differential amplifier* dan penguat *inverting* sebesar 1620 kali.

3.1. Rangkaian Low Pass Filter

Pada penelitian ini menggunakan rangkaian *Low Pass Filter* orde 4. Frekuensi *cut-off* yang digunakan pada rangkaian ini adalah 500Hz. Frekuensi *cut-off* dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut:

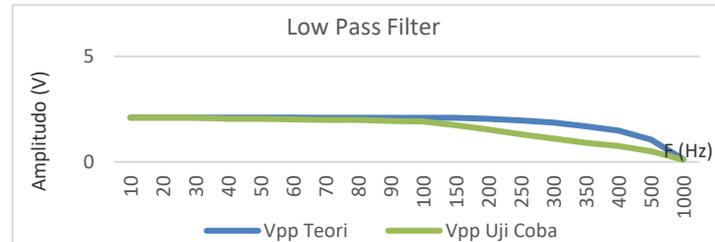
$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 \times C_2 \times R_1 \times R_2}} \quad (2)$$

Dari persamaan 2 maka dapat dihitung frekuensi *cut-off* pada rangkaian *Low Pass Filter* atau dapat digunakan untuk mencari nilai dari komponen. Keluaran dari rangkaian *Low Pass Filter* dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut:

$$ACL = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{Fc}{Fin}\right)^4}} \quad (3)$$

$$Vpp = ACL^2 \times Vin \quad (4)$$

Berdasarkan perhitungan dari persamaan 4 dan pengujian rangkaian dengan *oscilloscope* maka didapatkan perbandingan respon V_{pp} dari rangkaian *Low Pass Filter*. V_{in} yang digunakan untuk pengujian rangkaian sebesar 2.1V.



Gambar 7. Respon V_{pp} *Low Pass Filter* dengan *cut-off* 500Hz.

Berdasarkan pengujian pada gambar 7 diketahui bahwa pada frekuensi tertentu, respon V_{pp} dari rangkaian kurang akurat. Hal ini dikarenakan adanya perbedaan nilai komponen pada teori dengan komponen pada rangkaian.

3.2. Rangkaian *High Pass Filter*

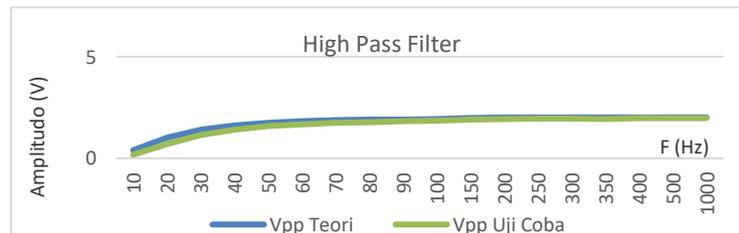
Pada penelitian ini menggunakan rangkaian *High Pass Filter* orde 4. Frekuensi *cut-off* yang digunakan pada rangkaian ini adalah 20Hz. *Frequensi cut-off* dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut:

$$Fc = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1 \times R2 \times C1 \times C2}} \quad (5)$$

Dari persamaan 5 maka dapat dihitung *frekuensi cut-off* pada rangkaian *High Pass Filter* atau dapat digunakan untuk mencari nilai dari komponen. Keluaran dari rangkaian *High Pass Filter* dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut:

$$ACL = \frac{1 \times \left(\frac{Fin}{Fc}\right)}{\sqrt{1 + \left(\frac{Fin}{Fc}\right)^2}} \quad (6)$$

Berdasarkan perhitungan dari persamaan 4 dengan perhitungan ACL menggunakan persamaan 6 dan pengujian rangkaian dengan *oscilloscope* maka didapatkan perbandingan respon V_{pp} dari rangkaian *High Pass Filter*. V_{in} yang digunakan pada saat pengujian rangkaian sebesar 2.02V



Gambar 8. Respon V_{pp} *High Pass Filter* dengan *cut-off* 20Hz.

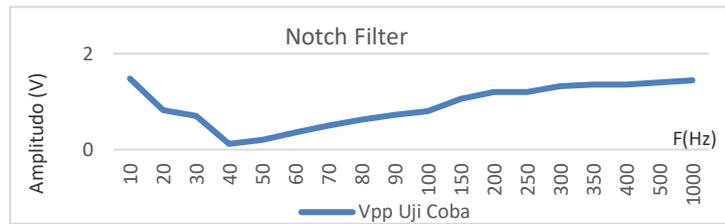
Berdasarkan pengujian rangkaian pada gambar 8 diketahui bahwa pengujian V_{pp} pada rangkaian dengan perhitungan secara teori mempunyai perbedaan yang *linier*. Nilai komponen yang mempunyai toleransi menyebabkan adanya eror pada respon V_{pp} tiap frekuensinya.

3.3. Rangkaian Notch Filter

Pada penelitian ini menggunakan rangkaian *Notch Filter* atau rangkaian Twin-T. Frekuensi *cut-off center* dari rangkaian ini adalah 50Hz. Frekuensi *cut-off center* dapat dihitung menggunakan persamaan sebagai berikut:

$$F_c = \frac{1}{4\pi RC} \quad (7)$$

Dari persamaan 7 maka dapat dihitung *cut-off* pada rangkaian *notch filter*. Berikut ini merupakan grafik respon V_{pp} dari rangkaian *notch filter*.



Gambar 9. Respon V_{pp} rangkaian *notch filter*.

Rangkaian *Notch Filter* mampu meredam frekuensi dengan titik terendah pada frekuensi 40Hz. Dari gambar 9. Rangkaian *Notch filter* sudah sesuai dengan prinsip kerja dari rangkaian *Notch filter*.

3.4. Rangkaian Adder

Pada penelitian ini rangkaian *adder* digunakan untuk menaikkan amplitudo yaitu dengan cara menambahkan sinyal *Electromyography* dengan tegangan DC yang sudah diatur. Keluaran dari rangkaian *adder* dapat dihitung secara teori dengan menggunakan persamaan berikut:

$$V_{out} = \left(\frac{R_f}{R_i} + 1\right) \times R_{total} \times \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2}\right) \quad (8)$$

Hasil dari pengujian dari rangkaian dan perhitungan dengan menggunakan persamaan 8 dapat dilihat pada tabel 1.

Tabel 1. Hasil pengujian rangkaian *adder*.

V1 (V)	V2 (V)	V_{out} Uji (V)	V_{out} Teori (V)	Error (V)	% Error
1.00	0.00	0.98	1.00	0.018	1.75%
1.00	1.00	2.00	2.00	0.000	0.00%
1.00	2.00	3.10	3.00	0.103	3.44%
1.00	3.00	3.85	4.00	0.151	3.77%
1.00	4.00	4.93	5.00	0.074	1.48%
Rata – Rata Error				0.069	2.09%

Dilihat dari hasil pengujian pada tabel 1 mempunyai persentase error yang kecil sehingga ketika *input* berupa sinyal sinus, keluaran dari rangkaian *adder* tidak merubah bentuk sinyal.

3.5. ADC converter

Pada pengujian ini dilakukan untuk mengetahui banyak data yang diambil oleh *ADC converter* dalam 1 detik dan selama 2 detik. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 2. Dari hasil pengujian tersebut didapatkan data sampel yang dapat diambil oleh *ADC converter* yaitu memiliki banyak data yang berbeda – beda. Sehingga dapat mempengaruhi bentuk sinyal emg.

Tabel 2. Hasil pengujian banyak data oleh ADC *converter*.

Banyak sampel data		Hasil sinyal pada LCD TFT	
1 detik	2 detik		
2026	4169		
2029	4140		
1046	2096		
2048	4162		

3.6. FFT dan MPF

Pada pengujian ini menggunakan program yang dapat menghasilkan sinyal sinus untuk uji coba program FFT dan MPF dapat bekerja atau tidak. Secara sederhana dapat dikatakan bahwa DFT merupakan metode transformasi matematis sinyal waktu diskrit, sementara FFT adalah algoritma yang digunakan untuk melakukan transformasi tersebut. Secara matematis, DFT dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot W_N^{nk} ; k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (9)$$

Dimana W_N^{nk} disebut sebagai *twiddle factor*, memiliki nilai $e^{-\frac{j2\pi nk}{N}}$. FFT dipergunakan untuk mengurangi kompleksitas transformasi yang dilakukan dengan DFT. Sebagai perbandingan, bila kita menggunakan DFT, maka kompleksitas transformasi kita adalah sebesar $O(N^2)$, sementara dengan menggunakan FFT, selain waktu transformasi yang lebih cepat, kompleksitas transformasi pun menurun, menjadi $O(N \log(N))$. Selain itu, terdapat persamaan yang digunakan untuk mencari rata – rata yang disebut Mean Power Frequency(MPF) yaitu sebagai berikut:

$$MPF = \frac{\sum_{j=1}^N f_j P_j}{\sum_{j=1}^N P_j} \quad (10)$$

Dimana f_j merupakan nilai frekuensi dari spektrum daya EMG pada frekuensi bin j , P_j adalah spektrum daya EMG pada frekuensi bin j , dan N adalah panjang dari frekuensi bin. Dalam analisis sinyal EMG, N biasanya didefinisikan sebagai kekuatan berikutnya dari panjang data EMG dalam domain waktu. Berikut ini merupakan pengujian dari program FFT dan MPF yaitu sebagai berikut:

Tabel 3. Hasil pengujian FFT dan MPF.

F (Hz)	Hasil FFT	MPF
10		19.17 Hz
100		124.07 Hz
500		499.57 Hz

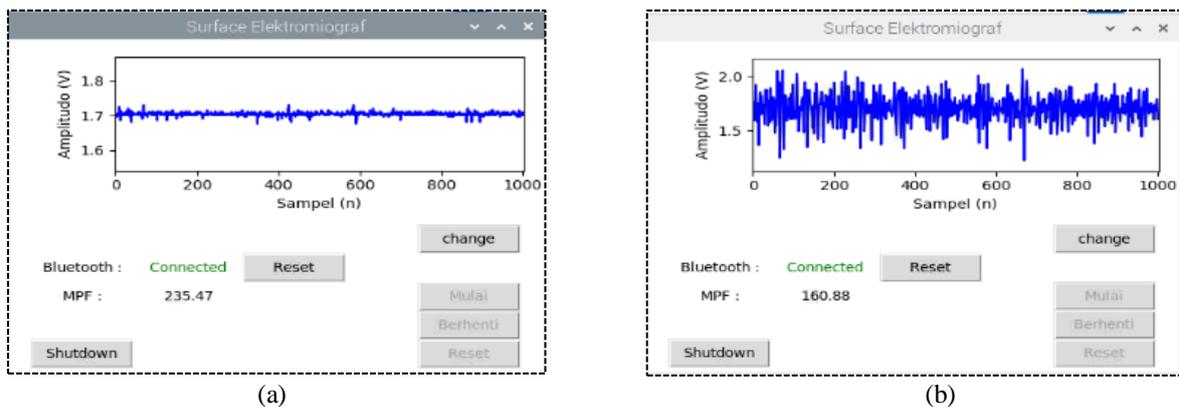
3.7. Pengujian Keseluruhan

Setelah melakukan pengujian terhadap masing – masing bagian dari sistem , maka selanjutnya dilakukan pengujian sistem kerja secara keseluruhan dan memastikan apakah alat tersebut dapat bekerja sesuai dengan perencanaan. Dalam pengujiannya apabila terdapat error maka akan dilakukan pengecekan ulang pada rangkaian atau program yang digunakan pada perangkat *Portable Surface Electromyography*. Gambar 10 (a) merupakan desain dari box kendali dan monitoring perangkat *Portable sEMG*.



Gambar 10 (a). Perangkat *surface Electromyography*. (b) Pengujian keseluruhan alat.

Perangkat ini digunakan untuk mendeteksi sinyal pada otot bicep. Sehingga pengujian dilakukan dengan menempatkan elektroda tempel pada lengan otot bicep seperti pada gambar 10 (b). Elektroda warna merah ditempatkan pada bagian lengan yang sedikit otot yang berfungsi sebagai ground. Elektroda warna hijau dan kuning ditempatkan pada bagian ujung dan tengah dari otot bicep. Pengujian dilakukan dengan cara menggerakkan lengan secara *fleksi* atau dengan kondisi lengan menekuk dengan kekuatan penuh dan menggerakkan lengan secara ekstensi atau dengan kondisi lengan lurus dan lemas. Berikut ini merupakan hasil dari pengujian sistem dari perangkat *Portable surface electromyography*.



Gambar 11. (a) Pengujian 1 dengan kondisi ekstensi. (b). Pengujian 2 dengan kondisi fleksi.

Berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan nilai MPF dari tiap pengujian mempunyai perbedaan, sehingga untuk menentukan jenis gerakan berdasarkan nilai MPF diperlukan range kemungkinan yang banyak terjadi, pada perangkat ini ketika gerakan tangan dalam kondisi fleksi maka range MPF yang diberikan kurang dari 180 karena pada beberapa pengujian yang sudah dilakukan nilai MPF ketika kondisi fleksi tidak melebihi 180 dan ketika kondisi ekstensi maka range MPF yang diberikan lebih dari 180 karena ketika kondisi ekstensi tidak kurang dari 180 akan tetapi mendekati nilai 180. Sehingga pemilihan range kurang dari 180 untuk kondisi fleksi dan lebih dari 180 untuk kondisi ekstensi bertujuan untuk memperkecil error yang dihasilkan setiap jenis gerakan.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, maka dapat disimpulkan bahwa saat menggerakkan lengan secara fleksi dan ekstensi, rangkaian *differential amplifier* dan penguat invertasi sebesar 1620 kali berfungsi dengan baik dalam menghasilkan sinyal otot dengan tegangan yang diinginkan. Sedangkan pengujian Vpp pada rangkaian *low pass filter* dan *high pass filter* dengan perhitungan secara teori mempunyai perbedaan yang *linier*, hal ini dikarenakan nilai komponen yang mempunyai toleransi sehingga menyebabkan adanya eror pada respon Vpp tiap frekuensinya. Pada rangkaian *Notch Filter* mampu meredam frekuensi dengan titik terendah berada pada frekuensi 40Hz. Penggunaan rangkaian adder untuk menggeser sinyal yang didapatkan dari rangkaian filter mempunyai persentase error sebesar 2.09%. Deteksi jenis gerakan lengan dapat ditampilkan pada Layar LCD TFT dengan baik, namun penggunaan animasi dari sinyal pada tampilan LCD dapat mempengaruhi proses pengambilan data oleh ADC, sehingga data yang diambil tiap detik berbeda – beda. Dari hasil ujicoba diketahui bahwa gerakan fleksi memiliki nilai MPF kurang dari 180Hz dan gerakan Ekstensi memiliki nilai MPF lebih dari 180Hz.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Maulana, R., Putri, R.R.M., 2018. Pengkondisian Sinyal Electromyography sebagai Identifikasi Jenis Gerakan Lengan Manusia. *J. Teknol. Inf. Dan Ilmu Komput.* 5, 297.
- [2] Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1), 11–35. doi:10.1251/bpo115
- [3] S. Higashi, D. Goto, S. Okada, N. Shiozawa and M. Makikawa, "Development of wearable EMG measurement system on forearm for wrist gestures discrimination," 2019 IEEE 1st Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech), 2019, pp. 250-251, doi: 10.1109/LifeTech.2019.8884009.
- [4] A. elhakim, S. B. Setyawan, D. A. Santika, 2019. Detection of Muscle Strength Scale with Surface Electromyography using Multiple Channels Points Measurement Method, The 2nd International Conference on Vocational Innovation and Applied Sciences, ICVIAS22019048.
- [5] Roberto Merletti; Dario Farina, "Surface EMG Decomposition," in *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, IEEE, 2016, pp.180-209, doi: 10.1002/9781119082934.ch07.
- [6] Y. Ning, X. Zhu, S. Zhu and Y. Zhang, "Surface EMG Decomposition Based on K-means Clustering and Convolution Kernel Compensation," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 19, no. 2, pp. 471-477, March 2015, doi: 10.1109/JBHI.2014.2328497.
- [7] Zhilenkov, A.A., Kuznetsova, N.I., Zernov, O.I., 2018. Problem of automatic recognition of physical activity from surface electromyography signals, in: 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus). Presented at the 2018 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), IEEE, Moscow, pp. 1028–1031.
- [8] R. Istenič, F. Negro, A. Holobar, D. Zazula and D. Farina, "Surface EMG pre-processing techniques for the detection of common input to motor neuron populations," 2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2013, pp. 256-259, doi: 10.1109/BMEI.2013.6746944.
- [9] R. Multajam, M. Sanjaya, A. Sambas, N. Subkhi, and I. Muttaqien, "Desain Dan Analisis Electromyography (Emg) Serta Aplikasinya Dalam Mendeteksi Sinyal Otot," *Alhazen J. Phys.*, vol. 2, no. 2, Art. No. 2, 2015.
- [10] S. Setiowati, "Denoising Sinyal Electrocardiogram (Ecg) Menggunakan Metode Fast Fourier Transform Pada Sistem Deteksi Kantuk," *J. Elektro Dan Telekomun. Terap.*, vol. 7, no. 1, pp. 789–796, Dec. 2020, doi: 10.25124/jett.v7i1.3309.