

DESAIN DAN IMPLEMENTASI Lengan ROBOT BERBASIS ELECTROMYOGRAM UNTUK ORANG BERKEBUTUHAN KHUSUS

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF ROBOTIC ARM BASED ELECTROMYOGRAM FOR HANDICAPPED

Ardhan Dwi Meitrika Surachman¹, Mohamad Ramdhani, ST., MT.², Ramdhan Nugraha, S.Pd., MT.³

Prodi S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

¹meitrika.ardhan@gmail.com, ²mohamadramdhani@telkomuniversity.ac.id,

³ramdhan@telkomuniversity.ac.id

Abstrak

Electromyography merupakan teknik untuk merekam aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot rangka. EMG dilakukan dengan menggunakan instrumen yang disebut *electromyograph* untuk menghasilkan rekaman sinyal yang disebut *electromyogram* (EMG). Teknik ini, dapat dimanfaatkan untuk membantu orang yang berkebutuhan khusus. Sehingga kualitas hidupnya dapat lebih baik. Pada tugas akhir ini, dirancang alat bantu pergerakan tangan untuk membantu orang yang berkebutuhan khusus pada bagian tangan khususnya, dengan memanfaatkan EMG.

Sinyal otot tangan (*biceps*) direkam oleh elektroda kemudian diamplifikasi dan difilter pada modul EMG. Hasil sinyal tersebut menjadi masukan untuk mikrokontroler. Kemudian mikrokontroler menggerakkan motor servo sesuai kondisi input yang diberikan. Ketika kondisi tangan fleksor dan berkontraksi, maka lengan robot mengikuti gerakan mengangkat. Sedangkan ketika kondisi tangan ekstensor, maka lengan robot juga bergerak lurus sesuai keadaan tangan.

Dengan sistem yang telah dijelaskan diatas, alat ini dapat bekerja sesuai masukan yang diberikan dan dapat memberikan keluaran berupa gerakan lengan robot yang sesuai dengan tangan pengguna. Ditunjukkan dengan nilai penguatan rata-rata yang dihasilkan oleh modul EMG sebesar 825 kali dan nilai keberhasilan alat ini sebesar 83,33 % (ketika kondisi tangan fleksor) dan 76,67 % (ketika kondisi tangan ekstensor).

Kata kunci: EMG, *biceps*, elektroda, amplifikasi, filter, mikrokontroler, motor servo, lengan robot.

Abstract

Electromyography is a technique for recording the electrical activity produced by skeletal muscle. EMG is performed using an instrument called an *electromyograph* to produce a record called an *electromyogram* (EMG). This technique, can be used to help handicapped people so the quality of life can be better. In this final project designed robotic arm to help handicapped people.

The electrical activity of *biceps* recorded by the electrode is then amplified and filtered on the EMG module. The resulting signal becomes input for microcontroller. Then the microcontroller drives the servo motor according to the given input condition. When the user's hand condition is flexor and contract, then the robotic arm follows the lifting motion. Meanwhile, when the user's hand condition is extensor, then the robotic arm also moves straight according to the state of the hand.

With the system described above, this robotic arm can work according to the given input and can provide output in the form of robotic arm movements that match the user's hand. Shown with the average gain value of EMG module is 825 and the accuracy value is 83.33% (when the hand lifts) and 76.67% (when the hand stretches).

Keywords: EMG, *biceps*, amplification, filter, microcontroller, servo motor, robotic arm

1. Pendahuluan

Dalam Robot adalah sistem atau alat yang dapat berperilaku atau meniru perilaku manusia dengan tujuan untuk menggantikan dan mempermudah kerja atau aktifitas manusia [1]. Robot dibuat untuk membantu meringankan pekerjaan atau aktivitas manusia. Sebagai contoh robot yang digunakan dalam bidang kedokteran, robot tersebut dapat membantu dokter melakukan proses pembedahan pasien dan membantu orang penyandang cacat kaki atau tangan.

Jumlah penderita kelumpuhan berdasarkan hasil pendataan jumlah penyandang cacat pada 9 provinsi sebanyak 299.203 jiwa dan 10,5% (31.327 jiwa) merupakan penyandang cacat berat yang mengalami hambatan dalam kegiatan sehari-hari. Jumlah penyandang cacat laki-laki lebih banyak dari perempuan sebesar 57,96% [2].

Electromyography merupakan teknik untuk merekam aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot rangka. Perekaman aktivitas listrik tersebut dilakukan dengan menggunakan instrumen yang disebut *electromyograph* untuk menghasilkan rekaman sinyal yang disebut *electromyogram* (EMG). EMG terjadi pada saat kontraksi otot.

Dengan mengukur EMG dapat diukur aktivitas otot. EMG dapat direkam secara *intramuscular* (di dalam otot) menggunakan elektroda jarum. EMG juga dapat direkam di permukaan kulit (*non-invasive*) menggunakan elektroda permukaan [3]. Dengan berkembangnya dunia biomedis, EMG dapat dimanfaatkan untuk membantu orang berkebutuhan khusus pada bagian tangan dalam melakukan kegiatan sehari-hari.

Dari data di atas, dibuat sebuah lengan robot (*robotic arm*) untuk membantu pergerakan tangan orang berkebutuhan khusus dengan memanfaatkan EMG yang diintegrasikan dengan mikrokontroler sebagai pemroses dan motor servo sebagai aktuator.

2. Dasar Teori

2.1 Electromyogram (EMG)

Electromyogram adalah sinyal yang dihasilkan dari pengukuran potensial dari kontraksi otot rangka yang pada umumnya digunakan sebagai input kontroler. *Electromyograph* merupakan metode yang digunakan untuk merekam dan menganalisis sinyal *myoelectric*. Selain untuk *input* kontroler, EMG juga dapat digunakan untuk mengetahui kelainan otot, misalnya lengan buatan dan kaki buatan [3].

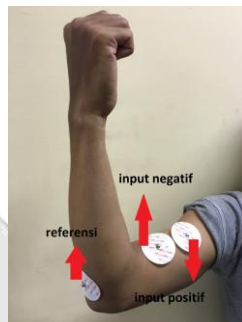
Sinyal EMG yang dihasilkan oleh tubuh kita memiliki *amplitude* yang sangat rendah dan muncul dengan durasi yang singkat. Sinyal ini juga mengandung *noise* yang disebabkan oleh elektroda *surface*, komponen elektronik, dan radiasi elektromagnetik yang ditimbulkan oleh jala-jala listrik. Karena itu, sinyal EMG harus masuk ke proses penguatan dan filter sebelum digunakan untuk input kontroler [4].

2.2 Karakteristik EMG

Sinyal EMG didapat dari sinyal listrik hasil kontraksi otot yang dikendalikan oleh sistem otot saraf. Kontraksi otot tersebut dilakukan secara sadar maupun tidak sadar. Sinyal EMG pada umumnya memiliki jangkauan frekuensi dari 0 – 500 Hz dan memiliki rentang *amplitude* dari 0.1 – 5 mV [3].

2.3 Perekaman Sinyal EMG

Proses perekaman sinyal EMG umumnya dilakukan menggunakan bantuan elektroda. Ada dua tipe utama elektroda yang ada dipasaran, yaitu *non-invasive* elektroda *surface* dan *invasive* elektroda jarum yang dimasukkan ke bawah kulit tubuh [8]. Elektroda yang sering digunakan adalah elektroda jarum dan elektroda *surface*. Elektroda jarum merupakan elektroda yang dimasukkan langsung ke bawah kulit dengan menusuk kulit dengan sudut tertentu. Masalah yang sering timbul adalah infeksi. Maka dari itu, penggunaan elektroda jenis ini jarang sekali ditemui [3]. Sedangkan elektroda *surface* adalah elektroda yang ditempelkan di atas permukaan kulit dan terbuat dari material yang memiliki konduktifitas tinggi sehingga dapat merekam sinyal EMG yang memiliki *amplitude* yang kecil. Ada dua kategori utama elektroda ini, yaitu elektroda *active* dan *passive*. Elektroda *active* adalah elektroda yang sudah memiliki *pre-amplifier*. *Pre-amplifier* ini berfungsi untuk menguatkan sinyal EMG yang terekam sebelum masuk ke proses selanjutnya. Sedangkan elektroda *passive* adalah elektroda yang tidak memiliki *pre-amplifier* dan elektroda ini *reusable* dan *disposable*. Material dasar pembentuk elektroda *surface* ini terbuat dari *silver-silver chloride* (Ag-AgCl) [4]. Elektroda *surface* juga memiliki harga yang lebih terjangkau dibandingkan dengan elektroda yang lain. Perekaman sinyal EMG pada tangan ditunjukkan oleh gambar 1 di bawah ini.

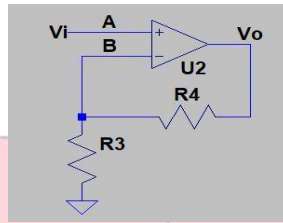


Gambar 1. Bipolar Electrode Configuration [5]

2.4 Non-Inverting Amplifier

Penguat Tak-Membalik (*Non-Inverting Amplifier*) merupakan penguat sinyal dengan karakteristik dasar sinyal *output* yang dikuatkan memiliki fasa yang sama dengan sinyal *input*. Penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) dapat dibangun menggunakan penguat operasional, karena penguat operasional memang didesain untuk penguat sinyal baik membalik ataupun tak membalik. Rangkaian penguat tak-membalik ini dapat digunakan untuk memperkuat isyarat AC maupun DC dengan keluaran yang tetap sefase dengan sinyal masukannya. Impedansi masukan dari rangkaian penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) berharga sangat tinggi dengan nilai impedansi sekitar 100 MOhm [6]. Di bawah ini merupakan rumus dan gambar rangkaian penguat *non-inverting*:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_4 + R_3}{R_3} = 1 + \frac{R_4}{R_3} \dots \dots \dots (1)$$

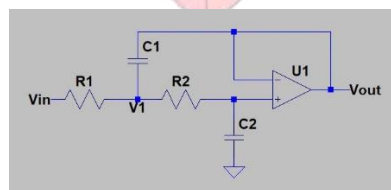


Gambar 2. Rangkaian Non-Inverting Amplifier

2.5 Sallen-Key Low Pass Filter

Rangkaian Sallen-Key merupakan rangkaian yang dirancang untuk menyatakan bahwa sebuah rangkaian filter merupakan rangkaian orde ke-2. Pada rangkaian Sallen-Key untuk *low pass filter* hanya menggunakan 1 operational amplifier, 2 resistor dan 2 kapasitor [7]. Di bawah ini merupakan rumus frekuensi *cut off* orde dua dan rangkaian Sallen-Key Low Pass Filter:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1.C1.R2.C2}} \dots \dots \dots (2)$$

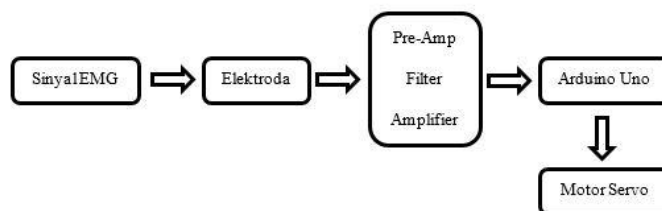


Gambar 3. Rangkaian Sallen-Key Low Pass Filter

3. Perancangan Sistem

3.1 Diagram Blok Sistem

Perancangan diagram blok dibawah ini menjelaskan keseluruhan sistem yang telah dibuat. Berikut ini adalah fungsi dan fitur pada setiap blok.



Gambar 1. Diagram Blok Sistem

Pada Gambar 1 merupakan diagram blok sistem keseluruhan alat yang telah dirancang. Sinyal EMG yang dihasilkan oleh kontraksi otot bisep direkam oleh elektroda. Sinyal EMG tersebut dikuatkan pada rangkaian pre-amplifier untuk memperoleh beda tegangan pada setiap kontraksi. Kemudian sinyal EMG diproses pada rangkaian filter untuk diperoleh data yang diinginkan dan menghilangkan artefak pada sinyal. Rangkaian filter ini terdiri dari filter HPF dengan frekuensi cut off 0,5 Hz, filter aktif LPF dengan frekuensi cut off 500 Hz, dan *Low Pass Filter Sallen-Key* dengan frekuensi cut off 500 Hz. Setelah itu, hasil sinyal EMG tersebut dikuatkan kembali pada rangkaian *amplifier* agar dapat terbaca oleh ADC mikrokontroler. *Input* sinyal tersebut diproses pada mikrokontroler sehingga dapat menggerakkan motor servo sesuai yang diinginkan.

3.2 Simulasi Rangkaian Menggunakan LTspice

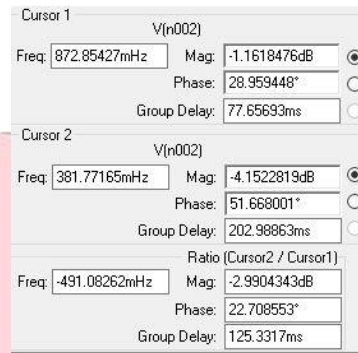
Sebelum merancang perangkat keras yang digunakan untuk pembuatan modul EMG, dilakukan simulasi rangkaian menggunakan LTspice. Simulasi dilakukan pada frekuensi cut off 0,5 Hz untuk HPF dan 40 Hz pada frekuensi cut off untuk LPF. Di bawah ini merupakan hasil simulasi rangkaian:

3.2.1 Simulasi Rangkaian HPF

Pada tugas akhir ini dilakukan simulasi rangkaian HPF menggunakan LTspice untuk mengetahui respon frekuensi yang dihasilkan oleh rangkaian yang sudah dirancang. Di bawah ini adalah hasil dari simulasi:



Gambar 2. Sinyal HPF pada Simulasi

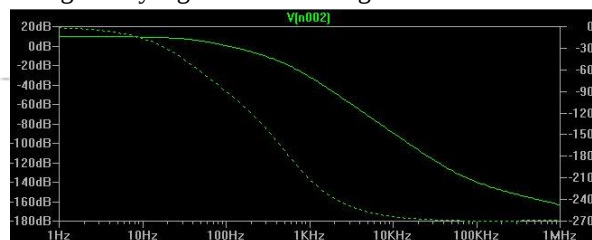


Gambar 3. Hasil Nilai Frekuensi Cut Off pada Simulasi

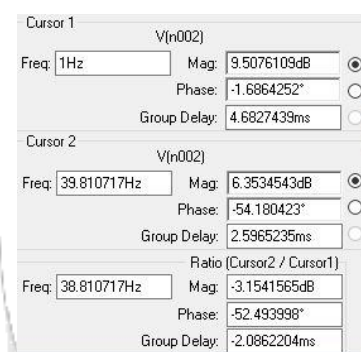
Pada gambar 2 dan 3 menunjukkan kondisi sinyal dan nilai yang dihasilkan oleh rangkaian HPF saat simulasi. Frekuensi *cut off* yang dihasilkan pada simulasi adalah sebesar 491,08262 mHz. Nilai tersebut sudah bagus Karena sudah mendekati frekuensi *cut off* yang diharapkan. Dengan hasil frekuensi cut off simulasi tersebut, HPF sudah dapat meredam sinyal yang berada di bawah frekuensi *cut off* dan meloloskan sinyal yang berada di atas frekuensi *cut off*. Ini berarti menurut hasil simulasi dengan nilai komponen yang telah ditentukan, HPF sudah dapat bekerja dengan baik.

3.2.2 Simulasi Gabungan LPF Aktif dan Sallen-Key Low Pass Filter

Pada tugas akhir ini dilakukan simulasi rangkaian LPF menggunakan LTspice untuk mengetahui respon frekuensi yang dihasilkan oleh rangkaian yang sudah dirancang. Di bawah ini adalah hasil dari simulasi:



Gambar 4. Sinyal LPF pada Simulasi

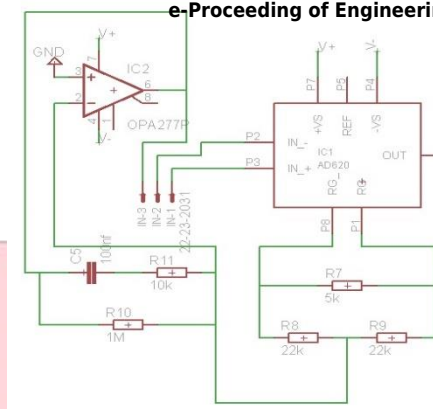


Gambar 5. Hasil Nilai Frekuensi Cut Off pada Simulasi

Pada gambar 4 dan 5 menunjukkan kondisi sinyal dan nilai yang dihasilkan oleh rangkaian LPF saat simulasi. Frekuensi *cut off* yang dihasilkan pada simulasi adalah sebesar 38,810717 Hz. Nilai tersebut sudah bagus karena sudah mendekati frekuensi *cut off* yang diharapkan. Dengan besar frekuensi *cut off* tersebut, LPF sudah dapat meredam sinyal yang berada di atas frekuensi *cut off* dan meloloskan sinyal yang berada di bawah frekuensi *cut off*. Ini berarti menurut hasil simulasi dengan nilai komponen yang telah ditentukan, LPF sudah dapat bekerja dengan baik.

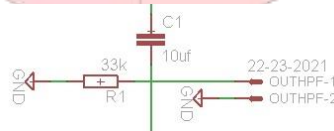
3.3 Perancangan Perangkat Keras

Kondisi sinyal EMG yang dihasilkan oleh otot tangan memiliki *amplitude* berkisar 0.1 - 5 mV dan memiliki frekuensi 0 – 500 Hz. Oleh Karena itu, dibutuhkan perancangan rangkaian elektronika agar dapat diproses oleh mikrokontroler. Perancangan rangkaian elektronika meliputi rangkaian *pre-amplifier*, rangkaian filter HPF, rangkaian filter LPF, dan rangkaian *amplifier*.



Gambar 6. Rangkaian Pre-Amplifier

- a. Rangkaian *Pre-amplifier*. Pada gambar 6. Menunjukkan rangkaian *pre-amplifier* menggunakan IC AD 620 AN, memiliki harga yang terjangkau dan cocok untuk menaikkan *amplitude* yang rendah. IC AD 620 AN merupakan instrumentasi *amplifier* yang memiliki akurasi tinggi. Pada rangkaian ini, IC AD 620 AN berfungsi untuk menaikkan *amplitude* sinyal EMG yang sudah terekam oleh elektroda.

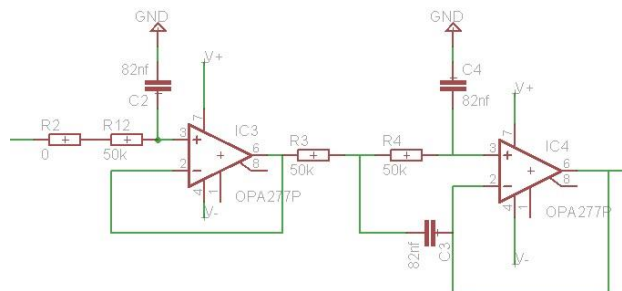


Gambar 7. Rangkaian Filter HPF

- b. Rangkaian Filter HPF. Pada gambar 7 rangkaian filter HPF menggunakan komponen resistor dan kapasitor. Rangkaian filter HPF berfungsi untuk meredam sinyal di bawah frekuensi *cut off* dan meloloskan sinyal di atas frekuensi *cut off*. Frekuensi *cut off* yang digunakan adalah sebesar 0,5 Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots \dots \dots (1)$$

Rumus IV-2 digunakan untuk menghitung nilai kapasitor untuk f_c 0,5 Hz. Resistor yang digunakan sebesar 33K Ω . Dan nilai kapasitor yang terpasang pada rangkaian filter HPF sebesar 10 μ F untuk memenuhi f_c 0,5 Hz.



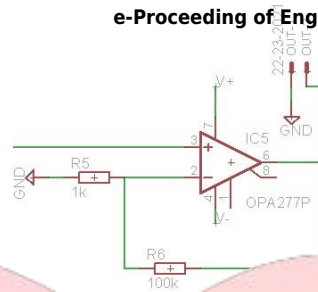
Gambar 8. Aktif Low Pass Filter dan Sallen Key Low Pass Filter

- c. Rangkaian Filter LPF. Pada gambar 8. rangkaian filter LPF terdiri dari rangkaian aktif LPF dan rangkaian LPF Sallen-Key. Rangkaian LPF berfungsi untuk meredam sinyal di atas frekuensi *cut off* dan meloloskan sinyanya di bawah frekuensi *cut off*. Frekuensi *cut off* yang dipakai pada rangkaian LPF ini adalah sebesar 40 Hz. Rangkaian aktif LPF selain memiliki fungsi untuk meredam *noise*, rangkaian tersebut juga berfungsi sebagai *gain* sebesar $A_v(G) = 1$, satu kali penguatan. Sedangkan rangkaian LPF Sallen Key merupakan filter aktif orde dua yang memiliki fungsi untuk menyaring kembali dengan nilai desibel lebih tinggi dan juga menguatkan output. Di bawah ini merupakan rumus frekuensi *cut off* rangkaian LPF orde 1 dan rangkaian LPF orde 2 secara berurutan.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots \dots \dots (2)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1.C1.R2.C2}} \dots \dots \dots (3)$$

Dari rumus (3) dan (4) akan diperoleh nilai resistor dan kapasitor yang akan digunakan untuk filter LPF. Nilai resistor yang diperoleh adalah sebesar 50K Ω dan nilai kapasitor adalah sebesar 82 nF. Filter LPF ini juga menggunakan IC OP 007.



Gambar 9. Rangkaian Amplifier

- d. Rangkaian *Amplifier*. Pada gambar 9 menunjukkan rangkaian *amplifier* yang akan digunakan pada tugas akhir ini. Rangkaian tersebut terdiri dari R_{in} sebesar $1K \Omega$, R_f sebesar $100K \Omega$ dan IC OP 007. Rangkaian *amplifier* ini berfungsi untuk menguatkan kembali sinyal yang sudah disaring agar dapat terbaca oleh ADC mikrokontroler.

$$Gain(A_v) = \frac{R_f}{R_{in}} + 1 \dots \dots \dots (4)$$

Dari rumus (5) dapat dihitung penguatan yang diinginkan. Apabila nilai $R_{in} = 1K \Omega$ dan $R_f = 100K$, maka penguatan yang terjadi sebesar 100 kali.

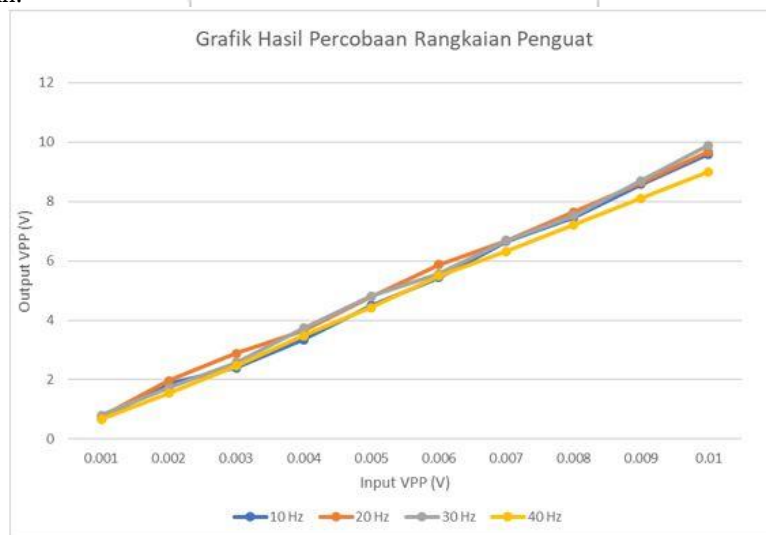
3.3 Cara Kerja Sistem

Saat sistem dimulai, Pertama menginisialisasi variabel-variabel yang digunakan. Kemudian mikrokontroler mengecek ada atau tidak nilai ADC yang terbaca oleh mikrokontroler tersebut. Jika ada nilai ADC yang terbaca oleh mikrokontroler, maka dibandingkan dengan nilai *threshold*. Apabila nilai tersebut melebihi nilai *threshold* yang telah ditentukan, maka mikrokontroler menggerakkan motor servo, selanjutnya nilai ADC terbaca ditampilkan di LCD dan sistem selesai. Sedangkan untuk nilai ADC yang kurang dari *threshold*, maka sistem langsung berbalik membaca nilai ADC sampai nilai ADC tersebut melebihi nilai *threshold* yang telah ditentukan.

4. Hasil Percobaan dan Analisa

4.1 Percobaan Rangkaian Amplifier

Percobaan ini bertujuan untuk mengetahui seberapa besar nilai penguatan yang dapat dihasilkan oleh modul EMG. Percobaan dilakukan dengan cara menyambungkan tiga input modul EMG ke *function generator*. Input V_+ modul EMG disambungkan dengan V_+ *function generator*, input V_- dan $V_{referensi}$ disambungkan dengan V_- *function generator*. Sedangkan output dari rangkaian *amplifier* modul EMG disambungkan ke osiloskop. Berikut tabel hasil percobaan:



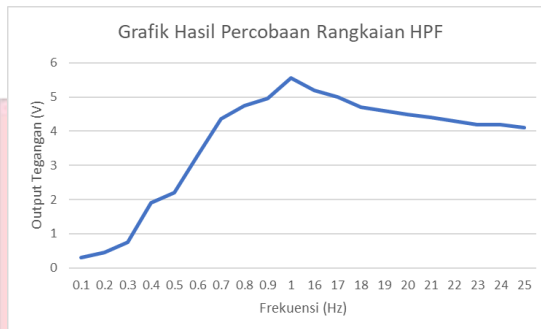
Gambar 1. Grafik Hasil Percobaan Rangkaian Penguat

Pada gambar 1 menunjukkan grafik besar penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier*. Percobaan ini dilakukan ketika posisi tangan mengangkat dan berkontraksi. Dari keluaran V_{pp} pada frekuensi 10 Hz diperoleh nilai penguatan rata-rata yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier* sebesar 887 kali, pada frekuensi 20 Hz diperoleh nilai penguatan rata-rata yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier* sebesar 938 kali, pada frekuensi 30 Hz diperoleh nilai penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier* sebesar 919 kali, pada frekuensi 40 Hz diperoleh nilai penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier* sebesar 854 kali. Rata-rata penguatan keempat percobaan tersebut adalah 900 kali. Hasil ini kurang sesuai dengan penguatan yang sudah dirancang sebesar 1000 kali. Perbedaan ini terjadi dikarenakan oleh komponen yang ada di pasaran kurang ideal.

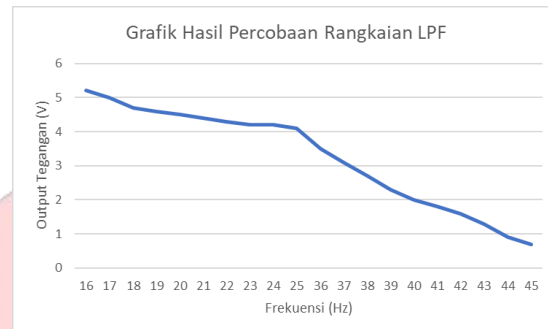
4.2 Percobaan Rangkaian HPF dan LPF

Percobaan ini dilakukan dengan cara menyambungkan input V_+ modul EMG dengan V_+ *function generator*. Sedangkan input V_- dan $V_{referensi}$ disambungkan dengan V_- *function generator*. Output dari rangkaian LPF

modul EMG disambungkan dengan osiloskop untuk mengetahui respon frekuensi yang dihasilkan oleh HPF dan LPF. Frekuensi *cut off* berada pada 0,5 Hz dan 40 Hz. Dibawah ini adalah tabel hasil percobaan:



Gambar 2. Grafik Hasil Percobaan Rangkaian HPF



Gambar 3. Grafik Hasil Percobaan Rangkaian LPF

Pada gambar 2 dan 3 menunjukkan hasil percobaan rangkaian HPF dan LPF. Frekuensi *cut off* yang berada pada 0,5 Hz, menyebabkan terjadi peredaman sinyal ketika *input* berada di bawah frekuensi *cut off*. Ini terbukti pada percobaan dengan frekuensi 0,1 – 1 Hz, ketika frekuensi 0,1 - 0,4 Hz nilai tegangan keluaran mendekati 0 V. Sedangkan ketika input berada diatas frekuensi cut off, sinyal input berhasil diloloskan. Pada frekuensi 0,6 – 1 Hz cenderung mengalami kenaikan nilai tegangan keluaran. Dengan nilai tegangan keluaran tertinggi berada pada frekuensi 1 Hz sebesar 5,5 V.

Percobaan pada frekuensi 16 – 25 Hz. Ketika input berada diatas frekuensi cut off 0,5 Hz dan dibawah frekuensi cut off 40 Hz, sinyal input berhasil diloloskan. Pada frekuensi 16 – 25 Hz, nilai tegangan keluaran cenderung semakin turun sesuai pertambahan frekuensi. Tetapi tidak mengalami penurunan yang sangat drastic atau mendekati 0 V. Dengan nilai tegangan keluaran terkecil berada pada frekuensi 25 Hz sebesar 4,41 V.

Percobaan pada frekuensi 36 – 45 Hz. Ketika input berada di bawah frekuensi cut off 40 Hz, sinyal input berhasil diloloskan. Sedangkan sinyal input yang berada di atas frekuensi cut off 40 Hz, sinyal tersebut akan diredam. Ini terbukti ketika frekuensi 41 – 45 Hz, nilai tegangan keluaran cenderung semakin turun mendekati 0 V.

Percobaan ini tidak dilakukan untuk semua frekuensi yang ada pada filter. Hanya menggunakan sampel frekuensi yang ada pada tabel percobaan di atas. Ini dikarenakan kondisi modul EMG memiliki ketahanan yang kurang ketika digunakan untuk proses pengukuran yang sangat lama.

4.3 Percobaan Tingkat Akurasi Lengan Robot

Percobaan ini dilakukan untuk mengetahui berapa tingkat akurasi yang dapat dihasilkan oleh lengan robot. Percobaan terdiri dari dua gerakan, yaitu ketika kondisi otot bisep mengangkat dan ketika otot bisep meregang. Pada masing-masing gerakan dilakukan sebanyak tiga puluh kali. Kemudian dihitung tingkat akurasi lengan robot tersebut.

Ketika kondisi otot bisep mengangkat tangan berada pada posisi 135°. Dari tiga puluh kali percobaan, diperoleh sebanyak 25 kali sinyal dapat terekam dan sebanyak 5 kali sinyal tidak dapat terekam. Sinyal tidak dapat terekam rata-rata berada pada percobaan ke dua puluh ke atas. Ini dikarenakan tangan cenderung sudah merasa sangat capek ketika memasuki percobaan ke dua puluh keatas. Dari percobaan ini, diperoleh hasil tingkat akurasi untuk kondisi ketika otot bisep mengangkat sebesar 83,33 %.

Ketika kondisi otot bisep meregang, tangan berada pada posisi 0°. Dari tiga puluh kali percobaan, diperoleh sebanyak 23 kali sinyal dapat terekam dan sebanyak 7 kali sinyal tidak dapat terekam. Sinyal tidak dapat terekam rata-rata berada pada percobaan ke dua puluh ke atas. Ini dikarenakan tangan cenderung sudah merasa sangat capek ketika memasuki percobaan ke dua puluh keatas. Dari percobaan ini, diperoleh hasil tingkat akurasi untuk kondisi ketika otot bisep mengangkat sebesar 76,67 %.

Hasil kedua percobaan tersebut menunjukkan bahwa tingkat akurasi otot bisep ketika kondisi mengangkat lebih besar daripada kondisi meregang. Faktor yang mempengaruhi hasil tersebut adalah saat kondisi meregang dan kontraksi, otot bisep menghasilkan sinyal listrik lebih kecil (sekitar 1 V). Sedangkan ketika kondisi mengangkat dan kontraksi, otot bisep menghasilkan sinyal listrik cenderung lebih besar (sekitar 2,8 V).

5. Kesimpulan dan Saran

5.1 Kesimpulan

Dari beberapa percobaan yang telah dilakukan dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Penguatan yang dihasilkan oleh modul EMG sebesar 825 kali. hasil penguatan tersebut memang tidak sesuai dengan penguatan yang telah dirancang. Tetapi dengan penguatan sebesar 825 kali tersebut, sudah mampu menguatkan nilai sinyal input otot tangan sebesar 0 – 5 mV. Sehingga dapat terbaca oleh ADC Arduino dan dapat dijadikan input untuk mengolah program.
2. Proses filtering yang dihasilkan oleh modul EMG sudah mampu meredam sinyal yang berada di bawah 0,5 Hz dan di atas 40 Hz. Dan sudah mampu meloloskan sinyal yang berada di antara 0,5 dan 40 Hz. Dengan hasil tersebut, modul EMG sudah dapat bekerja dengan baik.

3. Perbedaan hasil simulasi rangkaian dengan percobaan rangkaian yang sebenarnya terjadi dikarenakan nilai komponen yang digunakan menyesuaikan komponen yang ada dipasaran. Jadi tidak sesuai atau mendekati nilai yang telah dihitung.
4. Tingkat akurasi yang dihasilkan oleh lengan robot sebesar 83,33 % ketika kondisi tangan mengangkat dan 76,67 % ketika kondisi tangan meregang.

5.2 Saran

Pada tugas akhir ini masih banyak kekurangan, Maka dari itu ada beberapa saran agar kesalahan yang sama tidak terulang lagi dan penelitian selanjutnya dapat lebih baik, diantaranya:

1. Pada tugas akhir ini masih berpengaruhnya efek saluran listrik. Ketika perekaman dilakukan dengan menggunakan laptop dan tersambung dengan saluran listrik melalui charger, maka proses perekaman tidak akan berjalan. Karena sinyal EMG kalah dengan noise yang ditimbulkan oleh saluran listrik tersebut. Jadi butuh perancangan yang sangat matang agar efek dari saluran listrik tidak mengganggu sinyal perekaman.
2. Masih kurang sensitifnya modul EMG. Ini dikarenakan perancangan yang kurang dan penentuan komponen yang dilakukan menyesuaikan komponen yang ada di pasaran. Jadi tidak sesuai dengan nilai yang ada pada perhitungan. Kedepannya harus bisa menyesuaikan antara komponen yang sudah dihitung dan yang ada dipasaran tidak terjadi perbedaan.

Daftar Pustaka

- [1] S. Raden, Hustinawati, N. Rigathi Widya, K. Ary Bima, P. Yogi, and S. Abdurachman, “Robotika”, Jakarta: Universitas Gunadarma, 2010.
- [2] “Data Kementerian Sosial 2009”, 2009. [Online]. Available: <http://www.kemsos.go.id>. [Accessed 5 Februari 2017].
- [3] R. Ahmad, *Instrumentasi Biomedis*, Yogyakarta, Graha Ilmu, 2014.
- [4] S. Mrinal Jyoti and P. Richa, “Data Acquisition and Monitoring of EMG (Electromyogram) Signals”, ELK Asia Pasific Journals – Special Issue, ISBN: 978-81-930411-4-7.
- [5] Z. Muhammad, “Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis”, Australia: Intech, 2012.
- [6] “Non-Inverting Amplifier”, 2013. [Online]. Available: <http://elektronika-dasar.web.id/penguat-tak-membalik-non-inverting-amplifier/>. [Accessed 24 Mei 2017].
- [7] “Sallen-Key Low Pass Filter Design Equations”, 2016. [Online]. Available: <http://www.daycounter.com/Filters/SallenKeyLP/Sallen-Key-LP-Filter-Design-Equations.phtml>. [Accessed 17 April 2017].
- [8] W. Jingpeng, T. Liqiong, and B. John E, “Surface EMG Signal Amplification and Filtering”, Volume 82 – No 1, International Journal of Computer Applications (0975 - 8887), 2013.