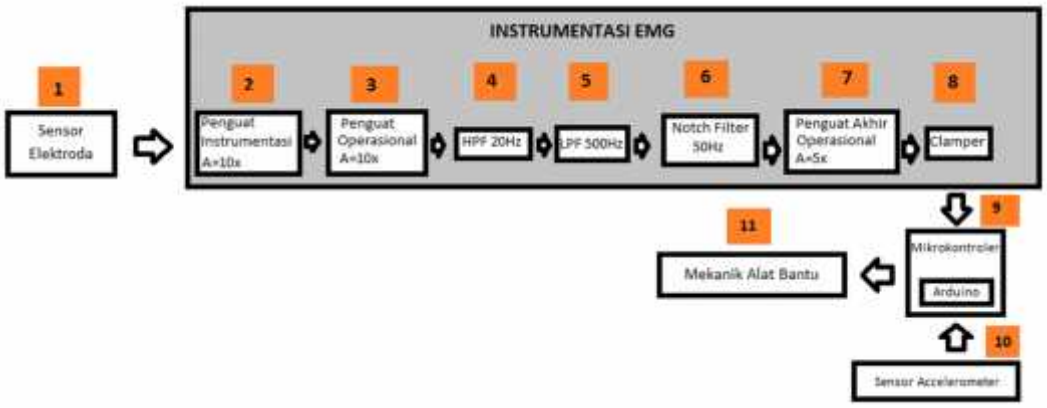
BAB III
PERANCANGAN SISTEM

Perancangan adalah suatu proses di mana ide atau gagasan berdasarkan teori-teori yang mendukung ide tersebut lalu di realisasikan ke suatu benda/alat yang akan dirancang. Pada dasarnya perancangan yang baik dilakukan secara sistematik dan tersusun, sehingga mempermudah proses pembuatan alat serta analisanya.

3.1 Perancangan Sistem

Pada dasarnya sebelum merancang suatu alat secara sistematik dibutuhkan suatu blok diagram sistem. Berikut adalah diagram blok dari "Sistem Alat Bantu Terapi Untuk Penyandang Disabilitas Kaki Manusia Melalui Pendeteksian Sensor EMG & Accelerometer" yang ditampilkan pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem

Berikut adalah penjelasan dari blok diagram sistem pada Gambar 3.1 sebagai berikut.

1. Sensor Elektroda

   Elektroda adalah sensor yang mengubah dari sinyal otot manusia menjadi sinyal elektris. Otot manusia akan menghasilkan sinyal yang diterima oleh

sensor elektroda dan mengubahnya ke sinyal elektris. Sinyal otot yang terbaca oleh sensor elektroda sangat kecil, yaitu sekitar 0-10 mV. Elektroda yang digunakan berjumlah tiga *leads*. Cara pemasangan elektroda yaitu secara *unipolar,* dimana satu *lead* elektroda pada otot yang akan diukur dan dua *lead* elektroda lainnya diletakan di bagian yang minim gerakan sebagai referensi.

2. Penguat Instrumentasi (A=10kali)

   Penguat instrumentasi ini dilakukan untuk menguatkan sinyal dengan amplitudo yang sangat kecil. Penguatan yang dilakukan secara bertingkat (*cascade*). Tujuannya adalah untuk menjaga parameter CMRR (*common mode rejection ratio*). CMRR ini adalah perbandingan penguatan sinyal tegangan dengan penguatan sinyal *noise* yang dihasilkan, semakin besar nilai CMRR ini maka penguat instrumentasi tersebut semakin baik.

3. Penguat Operasional (A=10kali)

   Penguat ini adalah lanjutan dari bagian *cascade* selanjutnya. Penguat ini bertujuan menjaga parameter CMRR tetap tinggi atau menjaga agar noise sinyal yang ikut terbaca tidak dikuatkan terlalu besar sebelum masuk pada bagian proses *filter*.

4. HPF (*High Pass Filter*) 20Hz

   Normalnya sinyal otot yang terbaca sangat rawan terhadap *noise* dari luar, seperti sinyal jantung dan sinyal dari jala-jala listrik, oleh karena itu dibutuhkan suatu filter agar meredam *noise* yang ikut terbaca. Filter yang akan digunakan kali ini yaitu *High Pass Filter, Low Pass Filter, dan Notch Filter*. HPF ini berfungsi untuk meloloskan frekuensi data yang lebih

besar dan meredam frekuensi data yang lebih kecil daripada frekuensi *cut-off*-nya. Berdasarkan karakteristik dari sinyal EMG, frekuensi *cut-off* HPF yang akan digunakan adalah 20Hz.

5. LPF (Low Pass Filter) 500Hz

   LPF ini berfungsi untuk meloloskan frekuensi data yang lebih kecil dan meredam frekuensi data yang lebih besar daripada frekuensi *cut-off*-nya. Berdasarkan karakteristik dari sinyal EMG, frekuensi *cut-off* LPF yang digunakan adalah 500Hz.

6. Notch Filter 50Hz

   Notch Filter ini berfungsi untuk meredam frekuensi data yang sama dengan frekuensi *cut-off*-nya dan meloloskan frekuensi selainnya.

7. Penguat Akhir (Penguat Operasional, A=5 kali)

   Setelah sinyal selesai dari proses filter, maka selanjutnya yaitu proses cascade rangkaian penguat sinyal yang terakhir. Penguat ini bertujuan untuk menguatkan sinyal data yang telah di filter sebelumnya agar masuk pada range tegangan yang diinginkan.

8. Clamper

   Clamper berfungsi untuk menggeser *based line* dari sinyal data yang masuk agar nilainya berada di atas 0 (positif) serta sinyal data tidak terpotong. Karena kemungkinan sinyal data yang masuk masih memiliki amplitudo di bawah 0 (negatif).

9. Mikrokontroler (Arduino)

   Mikrokontroler berfungsi untuk menerima data sinyal dari Instrumentasi EMG dan fungsi accelerometer pada sensor IMU, lalu diproses untuk menggerakkan aktuator.

10. Sensor Accelerometer

    Sensor Accelerometer ini berfungsi untuk mengukur gerakan tubuh yang di letakkan dimana sensor accelerometer diletakkan di tangan menggunakan fungsi accelerometer pada sensor IMU tersebut. Jika melakukan gerakan yang sudah disesuaikan maka aktuator akan bergerak sesuai gerakan.

11. Aktuator

    Aktuator ini digunakan sebagai devais prostetik yang pergerakannya sangat bebas sesuai dengan kaki manusia dengan pengontrolan dari mikrokontroler.

3.2 Pemilihan Komponen

Pemilihan komponen yang tepat akan berpengaruh terhadap kualitas kinerja alat dan efisiensi biaya. Faktor-faktornya diantaranya seperti sensitivitas, nilai harga, jangkauan dan respon waktu. Berikut adalah perbandingan komponen dan pemilihan bahan yang akan digunakan.

3.2.1 Pemilihan Jenis Komponen Penguat Instrumentasi

Pemilihan jenis penguat instrumentasi berhubungan dengan komponen yang digunakan untuk penguatan sinyal otot yang memiliki amplitude sangat kecil.

Tabel 3.1 Perbandingan Penguat Instrumentasi

Tipe	AD620	INA128	AD623
Gain	1 - 10.000x	1 - 1.000x	1 - 1.000x
Bandwidth	800KHz	700KHz	100KHz
Slew Rate	0,75 V/uS - 1,2 V/uS	4 V/uS	0,3 V/uS
Supply Range	± 2,3V to ± 18V	± 2,25V to ± 18V	± 2,5V to ± 6V
CMRR	93dB - 110dB	100dB - 106dB	100dB - 120dB
Harga	Rp. 75.000,-	Rp. 110.000,-	Rp. 200.000,-

Berdasarkan tabel perbandingan di atas, penguat instrumentasi dengan tipe AD620 dipilih karena beberapa kelebihan seperti *Gain* yang bernilai (10.000x), *Bandwidth* yang mencapai nilai (800 KHz) serta harga yang lebih ekonomis yaitu (Rp. 75.000,-) meskipun *slew rate*, *supply range*, dan CMRR yang nilainya kurang besar dari tipe penguat instrumentasi lainnya.

3.2.2 Pemilihan Jenis Komponen Penguat Operasional

Pemilihan jenis penguat operasional ini agar sinyal data analog yang terbaca dapat dikuatkan dengan baik sehingga sinyal datanya tidak berubah.

Tabel 3.2 Perbandingan Penguat Operasional

Tipe	LF356	LF355	LM741
Bandwidth	5MHz	2,5MHz	0,437MHz - 1,5MHz
Slew Rate	50 V/uS	5 V/uS	0,5 V/uS
Supply Range	± 22V	± 22V	± 22V
CMRR	80dB - 100dB	80dB - 100dB	70dB - 90dB
Harga	Rp. 17.000,-	Rp. 15.000,-	Rp. 5.000,-

Berdasarkan tabel perbandingan penguat operasional di atas, penguat operasional tipe LF356 dipilih karena memiliki *bandwidth* yang lebih besar (5 MHz) dan *slew rate* (50 V/uS) dibandingkan penguat operasional tipe lainnya, meskipun harganya yang lebih mahal dbandingkan tipe lainnya.

3.2.3 Pemilihan Jenis Mikrokontroler

Pemilihan jenis mikrokontroler yang akan digunakan untuk membaca dan memproses sinyal EMG.

Tabel 3.3 Perbandingan Jenis Mikrokontroler

Tipe	Arduino Mega R3	Arduino UNO R3	Arduino Nano 3
Digital I/O Pin	54 Pin	14 Pin	14 Pin
Analog Input Pin	16 Pin	6 Pin	6 Pin
Memory Flash	256KB	32KB	32KB
SRAM	8KB	2KB	2KB
Clock Speed	16MHz	16MHz	16MHz
Harga	Rp. 150.000,-	Rp. 100.000,-	Rp. 75.000,-

Berdasarkan tabel perbandingan di atas, Mikrokontroler Arduino UNO R3 dipilih karena memiliki kelebihan harganya yang tidak terlalu mahal serta analog pin yang digunakan 6 pin.

3.2.4 Pemilihan Jenis *Driver* Motor DC

Pemilihan jenis *driver* motor DC yang akan digunakan untuk pengendalian motor DC.

Tabel 3.4 Perbandingan Jenis *Driver* Motor DC

Tipe	L293D	L298N	VNH2SP30
Supply Voltage	36V	46V	41V
Peak Current	1,2A	3A	30A
Strorage Temperature	-65°C to 150°C	-40°C to 150°C	-55°C to 150°C
Harga	Rp. 35.000,-	Rp. 30.000,-	Rp. 80.000,-

Berdasarkan tabel perbandingan di atas, *driver* motor DC tipe VNH2SP30 dipilih karena memiliki kelebihan dimana arus puncak yang diterima mencapai 30A dan tegangan suplai yang cukup besar pula yaitu 41V walaupun harganya lebih mahal dibandingkan dengan tipe lainnya.

3.3 Perancangan *Hardware*

Perancangan *hardware* yang akan dibuat meliputi perancangan mekanik alat bantu kaki dan perancangan rangkaian instrumentasi EMG seperti penguat

operasional, penguat instrumentasi, rangkaian filter (*low pass* filter, *high pass* filter dan *notch* filter), rangkaian *clamper* dan rangkaian *accelerometer*.

3.3.1 Perancangan Mekanik Alat Bantu Kaki Manusia

Dalam perancangan mekanik alat pembantu kaki manusia ini yang paling diperhitungkan pertama yaitu bahan, dimana bahan yang harus digunakan harus kuat, kokoh, tapi tidak terlalu berat. Berikut adalah beberapa mekanik alat pembantu kaki manusia yang telah ada hingga saat ini.



Gambar 3.2 Mekanik Alat Pembantu Kaki Manusia Yang Telah Di Ciptakan

Pada bagian lutut dan pergelangan kaki manusia, bahan yang digunakan yaitu Alumunium. Bahan ini digunakan karena kuat, dan kokoh karena bagian inilah yang rentan jika salah menggunakan bahan yang tidak cocok meskipun harga Alumunium sedikit cukup mahal. Untuk bagian tulangnya digunakan bahan Pipa PVC, bahan ini digunakan karena tidak terlalu berat serta mudah dalam instalasinya dan harganya yang cukup terjangkau. Jika semua mekaniknya menggunakan

Alumunium pertama pasti mekanik jadi sangat berat lalu jika ada arus listrik yang sort akan membahayakan penggunanya. Sebaliknya pula jika semua bahan mekaniknya menggunakan Pipa PVC, pasti akan sangat rentan pada bagian lutut dan pergelangan kakinya. Lalu pada mekanik ini pada bagian Tulang Betis atau Tulang Kering dapat diatur ketinggiannya sesuai dengan penggunanya. Dan berikut adalah tampilan dari mekanik secara keseluruhan.



Gambar 3.3 Hasil Perancangan Keseluruhan Alat Pembantu Kaki Manusia

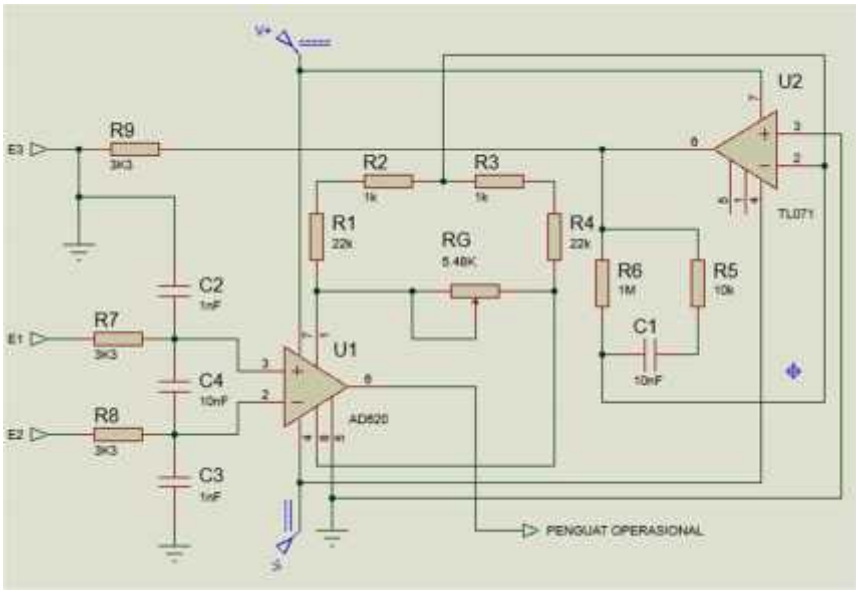
3.3.2 Perancangan Rangkaian Instrumentasi EMG

Dalam perancangan rangkaian instrumentasi EMG yaitu terdiri dari rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian penguat operasional, rangkaian filter (HPF, LPF, dan Notch Filter), rangkaian penguat akhir operasional, dan rangkaian clamper.

1. Rangkaian Instrumentasi (A=10kali)

   Berdasarkan karakteristik *Electromyography* (EMG) sinyal otot yang terbaca oleh sensor elektroda memiliki amplitudo yang sangat kecil, yaitu berkisar antara 0-10 mV. Maka itu dibutuhkan rangkaian penguat untuk menguatkan amplitudo sinyal otot. Penguatan ini dilakukan secara

bertingkat (*cascade*). Penguat instrumentasi ini lebih banyak digunakan dalam instrumentasi biomedik daripada penguat operasional biasa. Untuk penguat pertama, IC yang digunakan adalah tipe AD620. Berikut adalah rangkaian dasar dari penguat instrumentasi dengan menggunakan IC AD620.



Gambar 3.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Untuk merancang penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 10 kali, maka nilai RG dapat dicari dengan perhitungan dibawah ini, berdasarkan *datasheet*, IC AD620 mempunyai nilai tahanan R sebesar 24,7 kΩ.

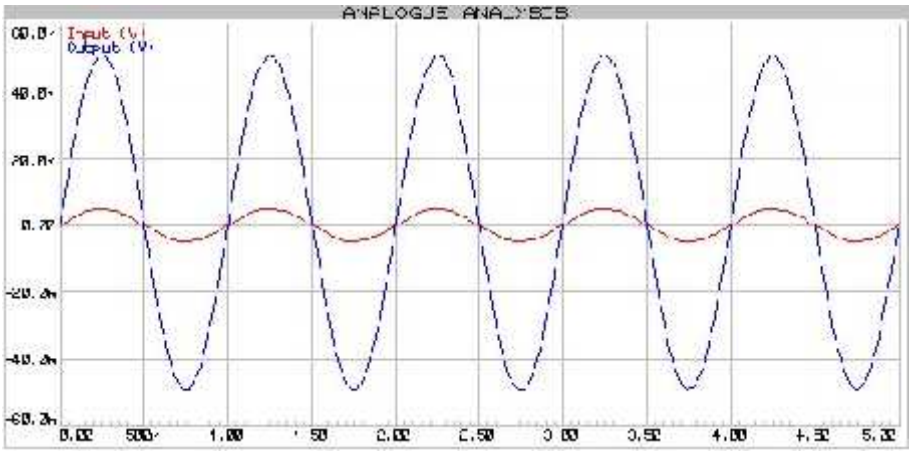
$$A = \left(\frac{2R}{R_G} + 1\right) \tag{3.1}$$

dimana,

A = 10 kali

$$R_G = \frac{2R}{A-1} = \frac{2\ x\ 24{,}7\ k\Omega}{10-1} = \frac{49{,}4\ k\Omega}{9} \approx 5{,}48\ k\Omega$$

Berikut adalah realisasi hasil penguat instrumentasi yang sudah disimulasikan dengan *software* ISIS dari PROTEUS.

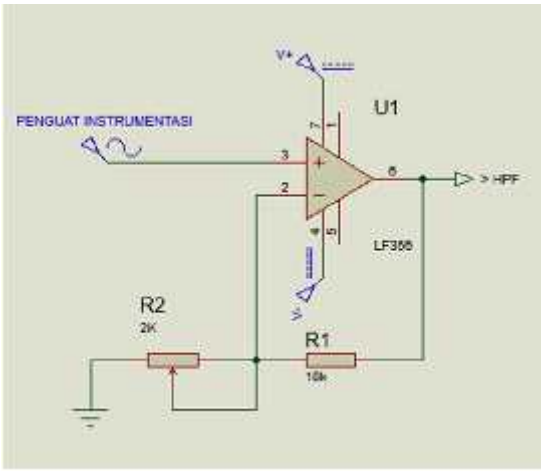


Gambar 3.5 Hasil Simulasi Penguat Instrumentasi

Pada Gambar 3.5 diatas sinyal berwarna merah adalah sinyal asli (input) dengan amplitudo 10 mVpp, dan sinyal berwarna biru adalah sinyal yang dikuatkan (output) dengan hasil amplitudo 100 mVpp. Hasil realisasi penguat instrumentasi tersebut sesuai dengan yang diharapkan, yaitu memiliki A=100 mVpp/10 mVpp = 10.

2. Penguat Operasional (A=10kali)

   Penguat operasional kali ini menggunakan jenis penguat operasional dengan metode *non-inverting*. Berikut adalah rangkaian penguat operasional *non-inverting* yang telah dirancang.



Gambar 3.6 Rangkaian Penguat Operasional *Non-Inverting*

$$A = (\frac{R1}{R2} + 1) \quad (3.2)$$

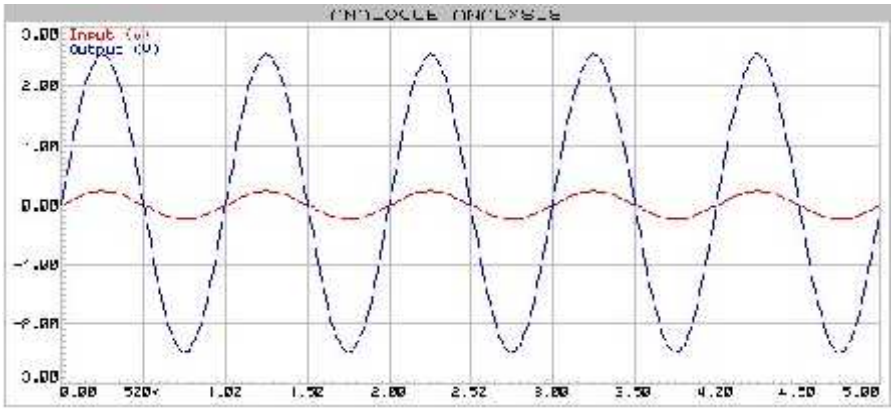
dimana,

A = 10kali

R1 = 18 kΩ

R2 = R1 / (A - 1) = 18 kΩ / (10 – 1) = 18 kΩ / 9 ≈ 2 kΩ

Berikut adalah realisasi hasil penguat operasional yang sudah disimulasikan dengan *software* ISIS dari PROTEUS.



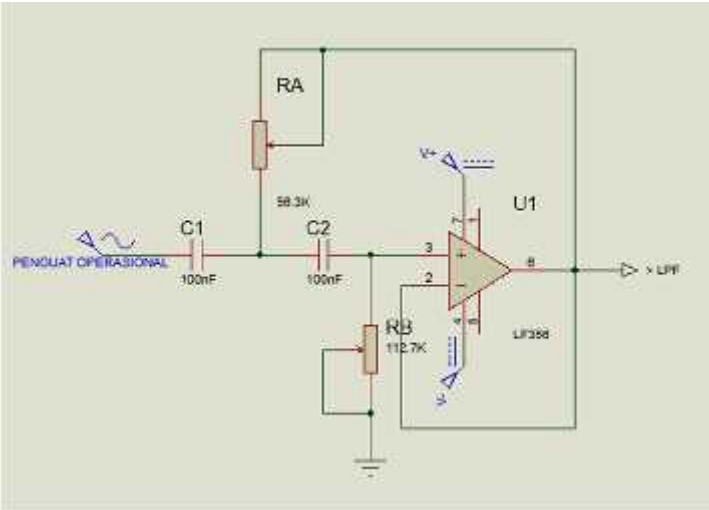
Gambar 3.7 Hasil Simulasi Penguat Operasional *Non-Inverting*

Pada Gambar 3.7 diatas sinyal berwarna merah adalah sinyal asli (input) dengan amplitudo 500 mVpp, dan sinyal berwarna biru adalah sinyal yang

mengalami penguatan (output) dengan amplitudo 5 Vpp. Hasil realisasi ini sesuai yang diharapkan, yaitu mengalami penguatan sebesar A=5 Vpp/500 mVpp = 10.

3. Rangkaian HPF (*High Pass Filter*) 20Hz

   Berdasarkan karakteristik sinyal EMG *range* data frekuensi berada pada 20-500 Hz, maka diperlukan proses filter yang dapat melewatkan sinyal data 20-500 Hz. Salah satunya yaitu filter HPF dengan frekuensi *cut-off* 20 Hz. Pada filter ini menggunakan respon *Butterworth* karena memiliki respon frekuensi berbentuk flat atau datar. Dan desain filter yang digunakan adalah *sallen-key* orde 2, karena memiliki desain yang sederhana dan memiliki gain yang positif karena menggunakan metode non-inverting amplifier. IC yang di gunakan untuk proses filter ini adalah jenis op-amp LF356 yang memiliki bandwidth yang besar, yaitu 5 MHz. IC ini cukup digunakan untuk proses filter dengan bandwidth yang dihasilkan dari sinyal EMG, yaitu sekitar 500-20 = 480 Hz. Berikut adalah rangkaian HPF.



Gambar 3.8 Rangkaian HPF *Sallen-Key* Orde 2

$$Q = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\frac{R_B}{R_A}} \quad (3.3)$$

$$2\pi \cdot f_c = \frac{1}{C^2 . R_A . R_B} \quad (3.4)$$

dimana,

A = 1

fc = 20 Hz

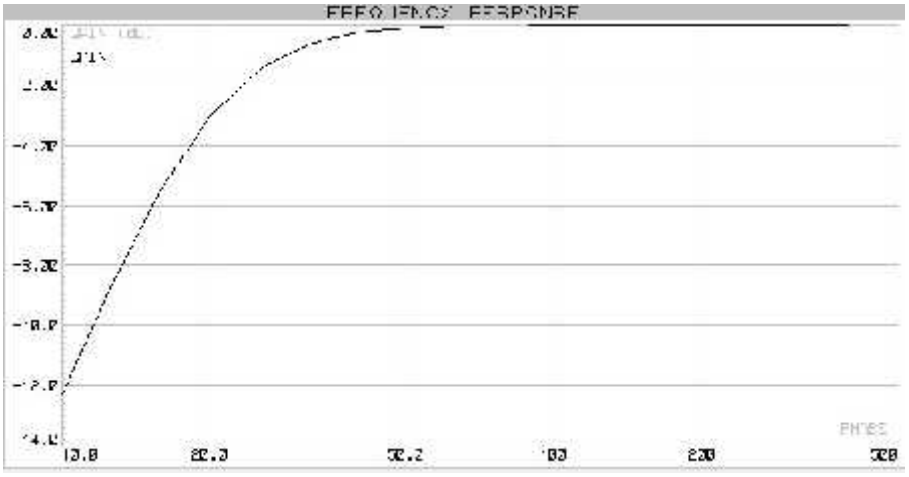
Q = 0,707

C1 = C2 = C = 0,1 uF

$$R_A = \frac{1}{2.Q.2\pi.f_c.C} = \frac{1}{2.0{,}707.2\pi.0{,}1.10^{-6}} = \frac{1}{17{,}76.10^{-6}} \approx 56{,}3\ k\Omega$$

$$R_B = \frac{2.Q}{2\pi.f_c.C} = \frac{2.0{,}707}{2\pi.20.0{,}1.10^{-6}} = \frac{1{,}414}{12{,}56.10^{-6}} \approx 112{,}6\ k\Omega$$

Berikut adalah hasil realisasi rangkaian HPF dengan frekuensi *cut-off* 20 Hz.

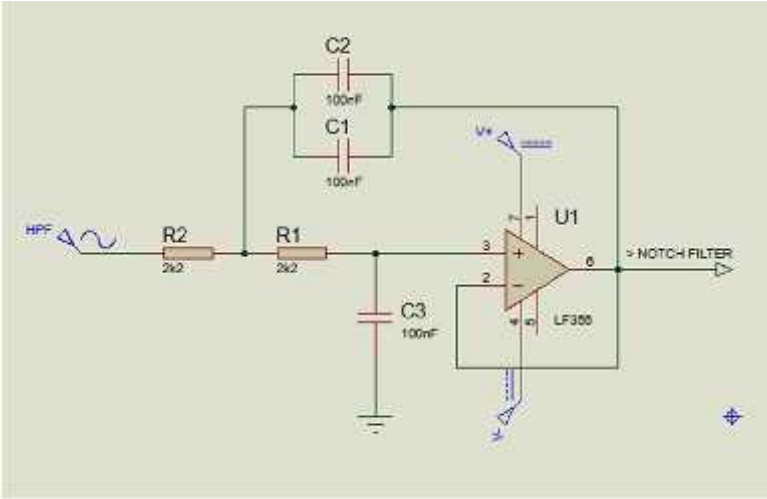


Gambar 3.9 Hasil Simulasi Rangkaian HPF dengan Frekuensi *Cut-off* 20Hz

Pada Gambar 3.9 diatas terlihat bahwa pada saat frekuensi lebih dari 20 Hz, maka frekuensi akan diloloskan, dan frekuensi kurang dari 20 Hz akan diredam. Hasil realisasi ini sesuai yang diharapkan.

4. Rangkaian LPF (*Low Pass Filter*) 500 Hz

Filter ini bertujuan untuk meredam frekuensi di atas frekuensi *cut-off*-nya, yaitu 500 Hz. Berikut adalah rangkaian LPF yang digunakan dengan respon *Butterworth* dan desain *Sallen-key orde 2*.



Gambar 3.10 Rangkaian LPF *Sallen-Key* Orde 2

$$Q = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\frac{C_A}{C_B}} \tag{3.5}$$

$$2\pi \cdot f_c = \frac{1}{R^2 . C_A . C_B} \tag{3.6}$$

dimana,

$C_A = C_1 + C_2$

$C_B = C3$

C_B = 0,1 uF

A = 1

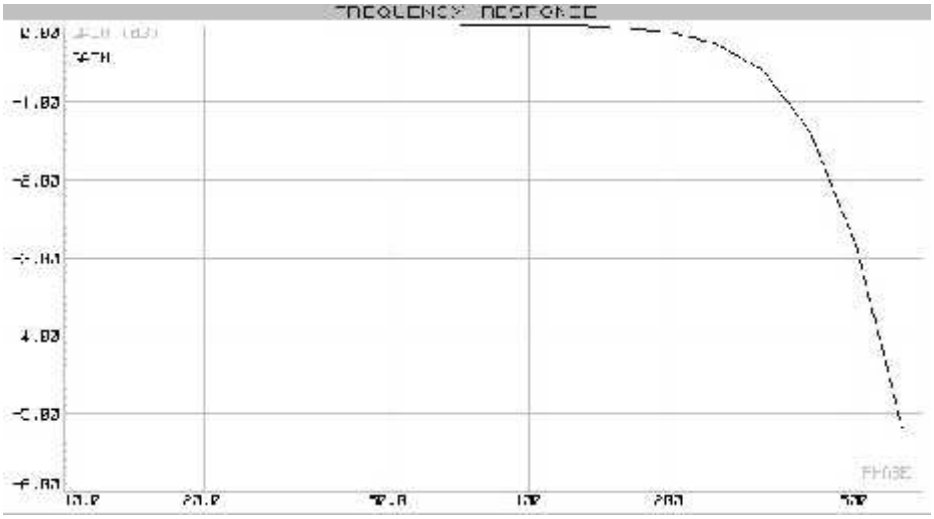
fc = 500 Hz

Q = 0,707

R1 = R2 = R

$$R = \frac{1}{2\pi . f_c . \sqrt{C1 . C2}} = \frac{1}{2\pi . 500 . \sqrt{0{,}1 . 10^{-6} . 0{,}2 . 10^{-6}}} \approx 2{,}25\ k\Omega$$

Berikut adalah hasil realisasi rangkaian LPF dengan frekuensi *cut-off* 500 Hz.

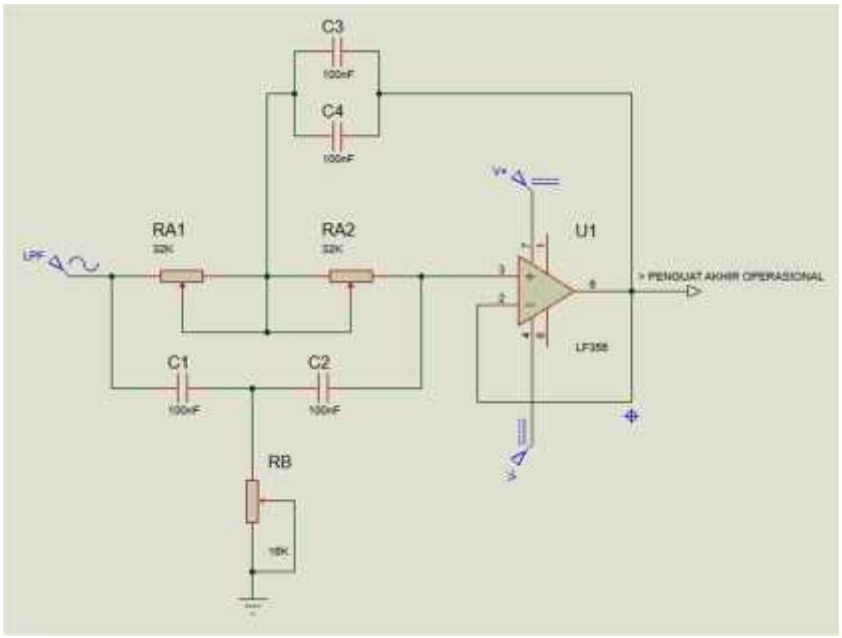


Gambar 3.11 Hasil Simulasi Rangkaian LPF dengan Frekuensi *Cut-off* 500Hz

Pada Gambar 3.11 diatas terlihat bahwa pada saat frekuensi lebih dari 500Hz, maka frekuensi akan diredam, dan frekuensi kurang dari 500 Hz akan diloloskan. Hasil realisasi ini sesuai yang diharapkan.

5. Rangkaian *Notch* Filter 50 Hz

Rangkaian *Notch* filter ini berfungsi untuk meredam sinyal pada frekuensi tertentu. Pada perancangan ini sinyal yang akan diredam berada pada frekuensi 50Hz. Karena frekuensi ini berasal dari jala-jala listrik yang akan menjadi noise atau sinyal pengganggu. Berikut adalah rangkaian Notch Filter yang dirancang dengan respon *Butterworth* dan desain *Sallen-key* orde 2.



Gambar 3.12 Rangkaian *Notch* Filter *Sallen-Key* Orde 2

$$R_B = {}^{R_A}/_{2} \tag{3.7}$$

$$C_A = C1 = C2 \tag{3.8}$$

$$C_B = 2\,.\,C_A \tag{3.9}$$

$$2\pi.\,f_c = \frac{1}{C_A.R_A} \tag{3.10}$$

$$R_A = \frac{1}{C.2\pi.f_c} = \frac{1}{0{,}1.10^{-6}.2\pi.50} \approx 31{,}8\ k\Omega$$

$$R_B = R_A/2 \approx 15{,}9\ k\Omega$$

$$C_B = 2.C_A \approx 0{,}2\ u$$

Berikut adalah hasil realisasi rangkaian *Notch* Filter dengan frekuensi *cut-off* 50 Hz.

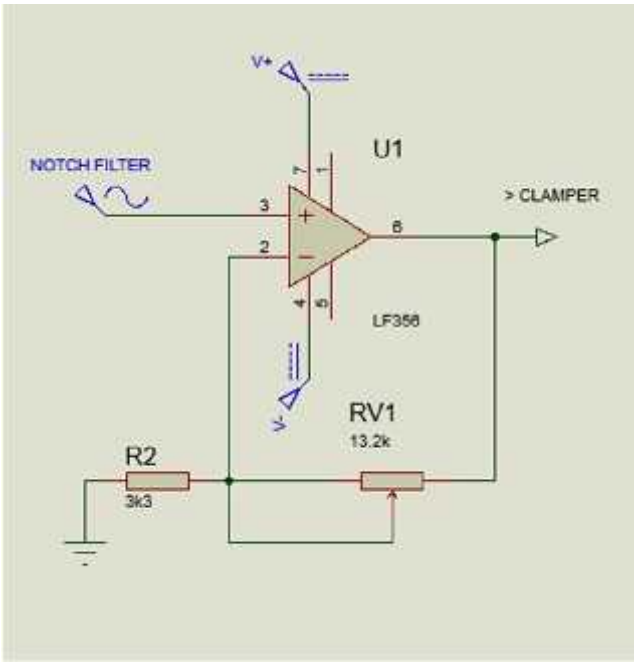


Gambar 3.13 Hasil Simulasi Rangkaian *Notch* Filter dengan Frekuensi *Cut-off* 50Hz

Pada Gambar 3.13 diatas terlihat bahwa pada frekuensi 50 Hz, maka frekuensi tersebut diredam, dan frekuensi selain 50 Hz akan diloloskan. Hasil realisasi ini sesuai dengan yang diharapkan.

6. Rangkaian Penguat Operasional Akhir (A=5kali)

   Penguat operasional akhir ini bertujuan agar sinyal yang dikuatkan dapat terbaca oleh ADC (*Analog to Digital Converter*) pada mikrokontroler. Rangkaian ini dibuat dengan penguat sebesar 5 kali, penguat ini menggunakan metode *non-inverting*. Berikut adalah rangkaian penguat operasional akhir yang telah dirancang.

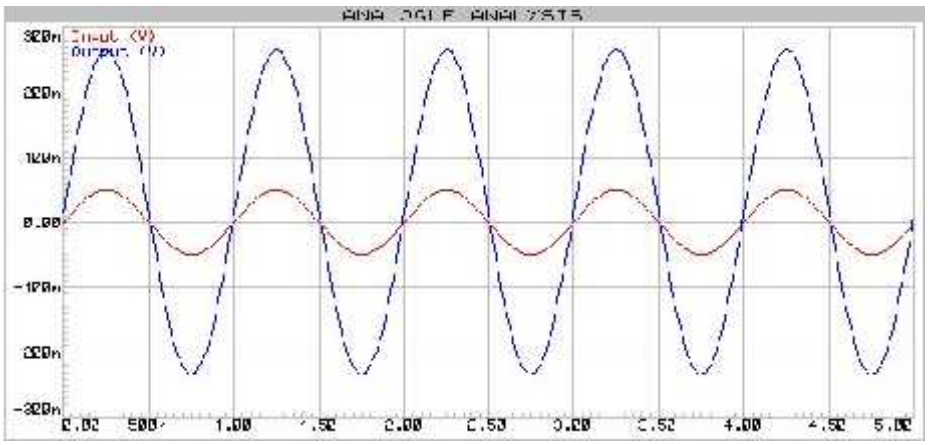


Gambar 3.14 Rangkaian Penguat Operasional Akhir *Non-Inverting*

$$A = (\frac{R1}{R2} + 1) \quad (3.11)$$

R1 = R2 . (A – 1) = 3,3 KΩ . (5 – 1) ≈ 13,2 kΩ

Berikut adalah hasil realisasi rangkaian penguat operasional akhir dengan penguatan sebesar 5 kali.



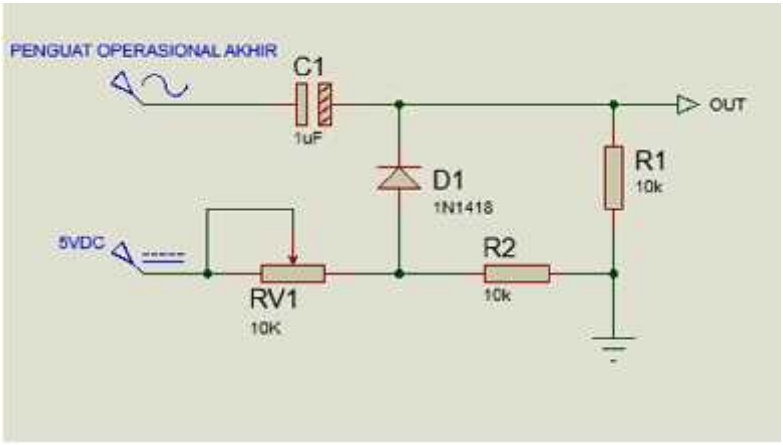
Gambar 3.15 Hasil Simulasi Penguat Operasional Akhir *Non-Inverting*

Pada Gambar 3.15 diatas sinyal berwarna merah adalah sinyal asli (input) dengan amplitudo 100 mVpp, dan sinyal berwarna biru adalah sinyal yang sudah dikuatkan (output) dengan penguat operasional awal non-inverting

yang memiliki amplitudo 500 mVpp. Hasil realisasi sesuai yang diharapkan, yaitu memiliki gain A=500 mVpp/100 mVpp = 5.

7. Rangkaian Clamper (up to 5 V)

Rangkaian *clamper* ini bertujuan untuk menggeser nilai tegangan agar berada di atas nol atau positif tanpa mengubah amplitudo dari sinyal data yang di dapat. Berikut adalah rangkaian *clamper* yang dirancang.

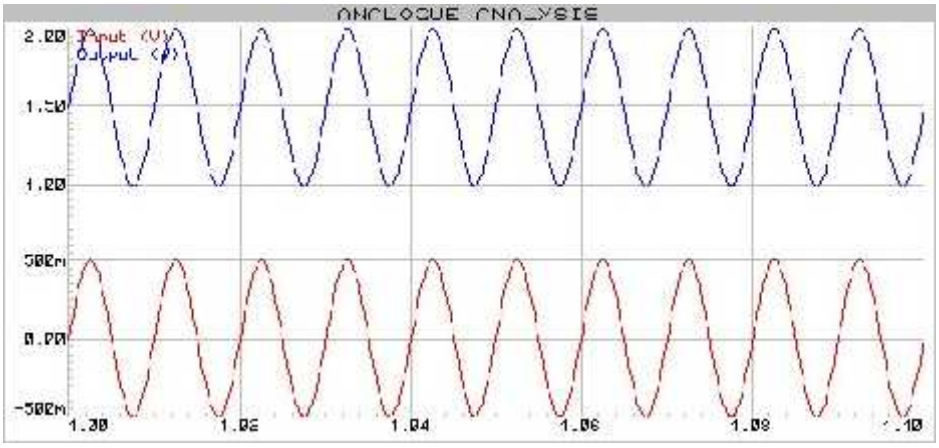


Gambar 3.16 Rangkaian *Clamper*

Pada rangkaian *clamper* ini pada saat dioda (D1) dibias mundur atau diberi tegangan negatif, maka dioda tersebut akan mengalami *open circuit* dan kapasitor akan melepas muatan tegangan yang ada, sehingga nilai tegangan *output* akan sama dengan Vo = Vrv + (-Vc). Dan pada saat dioda dibias maju atau diberi tegangan positif, maka dioda akan mengalami *short circuit* dan kapasitor akan mengisi muatan tegangan Vc, sehingga Vo = Vrv + Vc. Nilai resistor (R1) dan kapasitor (C1) ditentukan sehingga konstanta waktu RC yang tepat agar tidak terjadi pengosongan muatan yang terlalu cepat atau lambat saat dioda tidak menghantar. Jika nilai R1 = 10KΩ dan C1 = 100uF, maka,

τ = R1.C1 = 10 kΩ . 100 uF = 1s

Berikut adalah hasil realisasi dari rangkaian *clamper* positif yang dirancang.

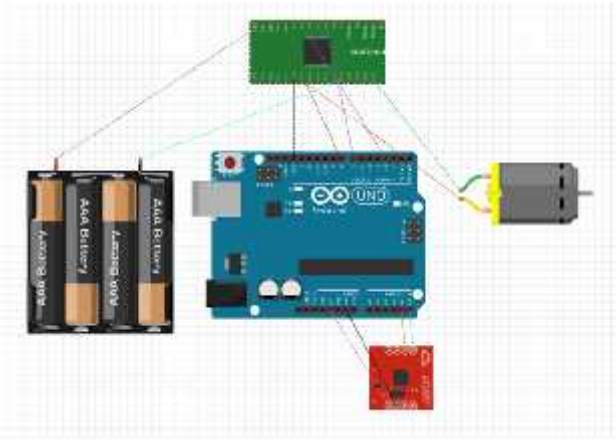


Gambar 3.17 Hasil Simulasi Rangkaian *Clamper*

Pada Gambar 3.17 diatas sinyal berwarna merah adalah sinyal asli dengan based line pada 0 V dan sinyal berwarna biru adalah sinyal yang sudah digeser based line-nya sejauh 1,5 V. Hasil realisasi ini sesuai yang diharapkan.

3.3.3 Perancangan *Accelerometer* Dengan *Driver* Motor DC

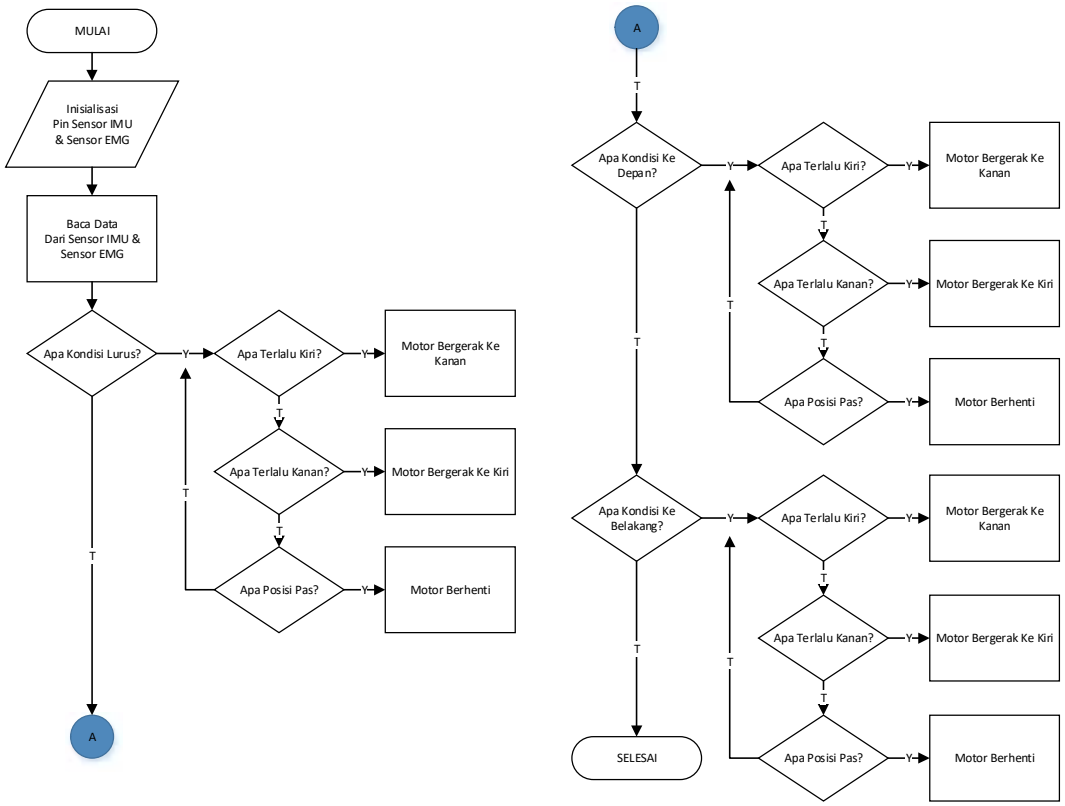
Dalam perancangan ini yaitu terdiri dari sensor *accelerometer*, mikrokontroler Arduino, *driver* motor DC, dan motor DC.



Gambar 3.18 Perancangan *Accelerometer* dengan Mikrokontroler, Motor *Driver* DC, Motor DC dan Catu Daya

3.4 Perancangan *Software*

Dalam pembuatan program sebagai kendali pergerakkan motor penggerak yang dirancang, dibutuhkan sebuah alur penyelesaian masalah melalui pembuatan algoritma dalam bentuk diagram alir (*flowchart*) untuk menganalisis respon pergerakkan motor penggerak terhadap masukan pengendalian dari sensor. Setiap masukan akan diterima oleh mikrokontroler (*arduino*) yang kemudian diproses, dan akan menentukan keluaran dari sistem. *Flowchart* ini dirancang menggunakan aplikasi Ms. Visio 2016, berikut adalah susunan diagram alir program sensor EMG dan sensor IMU pada mikrokontroler untuk menggerakan motor penggerak.



Gambar 3.19 *Flowchart* Program Sensor EMG & IMU pada Mikrokontroler

Dari gambar 3.19 proses diagram alir diawali dengan inisialisasi sensor EMG & IMU lalu membaca data dari sensor EMG & IMU, setelah itu masuk kepada tiga kondisi pertama “apa kondisi lurus?” jika ya maka muncul tiga kondisi kembali

yang pertama “apa terlalu kiri?” jika ya maka motor bergerak ke kanan jika tidak ke kondisi “apa terlalu kanan?” jika ya motor bergerak ke kiri jika tidak ke kondisi “apa posisi pas?” jika ya motor berhenti. Lalu jika kondisi tidak dari keadaan “apa kondisi lurus?” maka masuk ke kondisi “apa kondisi ke depan?” jika ya maka muncul tiga kondisi kembali yang pertama “apa terlalu kiri?” jika ya maka motor bergerak ke kanan jika tidak ke kondisi “apa terlalu kanan?” jika ya motor bergerak ke kiri jika tidak ke kondisi “apa posisi pas?” jika ya motor berhenti. Lalu jika kondisi tidak dari keadaan “apa kondisi ke depan?” jika ya maka muncul tiga kondisi kembali yang pertama “apa terlalu kiri?” jika ya maka motor bergerak ke kanan jika tidak ke kondisi “apa terlalu kanan?” jika ya motor bergerak ke kiri jika tidak ke kondisi “apa posisi pas?” jika ya motor berhenti. Lalu jika kondisi tidak dari keadaan “apa kondisi ke belakang?” maka program selesai dalam satu kali proses looping.