

# Desain Dan Implementasi Lengan Robot Berbasis Electromyogram Untuk Orang Berkebutuhan Khusus

Ardhan Dwi Meirika Surachman<sup>1\*</sup>, Mohammad Ramdhani<sup>2</sup>, Ramdhan Nugraha<sup>3</sup>

Program Studi Teknik Elektro  
Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom, Bandung  
E-mail: meitrika.ardhan@gmail.com; mohamadramdhani@telkomuniversity.ac.id  
ramdhan@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 (membengkok) dan berkontraksi, maka lengan robot mengikuti gerakan mengangkat. Sedangkan ketika kondisi tangan ekstensor (meluruskan), 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:** *Lengan Robot, Electromyogram, Amplifikasi, Filter, Mikrokontroler.*

---

## 1 Pendahuluan

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 actuator.

## 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].

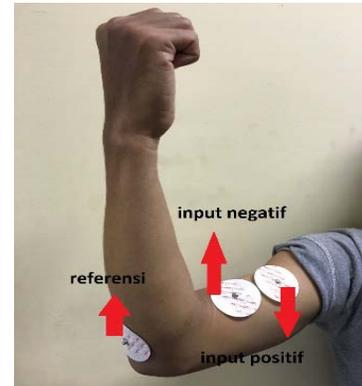
Sinyal EMG yang dihasilkan oleh tubuh kita memiliki *amplitude* yang sangat rendah dan muncul dengan durasi yang singkat. Sinyal ini juga mengandung *noise* yang disebabkan oleh elektroda *surface*, komponen elektronik, dan radiasi elektromagnetik yang ditimbulkan oleh jala-jala listrik. Karena itu, 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. Perekam 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[5]. 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.

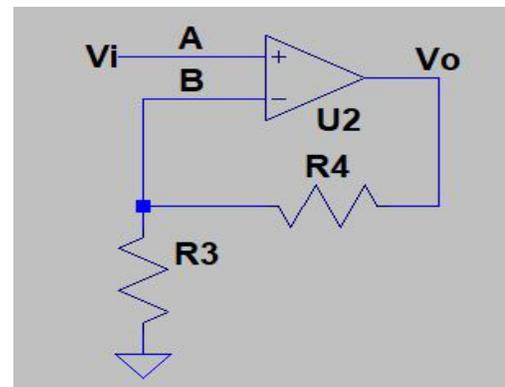


Gambar 1 Pemasangan Elektroda

### 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. Di bawah ini merupakan rumus dan gambar rangkaian penguat *non-inverting*:

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{R_4 + R_3}{R_3} = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (1)$$



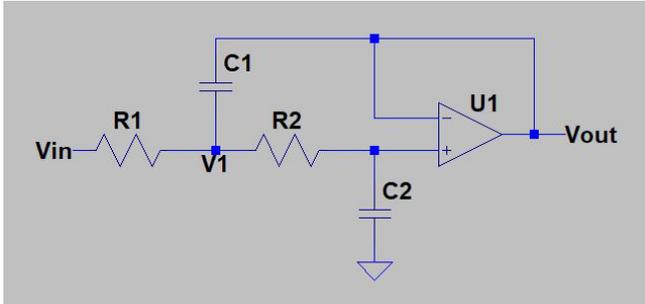
Gambar 2. Rangkaian Non-Inverting Amplifier

### 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. Di bawah ini merupakan rumus

frekuensi *cut off* orde dua dan rangkaian *Sallen-Key Low Pass Filter*:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (2)$$

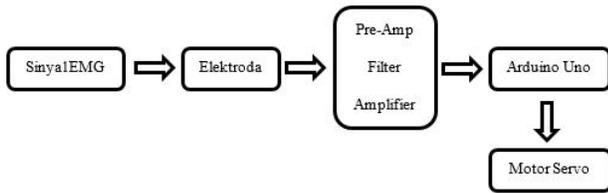


Gambar 3. Rangkaian *Sallen Key Low Pass Filter*

### 3 Perancangan Sistem

#### 3.1. Diagram Blok Sistem

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



Gambar 4. Diagram Blok Sistem

Gambar 4 merupakan diagram blok sistem keseluruhan alat yang telah dirancang. Sinyal EMG yang dihasilkan oleh kontraksi otot bisa 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* 40 Hz, dan *Sallen-Key Low Pass Filter* dengan frekuensi *cut off* 40 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 pada

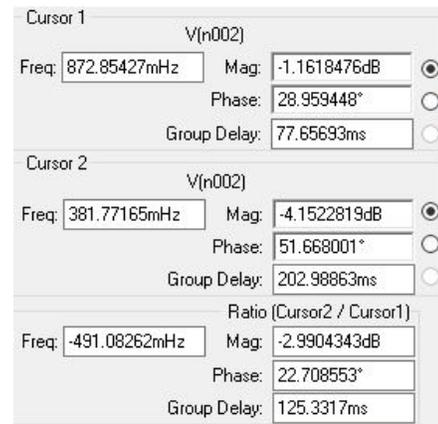
frekuensi *cut off* 40 Hz untuk LPF. Di bawah ini merupakan hasil simulasi rangkaian:

#### 3.2.1. Simulasi Rangkaian High Pass Filter (HPF)

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



Gambar 5. Sinyal HPF Pada Simulasi

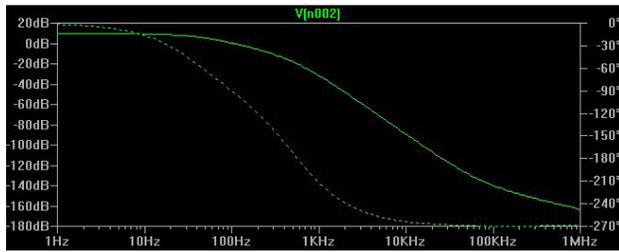


Gambar 6. Hasil Nilai Frekuensi *Cut Off* Pada Simulasi

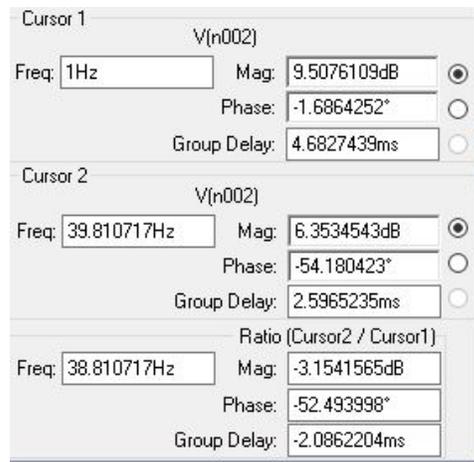
Pada gambar 5 dan 6 menunjukkan kondisi sinyal dan nilai yang dihasilkan oleh rangkaian HPF saat simulasi. Frekuensi *cut off* yang dihasilkan pada simulasi adalah sebesar 491,08262 mHz. Nilai tersebut sudah bagus Karena sudah mendekati frekuensi *cut off* yang diharapkan. Dengan hasil frekuensi *cut 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 Rangkaian Gabungan Low Pass Filter Aktif dan Sallen Key Low Pass Filter

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



Gambar 7. Sinyal LPF Pada Simulasi

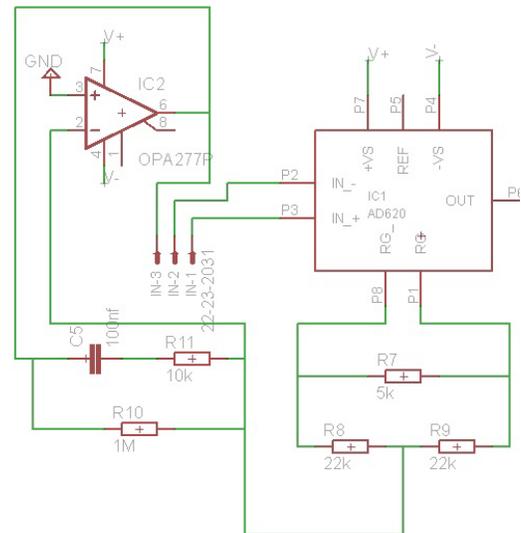


Gambar 8. Hasil Nilai Frekuensi Cut Off Pada Simulasi

Pada gambar 7 dan 8 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.

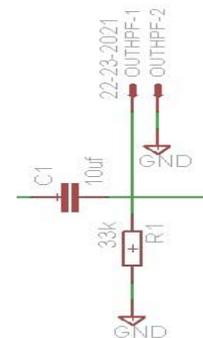
### 3. 3. Perancangan Sistem

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 sinyal tersebut dapat diproses oleh mikrokontroler. Perancangan rangkaian elektronika meliputi rangkaian *pre-amplifier*, rangkaian filter HPF, rangkaian filter LPF, dan rangkaian *amplifier*. Di bawah ini merupakan hasil perancangannya:



Gambar 9. Rangkaian Pre-Amplifier

Pada gambar 9 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.

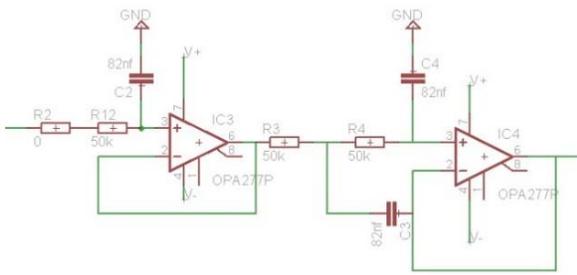


Gambar 10. Rangkaian High Pass Filter

Pada gambar 10 merupakan 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.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

Rumus 3 digunakan untuk menghitung nilai kapasitor untuk frekuensi *cut off* 0,5 Hz. Resistor yang digunakan sebesar 33KΩ. Dan nilai kapasitor yang terpasang pada rangkaian filter HPF sebesar 10µF untuk memenuhi frekuensi *cut off* 0,5 Hz.



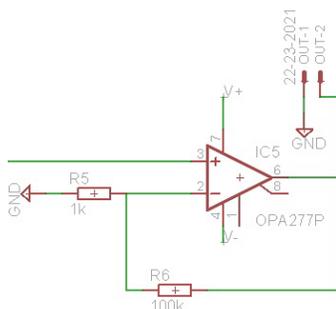
Gambar 11. Rangkaian Low Pass Filter

Pada gambar 11 merupakan rangkaian 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.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{4}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \tag{5}$$

Dari rumus 4 dan 5 akan diperoleh nilai resistor dan kapasitor yang digunakan untuk filter LPF. Nilai resistor yang diperoleh adalah sebesar 50kΩ dan nilai kapasitor adalah sebesar 82 nF. Filter LPF ini juga menggunakan IC OP 007.



Gambar 12. Rangkaian Amplifier

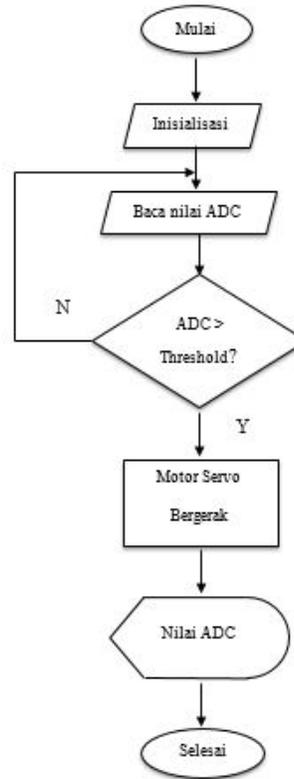
Pada gambar 12 menunjukkan rangkaian *amplifier* yang digunakan. Rangkaian tersebut terdiri dari Rin sebesar 1kΩ, Rf sebesar 100kΩ dan IC OP 007. Rangkaian *amplifier* ini berfungsi untuk menguatkan kembali sinyal yang sudah disaring agar dapat terbaca oleh ADC mikrokontroler.

$$Gain(A_v) = \frac{R_f}{R_{in}} + 1 \tag{6}$$

Dari rumus 6 dapat dihitung penguatan yang diinginkan. Apabila nilai  $R_{in} = 1k\Omega$  dan  $R_f = 100k\Omega$ , maka penguatan yang terjadi sebesar 101 kali.

### 3. 4. Cara Kerja Sistem

Tahapan ini diperlukan untuk menentukan pergerakan *output* yang diinginkan sesuai sinyal *input* yang diterima. Mikrokontroler memproses sinyal *input* sehingga menghasilkan *output* pergerakan yang diinginkan. Di bawah ini adalah *flow chart* sistem.



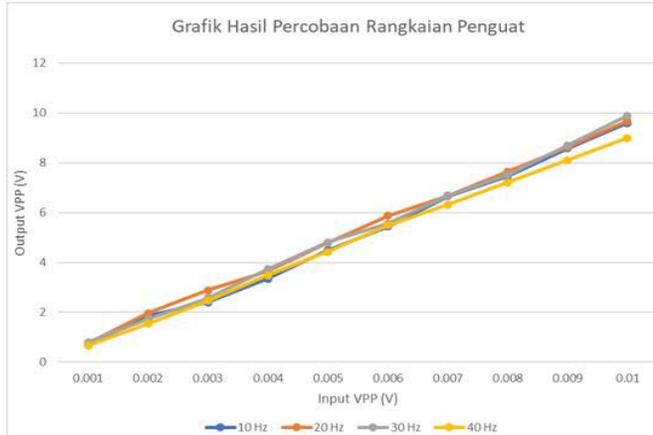
Gambar 13. Flow Chart Sistem

Ketika sistem dimulai, Pertama menginisialisasi 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 Implementasi dan Pengujian

### 4.1 Pengujian Rangkaian Amplifier

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui seberapa besar nilai penguatan yang dapat dihasilkan oleh modul EMG. Pengujian dilakukan dengan cara menyambungkan tiga *input* modul EMG ke *function generator*. *Input V+* modul EMG disambungkan dengan *V+ function generator*, *input V-* dan *Vreferensi* disambungkan dengan *V- function generator*. Sedangkan *output* dari rangkaian *amplifier* modul EMG disambungkan ke osiloskop. Berikut adalah grafik hasil pengujian:

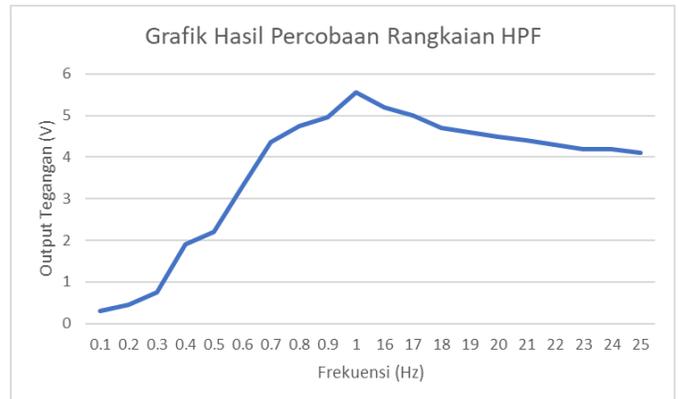


Gambar 14 Grafik Hasil Pengujian Rangkaian Penguat

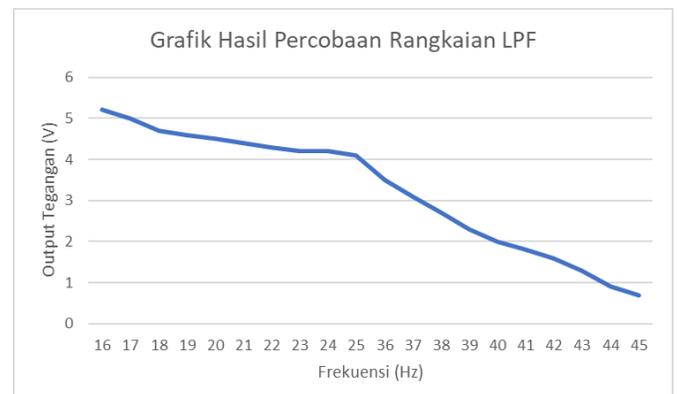
Pada gambar 14 menunjukkan grafik besar penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier*. Percobaan ini dilakukan ketika kondisi tangan fleksor dan berkontraksi. Dari keluaran *Vpp* pada frekuensi 10 Hz diperoleh nilai penguatan rata-rata yang dihasilkan oleh rangkaian *amplifier* sebesar 887 kali, 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 pengujian 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. Pengujian Rangkaian HPF dan LPF

Pengujian ini dilakukan dengan cara menyambungkan *input V+* modul EMG dengan *V+ function generator*. Sedangkan *input V-* dan *Vreferensi* 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 grafik hasil pengujian:



Gambar 15. Grafik Hasil Pengujian Rangkaian HPF



Gambar 16. Grafik Hasil Pengujian Rangkaian LPF

Pada gambar 15 dan 16 menunjukkan hasil pengujian 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.

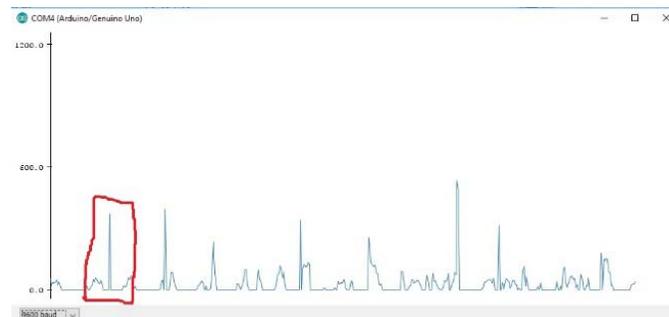
Pengujian pada frekuensi 16 – 25 Hz. Ketika *input* berada diatas frekuensi *cut off* 0,5 Hz dan dibawah frekuensi *cut off* 40 Hz, sinyal *input* berhasil diloloskan. Pada frekuensi 16 – 25 Hz, nilai tegangan keluaran cenderung semakin turun sesuai pertambahan frekuensi. Tetapi tidak mengalami penurunan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

Pengujian 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 nilai 0 V.

Pengujian 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.

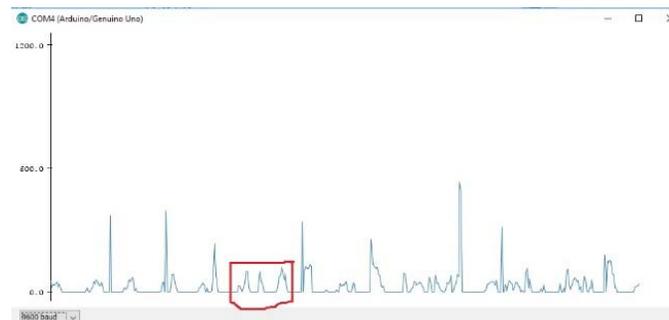
#### 4. 3. Pengujian Modul EMG Menggunakan Serial Plotter Arduino.

Pengujian ini dilakukan dengan cara menyambungkan *output* dan *ground* dari modul EMG ke ADC dan ground Arduino. *Input* modul EMG diperoleh dari elektroda yang dipasang pada tangan pengguna. Kemudian hasil sinyal dilihat pada *Serial Plotter* Arduino. Dibawah ini adalah gambar hasil pengujian:



Gambar 17 Sinyal Hasil Kontraksi Otot Bisep pada Serial Plotter

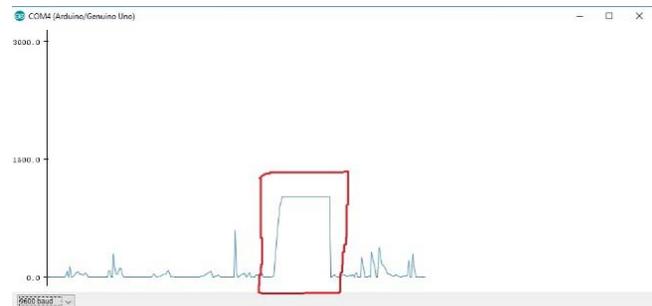
Gambar 17 merupakan gambar sinyal dari hasil kontraksi otot bisep. Sinyal tersebut berupa *impuls* dan muncul pada saat kondisi kontraksi saja. Besar nilai ADC sinyal *impuls* yang dihasilkan berkisar antara 300-600. Dan nilai tersebut akan menjadi *threshold* program pada Arduino. Sedangkan ketika otot bisep sudah tidak mengalami kontraksi atau otot bisep dalam kondisi ekstensor, maka sinyal yang terekam akan bernilai mendekati nol.



Gambar 18. Noise yang Terjadi Saat Tangan Ekstensor

Gambar 18 merupakan gambar *noise* yang terekam. *Noise* muncul ketika otot bisep dalam kondisi ekstensor. Penyebab munculnya *noise* tersebut karena karakteristik jaringan, *muscle crosstalk*, *noise* eksternal, elektroda, *amplifier* dan EKG artifak sesuai yang sudah dijelaskan dalam tinjauan pustaka. *Noise* yang terekam bernilai lebih kecil dari

nilai sinyal kontraksi otot bisep. Jadi *noise* tersebut tidak akan mengganggu proses pengambilan nilai ADC yang digunakan sebagai input pada program Arduino.



Gambar 19. Noise akibat Saluran Listrik

Gambar 19 merupakan *noise* yang disebabkan oleh saluran listrik. *Noise* ini muncul ketika merekam sinyal kontraksi otot bisep menggunakan laptop yang sedang disambungkan dengan saluran listrik melalui *charger*. Besar nilai ADC yang ditimbulkan oleh *noise* akibat saluran listrik adalah 1023 (nilai maksimal dari ADC Arduino). Dengan kondisi seperti itu, maka *noise* tersebut sangat mengganggu proses perekaman sinyal kontraksi otot bisep. Sehingga pada saat proses perekaman berlangsung, kondisi laptop harus tidak disambungkan dengan saluran listrik.

#### 3.1 Pengujian Nilai ADC

Pengujian ini dilakukan dengan cara memasang alat pada otot bisep orang yang berbeda, sehingga dapat diketahui nilai ADC yang dihasilkan oleh setiap orang dan dapat diketahui faktor yang mempengaruhi besar atau kecilnya nilai ADC. Pengujian ini dilakukan pada empat orang yang berbeda, yaitu orang pertama dengan tinggi badan 164 cm dan berat badan 60 kg, orang kedua dengan tinggi badan 175 cm dan berat badan 55 kg, orang ketiga dengan tinggi badan 165 cm dan berat badan 65 kg, orang keempat dengan tinggi badan 170 cm dan berat badan 55 kg. Hasil percobaan tertera pada tabel berikut:

Tabel 1 Pengujian Nilai ADC

No.	Nilai ADC			
	Orang Pertama	Orang Kedua	Orang Ketiga	Orang Keempat
1.	205	308	213	367
2.	230	413	323	264
3.	460	314	229	357
4.	465	253	150	352
5.	352	309	161	220
6.	412	340	340	409
7.	279	236	174	722
8.	480	871	153	433
9.	229	303	177	197
10.	533	578	285	462
11.	677	250	272	516
12.	893	251	175	511
13.	762	779	457	488
14.	406	293	192	176
15.	311	215	349	242
16.	254	322	196	273
17.	560	473	246	166
18.	368	256	242	847
19.	246	333	241	614
20.	211	300	278	297
21.	473	256	212	240
22.	229	207	358	250
23.	446	224	238	193
24.	232	549	321	186
25.	300	378	194	271
26.	377	255	302	237
27.	784	290	293	178
28.	242	242	416	168
29.	255	229	335	486
30.	516	280	235	285
Rata-rata	400	344	259	347

Dari tabel 1 dapat diketahui bahwa nilai ADC setiap orang berbeda-beda. Pengujian ini mengambil sampel empat orang untuk diukur nilai ADC saat kondisi tangan fleksor dan otot bisep berkontraksi. Orang pertama dengan berat badan 60 kg memperoleh rata-rata sebesar 400 dari tiga puluh kali pengujian, Orang kedua dengan berat badan 55 kg memperoleh rata-rata sebesar 344 dari tiga puluh kali pengujian, Orang ketiga dengan berat badan 65 kg memperoleh rata-rata sebesar 259 dari tiga puluh kali pengujian, dan sedangkan Orang keempat dengan berat badan 55 kg memperoleh rata-rata sebesar 347 dari tiga puluh kali pengujian. Jadi besar nilai ADC yang terekam oleh Arduino dipengaruhi dari oleh kondisi berat badan dan bentuk otot bisep masing-masing individu.

## 5 Simpulan dan Saran

Berdasarkan hasil pengujian dan analisa yang telah dilakukan diperoleh beberapa 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 keberhasilan yang dihasilkan oleh lengan robot sebesar 83,33 % ketika kondisi tangan fleksor dan 76,67 % ketika kondisi tangan ekstensor.

## Kepustakaan

- [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.