

**RANCANG BANGUN SISTEM PEREKAMAN SINYAL EMG UNTUK
MONITORING PERKEMBANGAN PASIEN PASCA STROKE**

(BAGIAN I)

TUGAS AKHIR



Oleh:

RIZKY ALTRYARA

NIM. 081310213014

PROGRAM STUDI D3 OTOMASI SISTEM INSTRUMENTASI

DEPARTEMEN TEKNIK

FAKULTAS VOKASI

UNIVERSITAS AIRLANGGA

2016

LEMBAR PERSETUJUAN TUGAS AKHIR

**RANCANG BANGUN SISTEM PEREKAMAN SINYAL EMG UNTUK
MONITORING PERKEMBANGAN PASIEN PASCA STROKE
(BAGIAN I)**

TUGAS AKHIR

Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Ahli Madya (A.Md)
Bidang Otomasi Sistem instrumentasi
Pada Departemen Teknik Fakultas Vokasi
Universitas Airlangga

Oleh :
Rizky Altryara
NIM. 081310213014

Disetujui Oleh :

Dosen Pembimbing,


Winarno, S.Si., M.T.

NIP. 198109122015041001

Dosen Konsultan,


Deny Arifianto, S.Si

NIK. 139111263

LEMBAR PENGESAHAN NASKAH TUGAS AKHIR

JUDUL : RANCANG BANGUN SISTEM PEREKAMAN
SINYAL EMG UNTUK MONITORING
PERKEMBANGAN PASIEN PASCA STROKE
(BAGIAN I)

PENYUSUN : Rizky Altryara

NIM : 081310213014

PEMBIMBING : Winarno, S.Si, M.T.

KONSULTAN : Deny Arifianto S.Si

TANGGAL UJIAN : 3 Agustus 2016

Disetujui Oleh :

Pembimbing

Konsultan

Winarno, S.Si, M.T.

Deny Arifianto, S.Si

NIP. 198109122015041001

NIK. 139111263

Mengetahui :

Ketua Departemen Teknik

Koordinator Program Studi
D3 Otomasi Sistem Instrumentasi

Ir.Dyah Herawatie, M.Si

Winarno, S.Si, M.T.

NIP.19671111 199303 2 062

NIP. 198109122015041001

PEDOMAN PENGGUNAAN TUGAS AKHIR

Tugas Akhir ini tidak dipublikasikan, namun tersedia di perpustakaan dalam lingkungan Universitas Airlangga. Diperkenankan untuk dipakai sebagai referensi kepustakaan, tetapi pengutipan seijin penulis dan harus menyebutkan sumbernya sesuai kebinasaan ilmiah.

Dokumen Tugas Akhir ini merupakan hak milik Universitas Airlangga.



KATA PENGANTAR

Segala puji syukur kami panjatkan kehadirat Allah SWT atas rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul **“Rancang Bangun Sistem Perekaman Sinyal EMG untuk Monitoring Perkembangan Pasien Pasca Stroke”**.

Dalam pembuatan laporan ini kami tidak lepas bantuan dari berbagai pihak. Untuk itu dengan segala kerendahan hati, saya menyampaikan terimakasih kepada:

1. Allah SWT yang telah memberikan rahmat serta hidayah-Nya.
2. Orang tua yang selalu mendukung dan mendoakan yang terbaik setiap waktu.
3. Bapak Dr. H. Widi Hidayat, SE., M.Si Ak., CMA, CA. Selaku Dekan Fakultas Vokasi Universitas Airlangga.
4. Ibu Ir. Dyah Herawati, M.Si selaku Ketua Departemen Teknik Fakultas Vokasi universitas Airlangga.
5. Bapak Winarno S.Si., M.T. selaku Koordinator Program Studi D3 Otomasi Sistem Instrumentasi Fakultas Vokasi Universitas Airlangga.
6. Bapak Winarno S.Si., M.T. selaku Dosen Pembimbing yang telah membimbing saat melaksanakan Tugas Akhir.
7. Bapak Deny Arifianto S.Si. selaku Dosen Konsultan yang telah sabar dan banyak meluangkan waktu untuk mengarahkan serta memberi banyak pembelajaran mengenai Tugas Akhir.
8. Bapak Deny Arifianto S.Si. selaku Pembina tim robot yang sangat banyak memberikan ilmu yang tidak didapatkan dalam perkuliahan.

9. Seluruh teman-teman prodi OSI angkatan 2013 khususnya tim ASTRAI 2016 yang selalu mendukung dan menghibur dengan kelakuan unik tiap individu.
10. Mba Tya selaku Administrasi Prodi Otomasi Sistem Instrumentasi yang selalu menginformasikan, membantu serta mengarahkan untuk segera menyelesaikan Tugas Akhir.
11. Mas farid selaku laboran yang dengan sabar melayani kami untuk meminjam lab elektronika
12. Partner TA, Aishatul Marifah untuk dukungan, semangat serta bantuan dalam proses penyelesaian Tugas Akhir.
13. “*someone special*” yang selalu mengingatkan untuk segera menyelesaikan Tugas Akhir.

Akhir kata dengan segala keterbatasan, saya berharap Tuga Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua terutama di Program Studi D3 Otomasi Sistem Instrumentasi Fakultas Vokasi Universitas Airlangga.

Surabaya, 19 Juli 2016

Penulis

Rizky Altryara, 2016, *Rancang Bangun Sistem Perekaman Sinyal EMG untuk Monitoring Perkembangan Pasien Pasca Stroke (Bagian II)*. Tugas Akhir ini di bawah bimbingan Winarno, S.Si., M.T. dan Deny Arifianto S.Si. Prodi D3 Otomasi Sistem Instrumentasi Departemen Teknik Fakultas Vokasi Universitas Airlangga.

ABSTRAK

Dalam ilmu kesehatan, EMG banyak digunakan untuk membantu tim medis dalam memantau perkembangan kondisi otot pasien pasca stroke ataupun untuk mengetahui adanya gangguan pada otot. Pada Tugas Akhir ini penulis merancang EMG yang mampu merekam serta menyimpan hasil sinyal EMG ke dalam bentuk file untuk membantu tim medis dalam proses pemulihan pasien pasca stroke. File tersebut dapat memudahkan tim medis untuk memantau atau membandingkan kondisi otot pasien yang sekarang dengan yang sebelumnya, serta tidak menutup kemungkinan untuk menjadikan informasi sinyal EMG yang telah tersimpan sebagai referensi proses pemulihan pasien lain. Sistem perekaman sinyal EMG ini menggunakan rangkaian *differensial amplifier* dengan *gain* sebesar 100x, rangkaian *non-inverting* dengan penguatan sebesar 10x, rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut off* 500 Hz, rangkaian *notch filter* dengan frekuensi *cut off* 50 Hz dan juga rangkaian *clumper* yang berguna untuk menggeser seluruh nilai agar menjadi positif. Alat yang penyusun rancang menggunakan modul Arduino Uno sebagai pembacaan data dari modul EMG serta mengirimkan data pada LabVIEW. *Software* yang penyusun gunakan dalam menunjang alat yaitu IDE Arduino untuk program pada *board* arduino dan LabVIEW sebagai *user interface* untuk menampilkan serta menyimpan hasil dari perekaman.

Kata kunci: Pasca Stroke, Sistem Perekaman Sinyal EMG, File.

DAFTAR ISI

| | |
|--|-------------|
| HALAMAN SAMPUL | i |
| LEMBAR PERSETUJUAN | ii |
| LEMBAR PENGESAHAN | iii |
| PEDOMAN PENGGUNAAN TUGAS AKHIR | iv |
| KATA PENGANTAR | v |
| ABSTRAK | vii |
| DAFTAR ISI | viii |
| DAFTAR TABEL | xi |
| DAFTAR GAMBAR | xii |
| DAFTAR LAMPIRAN | xiii |
| BAB I PENDAHULUAN | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 Rumusan Masalah | 2 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 3 |
| 1.4 Tujuan..... | 3 |
| 1.5 Manfaat Tugas Akhir..... | 3 |
| BAB II TINJAUAN PUSTAKA | 4 |
| 2.1 Otot..... | 4 |
| 2.1.1 Prinsip Kerja Otot..... | 4 |
| 2.1.2 Otot Bisep | 5 |
| 2.2 <i>Electromyograph (EMG)</i> | 6 |
| 2.3 Elektroda tempel | 7 |
| 2.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi | 7 |
| 2.5 Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> | 8 |
| 2.6 Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF)</i> | 9 |
| TUGAS AKHIR RANCANG BANGUN SISTEM... RIZKY ALTRYARA | |

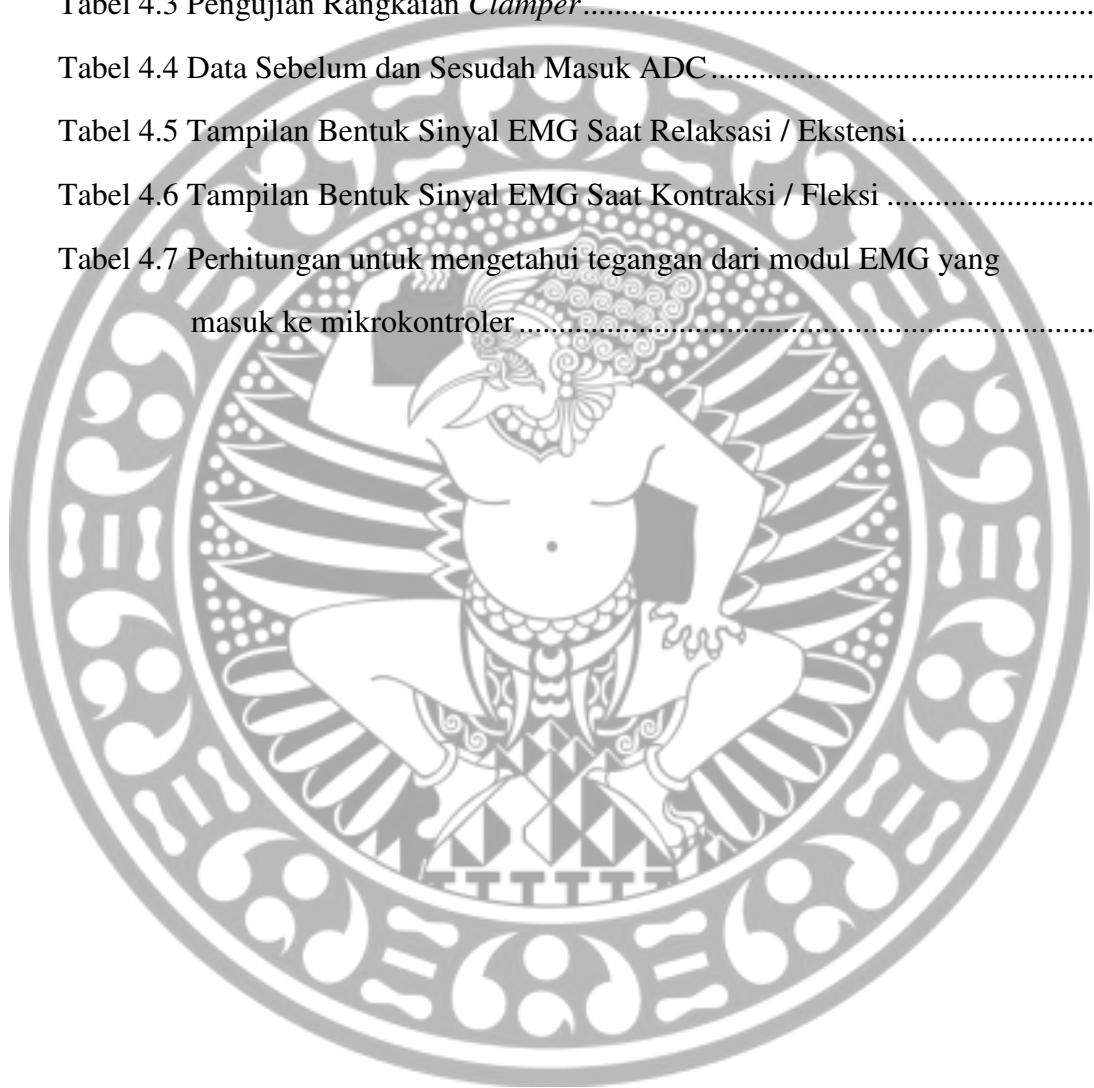
| | |
|--|-----------|
| 2.7 Rangkaian <i>Notch Filter</i> | 10 |
| 2.8 Rangkaian <i>Clamper</i> | 11 |
| 2.9 Arduino Uno | 12 |
| 2.10 LabView | 14 |
| BAB III METODE PENELITIAN | 13 |
| 3.1 Tempat dan Waktu Penelitian | 13 |
| 3.2 Alat dan Bahan | 13 |
| 3.2.1 Bahan-Bahan Penelitian | 13 |
| 3.2.2 Alat-Alat Penelitian | 14 |
| 3.3 Prosedur Penelitian | 15 |
| 3.3.1 Tahap Persiapan | 16 |
| 3.3.2 Tahap Perancangan Alat | 16 |
| 3.3.3 Tahap Perwujudan Alat | 18 |
| 3.3.4 Tahap Pengujian Sistem | 22 |
| 3.4 Analisis Data | 25 |
| BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN..... | 26 |
| 4.1 Hasil Pembuatan Perangkat Keras (<i>Hardware</i>) | 26 |
| 4.2 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Differential Amplifier</i> | 27 |
| 4.3 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> | 29 |
| 4.4 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> | 32 |
| 4.5 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Notch Filter</i> | 33 |
| 4.6 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Clamper</i> | 35 |
| 4.7 Hasil Pengujian <i>Output Modul EMG</i> | 38 |

| | |
|---|-----------|
| BAB V KESIMPULAN DAN SARAN | 46 |
| 5.1 Kesimpulan..... | 46 |
| 5.2 Saran | 47 |
| DAFTAR PUSTAKA | 48 |
| LAMPIRAN..... | 49 |



DAFTAR TABEL

| | |
|--|----|
| Tabel 2.1 Bentuk Sinyal EMG | 7 |
| Tabel 4.1 Pengujian Rangkaian <i>differensial amplifier</i> | 28 |
| Tabel 4.2 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> | 30 |
| Tabel 4.3 Pengujian Rangkaian <i>Clamper</i> | 36 |
| Tabel 4.4 Data Sebelum dan Sesudah Masuk ADC..... | 38 |
| Tabel 4.5 Tampilan Bentuk Sinyal EMG Saat Relaksasi / Ekstensi..... | 41 |
| Tabel 4.6 Tampilan Bentuk Sinyal EMG Saat Kontraksi / Fleksi | 42 |
| Tabel 4.7 Perhitungan untuk mengetahui tegangan dari modul EMG yang masuk ke mikrokontroler..... | 43 |



DAFTAR GAMBAR

| | |
|--|----|
| Gambar 2.1 Gerak fleksi dan ekstensi..... | 6 |
| Gambar 2.2 Skema Rangkaian <i>differensial amplifier</i> | 8 |
| Gambar 2.3 Skema Rangkaian Penguat <i>Non-Inverting</i> | 9 |
| Gambar 2.4 Skema rangkaian <i>low pass filter</i> butterworth sellen key orde 2..... | 10 |
| Gambar 2.5 Skema rangkaian <i>notch filter</i> | 11 |
| Gambar 2.6 Skema rangkaian <i>Clamper</i> | 12 |
| Gambar 3.1 Diagram blok prosedur penelitian | 15 |
| Gambar 3.2 Diagram blok perancangan <i>hardware</i> | 17 |
| Gambar 3.3 Diagram blok perwujudan alat | 18 |
| Gambar 3.4 Skematik Rangkaian <i>Supply</i> | 20 |
| Gambar 3.5 Skematik Rangkaian <i>differensial amplifier</i> | 20 |
| Gambar 3.6 Skematik Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> | 21 |
| Gambar 3.7 Skematik Rangkaian <i>Notch Filter</i> | 21 |
| Gambar 3.8 Skematik Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> | 21 |
| Gambar 3.9 Skematik Rangkaian <i>clamper</i> | 22 |
| Gambar 3.10 Gambar Alat Sistem Perekaman Sinyal EMG..... | 22 |
| Gambar 4.1 Perangkat Keras Sistem Perekaman Sinyal EMG | 26 |
| Gambar 4.2 Grafik Pengujian <i>Low Pass Filter</i> | 33 |
| Gambar 4.3 Grafik Hasil Pengujian <i>Notch Filters</i> | 35 |
| Gambar 4.4 Data yang tersimpan dalam <i>file</i> | 44 |

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran1 Gambar Rangkaian Sistem Perekaman sinyal EMG

Lampiran 2 Rangkaian *Non Inverting Amplifier* dan *Low Pass Filter*

Lampiran 3 Tabel Pengujian *Low Pass Filter*

Lampiran 7 Rangkaian *Clamper* dan *Notch Filter*

Lampiran 8 Tabel Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

Lampiran 12 Rangkaian *Supply + -*



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Stroke merupakan penyakit yang menyebabkan penurunan fungsi organ tubuh untuk digerakkan sehingga akan menyebabkan kelumpuhan pada penderitanya. Penyakit stroke ada dua jenis yaitu ringan dan berat. Stroke ringan biasanya hanya akan membuat beberapa bagian tubuh mengalami lumpuh, namun apabila penyakit stroke yang parah maka kelumpuhan bisa dibanyak tempat bahkan seluruh tubuh pun juga bisa. Stroke memerlukan tindakan darurat medis pada masa emasnya (*Golden period*) beberapa jam setelah serangan stroke untuk mencegah supaya kerusakan yang terjadi tidak lebih parah, hal tersebut sangat berarti bagi kondisi kesehatan pasien pasca stroke. Selain itu pasien pasca stroke ini juga menerima pengobatan serta rehabilitasi untuk proses pemulihannya.

Rehabilitasi pasca stroke bertujuan agar penderita dapat hidup mandiri dan produktif kembali. Dalam masa rehabilitasi pasien pasca stroke, otot yang dimiliki belum bisa berfungsi seperti sedia kala, kondisi otot masih lemah sehingga menyebabkan pasien tidak mampu untuk menggerakkan bagian dari anggota tubuhnya. Oleh karena itu diperlukan teknik untuk mengetahui aktivitas sinyal serta kondisi otot menggunakan EMG (*Electromyograph*) agar diketahui perkembangan otot dari pasien pasca stroke sehingga memudahkan tim medis dalam memantau dan mengontrol proses rehabilitasi. Karena seorang pasien pasca stroke hanya dapat merasakan keluhan mampu atau tidaknya menggerakkan

anggota bagian tubuhnya tanpa mengetahui spesifik dari keadaan atau kondisi otot..

Hasil keluaran dari EMG ini berupa informasi sinyal kondisi otot pasien paska stroke, informasi tersebut penting karena berpengaruh terhadap proses rehabilitasi. Dari informasi sinyal EMG dapat diketahui bagaimana perkembangan otot dalam proses pemulihan pasien paska stroke. Sehingga tim medis dapat mengontrol kondisi pasien, mampu menentukan langkah selanjutnya untuk mempercepat proses penyembuhan. Oleh karena itu kami merancang untuk membuat tugas akhir yang berjudul “Rancang Bangun Sistem Perekaman Sinyal EMG Untuk Memonitoring Perkembangan Pasien Pasca Stroke”. Dimana alat ini nantinya digunakan untuk merekam serta menyimpan sinyal EMG untuk dapat dijadikan data rekam medis pasien pasca stroke.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, maka disusun rumusan masalah yang mencakup:

1. Bagaimana proses akuisisi data *signal* EMG dari pasien?
2. Bagaimana desain antarmuka sistem penyimpanan *signal* EMG?

1.3 Batasan Masalah

Dalam pembuatan tugas akhir ini, agar permasalahan tidak meluas maka penulis membuat batasan masalah antara lain:

1. Elektroda yang digunakan adalah jenis kulit atau permukaan (elektroda tempel).
2. Alat ini digunakan pada otot bicep atau trisep dengan gerakan flexi dan ekstensi.
3. Penelitian ini dilakukan pada orang normal.

1.4 Tujuan

Tujuan pembuatan tugas akhir ini adalah:

1. Mengetahui proses akuisisi data *signal* EMG dari pasien.
2. Membuat desain antarmuka sistem penyimpanan *signal* EMG

1.5 Manfaat Tugas Akhir

Manfaat tugas akhir ini adalah untuk memudahkan tim medis dalam memantau perkembangan kondisi otot pasien dan menentukan langkah apa yang harus diambil tim medis dengan menyimpan hasil rekaman sinyal EMG dalam bentuk *file*. Sehingga *file* tersebut sewaktu-waktu dapat ditampilkan informasinya, dengan kata lain *file* tersebut bisa menjadi referensi untuk proses pemulihan pasien lain sehingga bisa meminimalisir kesalahan tim medis dalam menentukan langkah selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Otot

Otot adalah alat gerak aktif karena otot memiliki kemampuan untuk berkontraksi. Keadaan otot akan memendek jika melakukan kontraksi dan keadaannya akan memanjang ketika relaksasi. Kontraksi dari otot tersebut dapat menyebabkan tulang yang ada di dekatnya bergerak. Otot memiliki *range* tegangan sebesar 0,4mV sampai 5mV pada frekuensi 20Hz sampai dengan 500 Hz.

Otot sendiri memiliki 3 karakteristik, yaitu:

1. Kontraksibilitas, yaitu kemampuan otot untuk memendek, lebih pendek daripada ukuran semula. Hal ini terjadi ketika otot sedang melakukan kegiatan.
2. Ektensibilitas, yaitu kemampuan otot untuk memanjang, lebih panjang daripada ukuran semula.
3. Elastisitas, yaitu kemampuan otot untuk kembali ke ukuran semula.

2.1.1 Prinsip Kerja Otot

Tulang dapat bergerak karena adanya otot yang bekerja secara kontraksi (berkerut). Otot tersebut akan berkontraksi apabila mendapat rangsangan dari saraf. Pada saat kontraksi otot akan memendek, mengeras serta membesar. Setelah

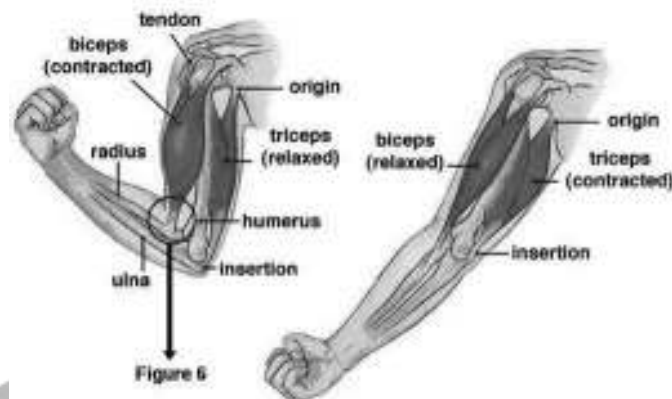
kontraksi, otot akan relaksasi (istirahat) dengan keadaan kebalikan dari kontraksi. Minimal terdapat dua otot untuk dapat menggerakkan tulang.

Menurut cara kerjanya otot dibedakan menjadi dua yaitu otot sinergis dan otot antagonis. Otot sinergis adalah dua otot atau lebih yang tujuan kerjanya sama (kontraksi atau relaksasi bekerja pada waktu yang bersamaan). Contohnya adalah otot-otot yang terdapat di tulang rusuk sama-sama bekerja searah saat pengambilan dan penghembusan nafas. Sedangkan otot antagonis adalah dua otot atau lebih yang tujuan kerjanya berlawanan (kontraksi dan relaksasi bekerja pada waktu yang berlawanan). Salah satu contohnya adalah otot bicep trisep yang menimbulkan gerakan fleksi dan ekstensi.

2.1.2 Otot Bicep

Otot bicep adalah otot yang memiliki dua ujung (dua tendon) yang melekat pada tulang dan terletak di lengan atas bagian depan. Pada otot bicep terdapat gerakan fleksi dan ekstensi. Fleksi adalah gerak membengkokkan sedangkan ekstensi adalah gerak meluruskan.

Otot bicep ini termasuk pada golongan otot antagonis karena kerjanya berlawanan. Ketika gerak fleksi otot bicep akan berkontraksi. Begitu pula sebaliknya yang terjadi ketika gerak ekstensi, otot bicep akan relaksasi. Gerak fleksi dan ekstensi terlihat seperti pada gambar 2.1



Gambar 2.1 Gerak Fleksi dan Ekstensi (sumber: <https://learningjust4u.wordpress.com>, 2011)

2.2 *Electromyograph* (EMG)

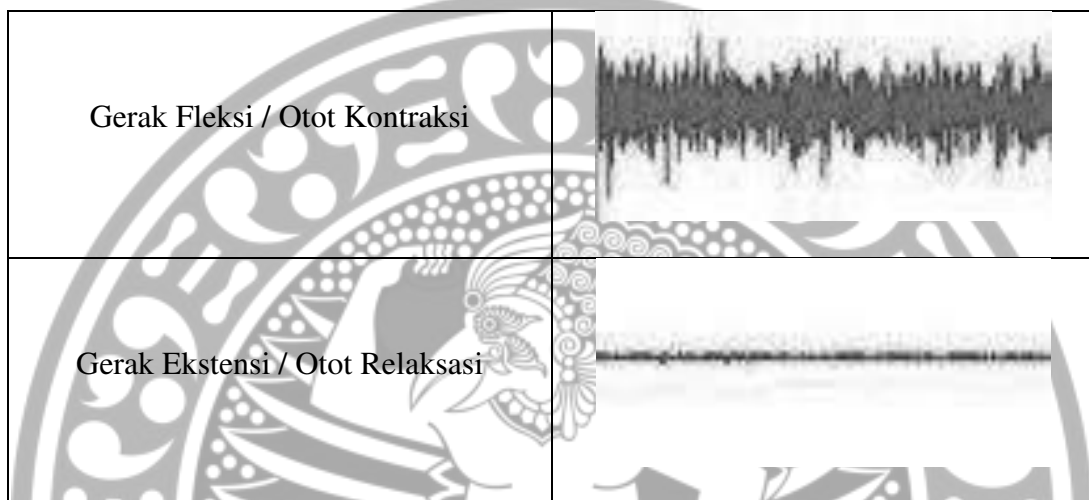
Elektromiografi adalah teknik untuk mengukur serta merekam aktivitas kelistrikan yang dihasilkan oleh otot. *Electromyograph* adalah suatu instrument yang dapat mendeteksi aktivitas otot. EMG membantu untuk membedakan antara kondisi otot dimana masalah dimulai pada otot dan kelemahan otot akibat gangguan saraf, selain itu EMG ini juga dapat digunakan untuk merehabilitasi pasien paska stroke. *Electromyograph* mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel-sel otot ketika sel-sel ini elektrik atau neurologis diaktifkan, sinyal dapat dianalisis untuk mendeteksi kelainan medis.

Ada dua jenis EMG digunakan secara luas yaitu permukaan EMG dan intramuskular (jarum dan kawat halus) EMG. Pada EMG yang menggunakan elektrode permukaan cara kerjanya adalah ke dua elektrode permukaan (sebagai sensor) ditempelkan pada bagian otot yang akan di monitor kemudian hasilnya akan ditampilkan di monitor PC. Begitu pula dengan EMG intramuskular, cara

kerjanya hampir sama dengan EMG permukaan hanya saja EMG intramuskular ini menggunakan jarum sebagai elektroda atau sensornya.

Berikut adalah gambar bentuk sinyal EMG dari gerak fleksi dan ekstensi:

Tabel 2.1 Bentuk Sinyal EMG (sumber: Nomiyasari, 2011)



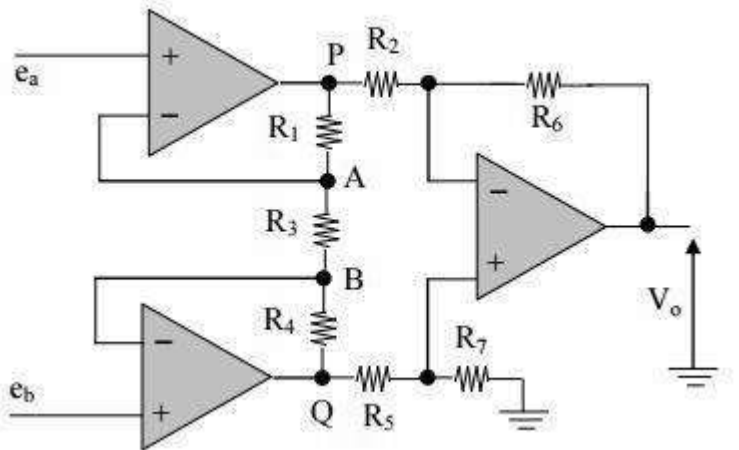
2.3 Elektroda Tempel

Elektroda tempel adalah sensor/transduser yang digunakan untuk mendeteksi keadaan otot pada saat proses pemeriksaan EMG. Elektroda ini ditempelkan pada permukaan kulit pasien pada bagian yang telah ditentukan sehingga mampu menyadap sinyal listrik pada permukaan kulit. Elektroda yang digunakan adalah jenis tempel dengan bahan dari perak klorida (AgCl).

2.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Fungsi utama suatu Penguat Instrumentasi adalah untuk memperkuat tegangan yang langsung berasal dari suatu sensor atau transduser secara akurat. Penguatan tegangan *output* dapat diatur menggunakan resistor *variable*

tanpa mempengaruhi CMRR. Gambar 2.2 adalah skema rangkaian penguat instrumentasi:



Gambar 2.2 Skema Rangkaian Penguat Instrumentasi (sumber: Muhammad Rivai, 2000)

Adapun persamaan pada penguat instrumentasi, berikut adalah persamaannya:

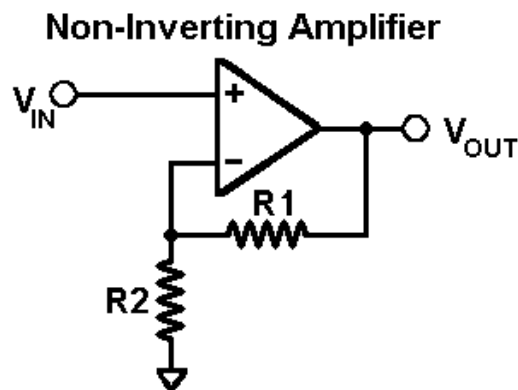
$$V_{out} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right) \left(\frac{R_6}{R_2}\right) (V_2 - V_1) \dots\dots\dots(1)$$

dengan ketentuan $R_1 = R_4$, $R_2 = R_5$, $R_6 = R_7$, dan R_3 adalah R_G

2.5 Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

Penguat *non-inverting amplifier* merupakan kebalikan dari penguat *inverting*, dimana input dimasukkan pada *input non-inverting* sehingga polaritas *output* akan sama dengan polaritas input tapi memiliki penguatan yang tergantung dari besarnya hambatan *feedback* dan hambatan *input*.

Rangkaian penguat *non-inverting* beserta persamaan untuk mencari penguatan yang terjadi dideskripsikan oleh gambar berikut ini:



Gambar 2.3 Skema Rangkaian Penguat *Non-Inverting* (sumber: Abi, 2014)

Dari Gambar 2.3 memiliki persamaan berikut ini:

$$A_v = 1 + \frac{R_1}{R_2} \dots\dots\dots(2)$$

Dengan A_v adalah besar penguatan yang dihasilkan.

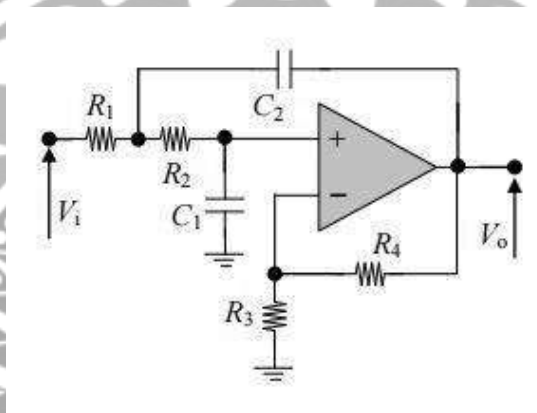
2.6 Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF)

Low Pass Filter (LPF) adalah filter yang hanya melewatkan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off* (f_c) dan akan melemahkan sinyal dengan frekuensi yang lebih tinggi dari frekuensi *cut-off* (f_c). Pada filter LPF yang ideal sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* (f_c) tidak akan dilewatkan sama sekali (tegangan *output* = 0 volt).

Jenis rangkaian filter aktif LPF yang digunakan pada modul EMG kami yaitu rangkaian LPF *Butterworth Sallen-Key* orde 2 yang memiliki frekuensi *cut-*

off 600 Hz. Kami memilih frekuensi cut-off 600 Hz pada rangkaian LPF dikarenakan karakteristik sinyal otot yang dihasilkan maksimal pada frekuensi 600 Hz. Keuntungan dari penggunaan filter aktif yaitu sinyal yang difilter juga akan dikuatkan sehingga sinyal yang difilter tidak mengalami atenuasi.

Berikut adalah gambar skema rangkaian LPF *Butterworth Sallen-Key* orde 2:



Gambar 2.4 Skema rangkaian LPF *Butterworth Sallen-Key* orde 2 (sumber: Basmajian, 1989)

Untuk mengetahui *cut-off* pada Gambar 2.4, berikut adalah persamaanya:

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

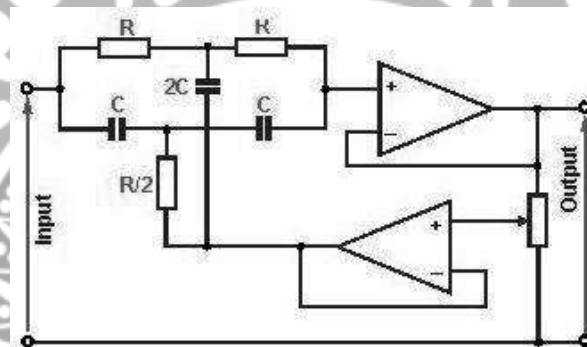
Dengan ketentuan semua besar nilai R adalah sama dan semua besar nilai C adalah sama.

2.7 Rangkaian *Notch Filter*

Sebagai filter yang memiliki karakteristik akan menahan sinyal dengan frekuensi sesuai frekuensi *cut-off* rangkaian dan akan melewatkan sinyal dengan frekuensi di luar frekuensi *cut-off* rangkaian filter tersebut baik di bawah atau di atas frekuensi *cut-off* rangkaian filter.

Jenis *notch filter* yang kami gunakan merupakan jenis filter aktif, penggunaan filter aktif tersebut dengan tujuan untuk memfilter sekaligus menguatkan sinyal sehingga sinyal yang difilter tidak akan mengalami atenuasi. *Notch filter* yang digunakan memiliki frekuensi *cut-off* 50 Hz untuk menghilangkan *noise* yang dihasilkan dari aliran listrik PLN.

Berikut adalah skema rangkaian *notch filter*:



Gambar 2.5 Skema rangkaian *notch filter* (L.L. Baker, 1991)

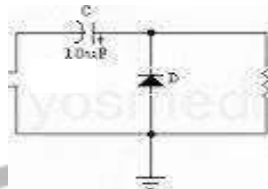
Untuk mengetahui *cut-off* pada rangkaian di atas, menggunakan Persamaan 3.

2.8 Rangkaian *Clamper*

Rangkaian *Clamper* (penggeser) adalah rangkaian yang berfungsi untuk menggeser suatu sinyal ke level tegangan lainnya.

Sinyal EMG yang didapat dari aktivitas otot sebenarnya bersifat AC (bolak-balik) yang berarti sinyal EMG tersebut memiliki tegangan positif dan negatif, sehingga rangkaian clamper kami manfaatkan untuk menggeser semua tegangan ke level positif supaya dapat terbaca oleh ADC yang ada di mikrokontroler.

Gambar 3.6 adalah skema rangkaian *clamper* dan Perbandingan bentuk sinyal analog sebelum (merah) dan sesudah (biru) diproses rangkaian *clamper*:



Gambar 2.6 Skema rangkaian *clamper* (sumber: Ismail Muchsin, 2003)

2.9 Arduino Uno

Arduino UNO adalah sebuah *board* mikrokontroler yang didasarkan pada ATmega328. Arduino UNO mempunyai 14 pin digital *input* atau *output* (6 di antaranya dapat digunakan sebagai *output* PWM), 6 *input* analog, sebuah osilator Kristal 16 MHz, sebuah koneksi *USB*, sebuah *power jack*, sebuah *ICSP header*, dan sebuah tombol *reset*. Arduino UNO memuat semua yang dibutuhkan untuk menunjang mikrokontroler, mudah menghubungkannya ke sebuah komputer dengan sebuah kabel *USB* atau menyuplai dengan sebuah adaptor AC ke DC atau menggunakan baterai untuk memulainya.

Penyusun memilih Arduino Uno karena memudahkan dalam komunikasi serial mikrokontroler ke PC. Penyusun tidak membutuhkan rangkaian tambahan untuk komunikasi serial ke PC karena sudah ada port serial *embedded*. Terdapat pula ADC 10 bit yang tertanam pada Arduino Uno untuk me-konversi bentuk sinyal analog dari modul EMG ke bentuk digital dengan tujuan agar sinyal yang dihasilkan dari modul EMG dapat diproses PC.

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Perancangan dan pembuatan alat ini dilakukan di Laboratorium Biofisika, Program Studi D3 Otomasi Sistem Instrumentasi, Departemen Teknik, Fakultas Vokasi Universitas Airlangga selama kurang lebih 4 bulan dimulai dari bulan April 2016 sampai Juli 2016.

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Bahan-Bahan Penelitian

Bahan-bahan yang diperlukan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. PCB
2. Resistor
3. *Power Supply*
4. IC AD620
5. IC CA 3140
6. IC LF356
7. Elektroda tempel
8. Baterai Li-Po (*lithium-polimer*)

3.2.2 Alat-Alat Penelitian

Alat yang diperlukan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

Perangkat keras (*Hardware*):

1. Modul Mikrokontroler Arduino Uno
2. Elektroda tempel
3. *Oscilloscope*
4. *Signal Generator*
5. *Digital Multimeter*
6. PC (*Personal Computer*) / Laptop

Perangkat Lunak (*Software*):

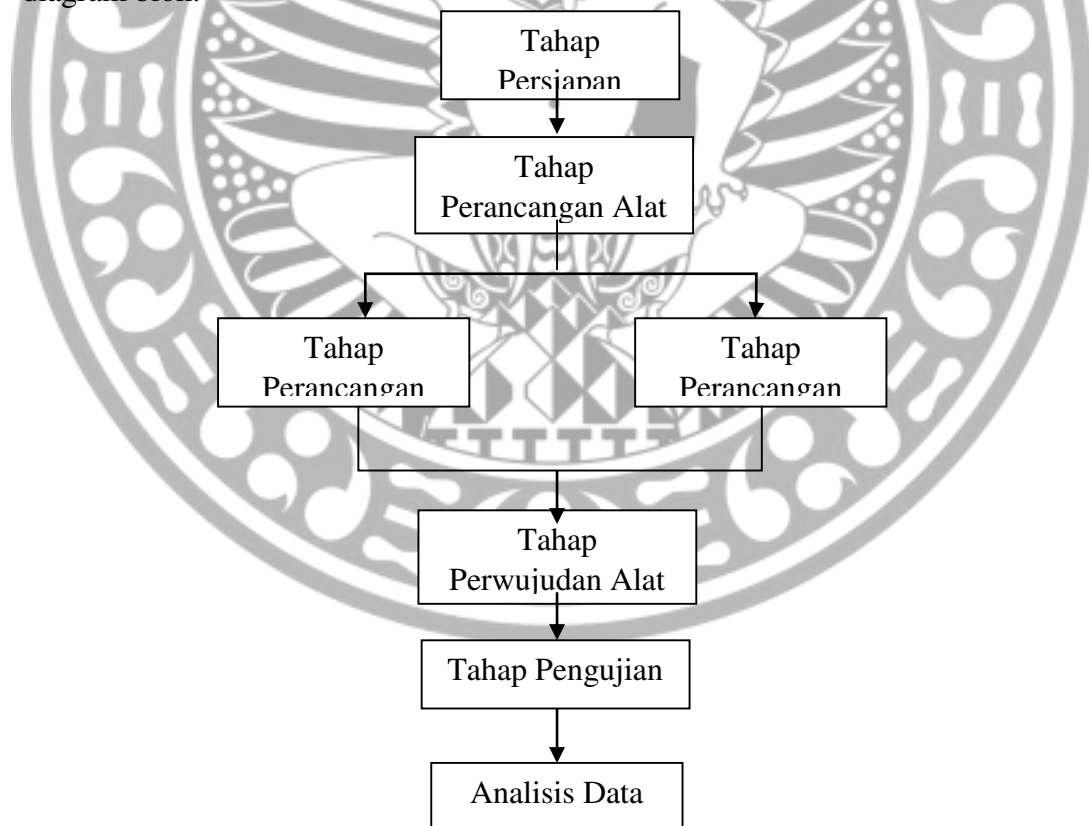
1. Eagle
2. IDE Arduino
3. LabView
4. Windows 7

3.3 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian yang dilakukan penulis terdiri dari beberapa tahapan, berikut adalah tahapan-tahapan yang dilakukan:

1. Tahap Persiapan
2. Tahap Perancangan Alat
3. Tahap Perwujudan Alat
4. Tahap Pengujian Sistem
5. Analisis Data

Pada Gambar 3.1 adalah penjelasan prosedur penelitian dalam bentuk diagram blok:



Gambar 3.1 Diagram Blok Prosedur Penelitian

Setiap tahapan yang dilaksanakan penulis saling berkaitan satu sama lain, maka dari itu setiap tahapan yang dilaksanakan harus dipastikan sudah sesuai dengan harapan sebelum dilanjutkan ke tahap selanjutnya.

3.3.1 Tahap Persiapan

Tahap persiapan merupakan tahapan awal dalam melakukan penelitian, pada tahap ini penulis melakukan studi literatur dengan mencari berbagai acuan baik melalui artikel, buku, jurnal, skripsi maupun tugas akhir dengan narasumber yang jelas dan terpercaya dengan tujuan untuk melengkapi literatur mengenai penelitian ini.

3.3.2 Tahap Perancangan Alat

Tahap perancangan alat dibagi menjadi dua tahap, yakni tahap perancangan *hardware* dan tahap perancangan *software*.

A) Tahap Perancangan *Hardware*

Tahap perancangan *hardware* yaitu pembuatan modul EMG. Modul EMG berfungsi sebagai pengolah sinyal biopotensial otot. Modul EMG terdiri dari beberapa rangkaian dengan fungsi yang berbeda-beda. Rangkaian EMG terdiri dari rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian HPF (*high pass filter*), rangkaian LPF (*low pass filter*), *notch filter*, dan rangkaian *clammer*. Berikut adalah diagram blok pembuatan *hardware*:



Gambar 3.2 Diagram Blok Perancangan *Hardware*

Dengan keterangan:

Penguat Instrumentasi :Rangkaian ini digunakan untuk memperkuat sinyal yang didapat dari elektroda tempel. Penguatan yang diterapkan pada rangkaian modul EMG ini sebesar 100x.

Low Pass Filter :Rangkaian ini digunakan untuk meloloskan sinyal di bawah frekuensi *cut-off* (f_c). Frekuensi *cut-off* (f_c) yang digunakan dalam rangkaian modul EMG ini adalah sebesar 600Hz.

Notch Filter :Rangkaian ini digunakan untuk memfilter *noise* sebesar 50 Hz yang berasal dari radiasi listrik PLN.

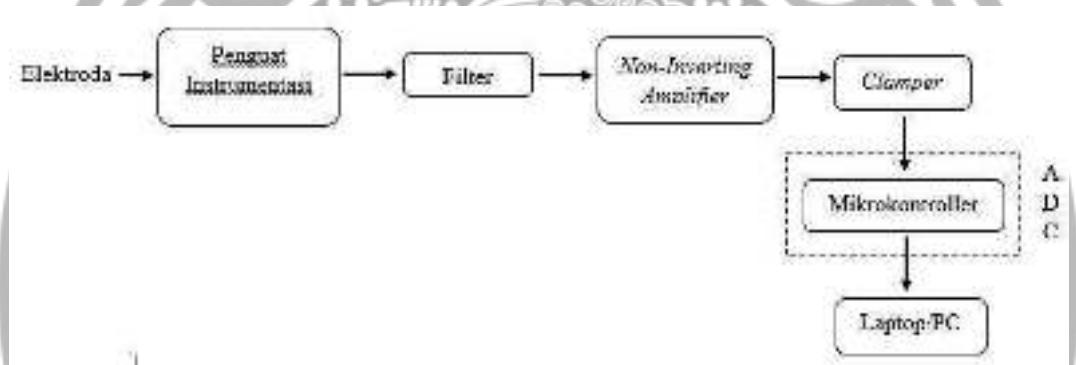
Non-Inverting Amplifier :Rangkaian ini digunakan untuk menguatkan sinyal dari differential amplifier. Rangkaian ini memiliki penguatan sebesar 10x dengan maksud agar sinyal dari otot mendapat penguatan total sebesar 1000x.

Clamper :Rangkaian ini digunakan untuk menggeser tegangan sinyal EMG ke level yang positif supaya dapat terbaca oleh ADC di mikrokontroler.

Pembuatan rangkaian skematik untuk rangkaian-rangkaian yang dibutuhkan dalam perancangan modul EMG menggunakan aplikasi Eagle.

3.3.3 Tahap Perwujudan alat

Pada tahap perwujudan alat, yang dilakukan adalah *hardware* dan *software* yang dibutuhkan dalam sistem perekaman sinyal EMG disusun sedemikian rupa hingga sistem perekaman sinyal EMG berjalan sesuai harapan. Berikut adalah diagram blok tahap perwujudan alat:

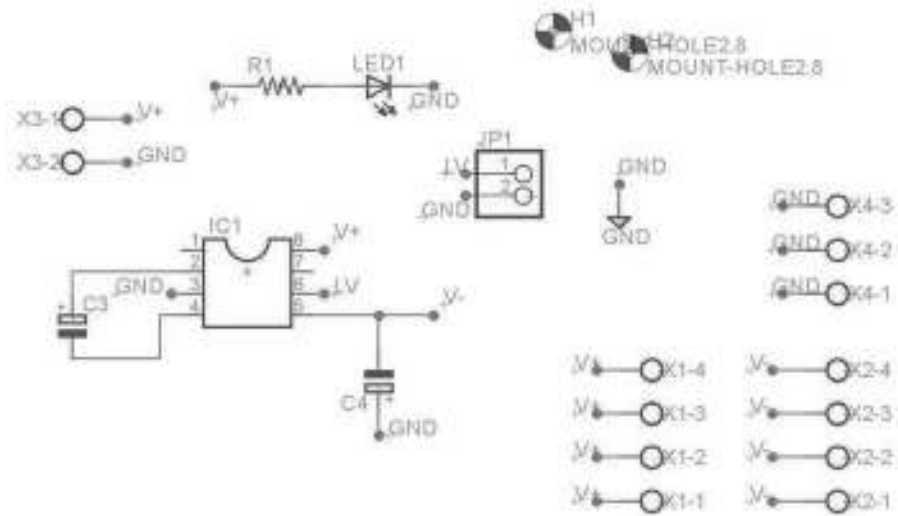


Gambar 3.3 Diagram Blok Perwujudan Alat

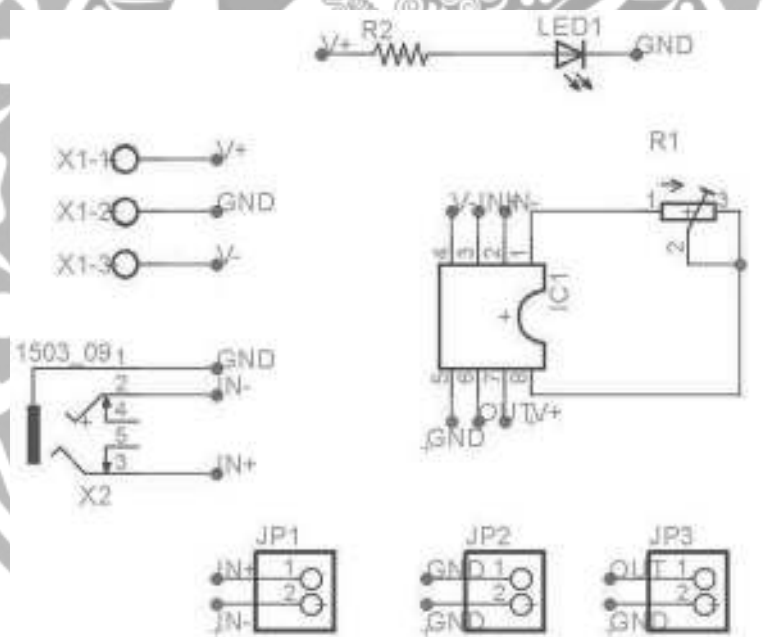
Pada tahap perwujudan sistem perekaman sinyal EMG digunakan elektroda tempel sebagai sensor pendeteksi sinyal listrik pada otot. Karena sinyal listrik yang dihasilkan aktivitas otot sangat kecil maka dibutuhkan rangkaian penguat instrumentasi. Setelah dikuatkan sinyal diteruskan ke beberapa rangkaian filter yang terdiri dari rangkaian *low pass filter* dan *notch filter* agar mendapatkan hasil sinyal EMG tanpa *noise*. Karena hasil *output* rangkaian EMG terdapat tegangan negatif maka diperlukan rangkaian *clamper* agar dapat terbaca oleh ADC pada mikrokontroler. Selanjutnya data sinyal EMG dikonversi ke bentuk sinyal digital oleh ADC pada Arduino Uno untuk bisa diproses di LabView pada

PC. LabView berperan sebagai aplikasi *interface* sehingga proses perekaman dan penyimpanan sinyal EMG dapat dikontrol melalui LabView. *File* data sinyal EMG yang disimpan berformat Ms. Exel (.xls). Baterai Li-Po (*lithium-polimer*) digunakan sebagai sumber listrik alat ini agar bisa berfungsi.

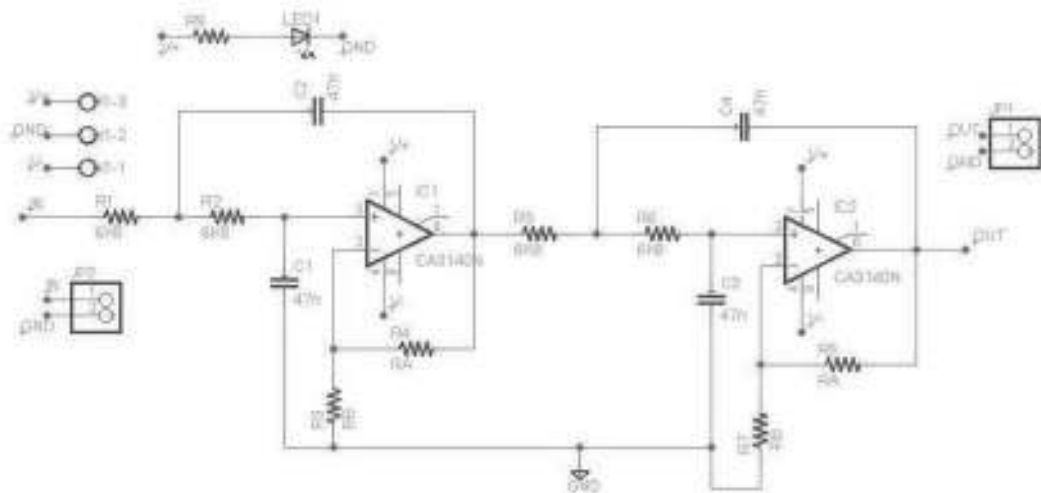
Rangkaian *supply* yang dibuat menggunakan ic ICL7660 dan dua buah kapasitor dengan nilai yang sama yaitu $10\mu\text{F}$ (Gambar 3.4). Ic AD620 digunakan pada rangkaian penguat instrumentasi dan resistor variabel dibutuhkan sebagai R_G (Gambar 3.5). Untuk rangkaian *low pass filter* terdapat 2 buah ic CA3140 (Gambar 3.6). Perhitungan nilai resistor dan kapasitor pada rangkaian *low pass filter* agar sesuai frekuensi *cut-off* 500Hz menggunakan Persamaan 3. Rangkaian *notch filter* yang telah dibuat menggunakan resistor, kapasitor, serta 2 buah ic CA3140 (Gambar 3.7). Penggunaan Persamaan 3 untuk menentukan besar nilai resistor dan kapasitor pada rangkaian *notch filter*. Rangkaian *non-inverting amplifier* yang telah dibuat menggunakan ic CA3140 dan beberapa resistor (Gambar 3.8). Menentukan nilai resistor pada rangkaian *non-inverting amplifier* menggunakan Persamaan 2. Dioda, kapasitor, dan resistor digunakan pada rangkaian *clamper* (Gambar 3.9). Semua rangkaian yang telah dibuat, lalu dimasukkan ke dalam *box* untuk siap digunakan (Gambar 3.10).



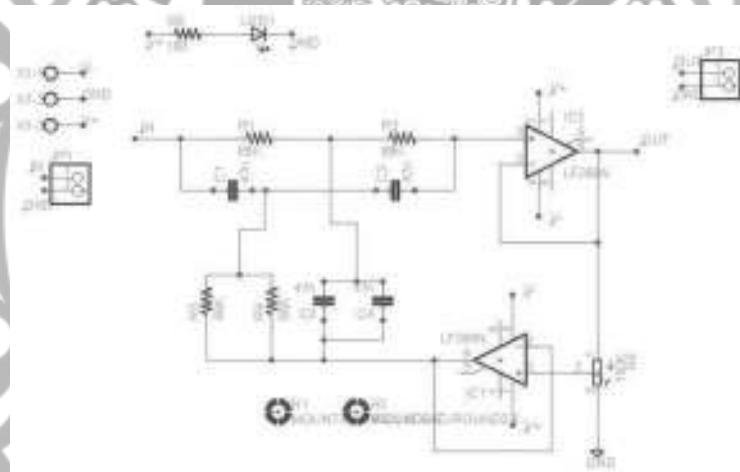
Gambar 3.4 Skematik Rangkaian *Supply*



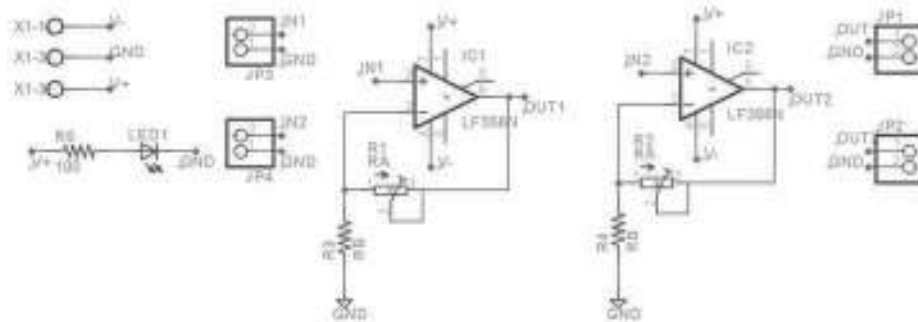
Gambar 3.5 Skematik Rangkaian *differential amplifier*



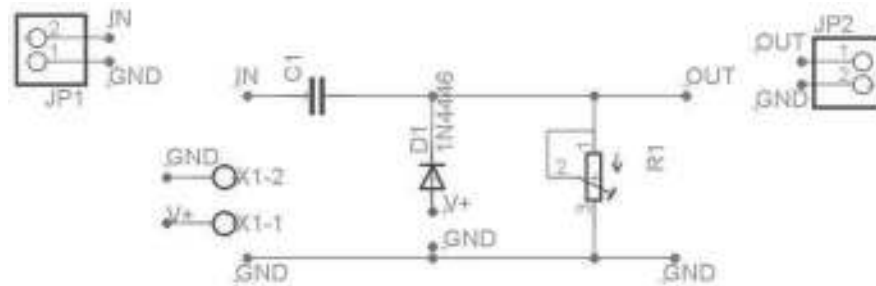
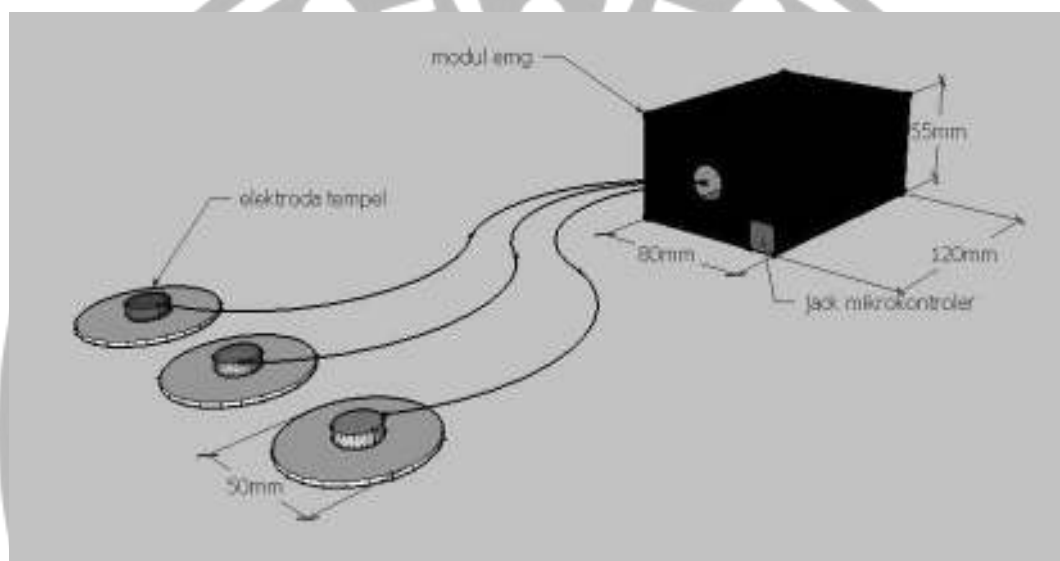
Gambar 3.6 Skematik Rangkaian *Low Pass Filter*



Gambar 3.7 Skematik Rangkaian *Notch Filter*



Gambar 3.8 Skematik Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

Gambar 3.9 Skematik Rangkaian *Clamper*

Gambar 3.10 Gambar Alat Sistem Perekaman Sinyal EMG

3.3.4 Tahap Pengujian Sistem

Tahap pengujian alat terdiri dari pengujian seluruh sistem alat yang telah dibuat. Dalam tahap pengujian ini terdiri dari pengujian penguat instrumentasi, *low pass filter*, *notch filter*, *non-inverting amplifie clamper*, *output modul EMG*, dan sistem penyimpanan data.

A) Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi

Pengujian ini dilakukan dengan cara memberikan nilai *input* berupa tegangan nilai yang berbeda dengan frekuensi yang sama. Resistor variabel pada rangkaian ini berfungsi untuk menentukan besar penguatan. Dengan mengubah tegangan masukan akan diketahui tegangan *output* setelah mendapat penguatan, percobaan tersebut dilakukan beberapa kali dan akan didapatkan nilai rata-rata penguatan yang terjadi. Penguatan yang dilakukan pada rangkaian penguat instrumentasi yaitu 100 kali. Variabel tetap pada rangkaian ini yaitu $V_{in 1}$ sebesar 1 mV dan frekuensi sebesar 100 Hz. Variabel bebas pada rangkaian ini yaitu $V_{in 2}$ dimulai dari 8 mV sampai 50 mV.

B) Pengujian Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

Pada rangkaian *non-inverting* ini menguatkan sinyal otot yang telah melewati rangkaian penguat instrumentasi. Penguatan yang dilakukan pada rangkaian ini sebesar 10 kali. Pada pengujian ini variabel tetapnya adalah frekuensi dan variabel bebasnya adalah tegangan *input* (V_{in}). Frekuensi yang digunakan pada rangkaian ini adalah 100 Hz.

C) Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*

Pengujian pada *low pass filter* menggunakan *signal generator* dan *oscilloscop*. Variabel tetapnya adalah amplitudo dan tegangan *input* (V_{in}), sedangkan variabel dan berubahnya adalah frekuensi. Pengujian ini dimulai dari frekuensi 20 Hz sampai 1000 Hz. Berikut adalah tabel untuk pengujian *low pass filter*:

D) Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

Pengujian pada *notch filter* menggunakan *signal generator* dan *oscilloscop*. Variabel tetapnya adalah amplitudo dan tegangan *input* (V_{in}), sedangkan variabel berubahnya adalah frekuensi. Pengujian ini dimulai dari frekuensi 20 Hz sampai 1000 Hz.

E) Pengujian Rangkaian *Clamper*

Pengujian rangkaian *clamper* ini bertujuan untuk mengetahui seberapa besar pergeseran yang terjadi pada sinyal ke bagian positif.

F) Pengujian *Output* Modul EMG

Pengujian pada rangkaian EMG yang telah dibuat yaitu menganalisa apakah sinyal yang dihasilkan masih dalam *range* sinyal pada literatur, serta menganalisa data apa saja yang tersimpan dalam *file*.

3.4 Analisis Data

Analisis data dalam pengujian kestabilan kerja untuk “Rancang Bangun Sistem Perekaman Sinyal EMG Untuk Monitoring Pasien Pasca Stroke Bagian I” ini menggunakan 5 macam metode sebagai berikut:

1. Pengujian Rangkaian *Differential Amplifier*
2. Pengujian Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*
3. Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*
4. Pengujian Rangkaian *Notch Filter*
5. Pengujian Rangkaian *Clamper*
6. Pengujian *Output Modul EMG*

Pengambilan data ini dilaksanakan untuk mengetahui seberapa efektif alat ini. Dari pengujian tiap rangkaian yang dibuat untuk mengetahui kelayakan dari alat dan apakah dapat berfungsi dengan baik atau tidak.

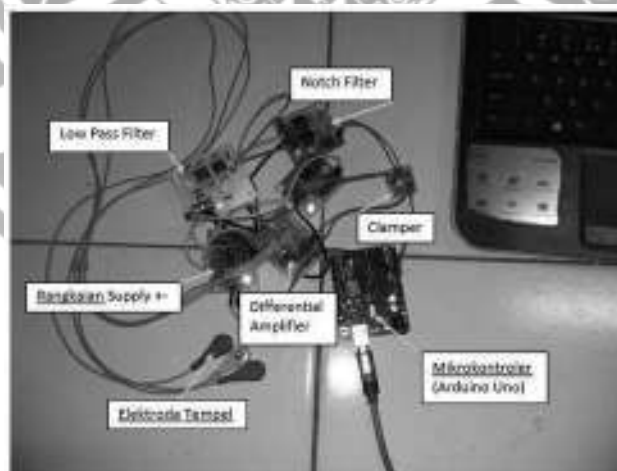
BAB IV

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Pada bab hasil dan pembahasan ini dimaksudkan untuk mengetahui hasil serta analisa dari keseluruhan perancangan alat yang telah dibuat. Dengan hasil serta analisa yang dilakukan, dapat diketahui kinerja alat apakah sudah sesuai dengan apa yang diharapkan atau tidak.

4.1 Hasil Pembuatan Perangkat Keras (*Hardware*)

Dari proses pembuatan perangkat keras yang dilakukan, telah siap perangkat keras yang dibutuhkan untuk sistem perekaman sinyal EMG. Perangkat keras yang telah dibuat yaitu modul rangkaian modul EMG yang terdiri dari rangkaian *differential amplifier*, *non-inverting amplifier*, *low pass filter*, *notch filter*, dan *clamper*.



Gambar 4.1 Perangkat Keras Sistem Perekaman Sinyal EMG

4.2 Hasil Pengujian Rangkaian *Differensial Amplifier*

Pada pengujian ini rangkaian *differensial amplifier* dibuat sesuai dengan skema rangkaian seperti pada Gambar 2.2. Rangkaian *differensial amplifier* yang telah dibuat menggunakan ic AD620. Di dalam ic AD620 sudah terdapat tiga buah *op-amp* dan beberapa resistor yang telah tersusun seperti skema rangkaian pada gambar 2.2, tetapi R_G berada di luar ic. Maka dari itu hanya dibutuhkan satu resistor sebagai R_G yang fungsinya sebagai menentukan besar penguatan yang diinginkan. R_G yang digunakan dalam rangkaian ini yaitu jenis resistor variabel sehingga memudahkan untuk menentukan besar resistansi R_G atau dengan kata lain memudahkan untuk mengubah-ubah penguatan pada rangkaian penguatan instrumentasi. Rangkaian *differensial amplifier* diberi tegangan *supply* +5V dan -5V dari rangkaian catu daya. Di bawah ini adalah perhitungan untuk mencari R_G pada rangkaian *differensial amplifier* dengan penguatan yang diinginkan yaitu 100 kali:

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1 \dots\dots\dots(4)$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{100} + 1 = 494 + 1 = 495\Omega$$

Nilai resistor 49.4K Ω didapat dari 2R1 yang ada di dalam ic, besar R1 yaitu 24.7K Ω . Jadi penguatan 100 kali membutuhkan R_G sebesar 495 Ω .

Pada pengujian *differensial amplifier* dilakukan dengan memberikan dua sinyal masukan yang berasal dari *signal generator* dan mencatat keluaran yang dihasilkan dari rangkaian dengan maksud untuk mengetahui besar penguatan atau

gain. Pengambilan data *differential amplifier* dilakukan berulang-ulang sehingga bisa didapatkan rata-rata penguatan yang terjadi. Berikut adalah tabel pengujian rangkaian *differential amplifier*:

Tabel 4.1 Pengujian Rangkaian *differential amplifier*

| No. | Frekuensi (Hz) | Vin 1 (mV) | Vin 2 (mV) | Vin (mV) | Vout (V) | Gain |
|-----|----------------|------------|------------|----------|----------|--------|
| 1 | 100 | 1 | 8 | 7 | 0.72 | 102.5 |
| 2 | 100 | 1 | 11 | 10 | 1.06 | 105.45 |
| 3 | 100 | 1 | 14 | 13 | 1.37 | 105 |
| 4 | 100 | 1 | 16 | 15 | 1.55 | 103.12 |
| 5 | 100 | 1 | 18 | 17 | 1.77 | 103.88 |
| 6 | 100 | 1 | 20 | 19 | 1.97 | 103.5 |
| 7 | 100 | 1 | 22 | 20 | 2.15 | 102.27 |
| 8 | 100 | 1 | 26 | 25 | 2.59 | 103.46 |
| 9 | 100 | 1 | 28 | 27 | 2.73 | 101.07 |
| 10 | 100 | 1 | 30 | 29 | 2.92 | 100.6 |
| 11 | 100 | 1 | 34 | 33 | 3.36 | 101.76 |
| 12 | 100 | 1 | 38 | 37 | 3.76 | 101.57 |
| 13 | 100 | 1 | 40 | 39 | 4.01 | 102.5 |
| 14 | 100 | 1 | 42 | 41 | 4.17 | 101.6 |
| 15 | 100 | 1 | 44 | 43 | 4.33 | 100.68 |
| 16 | 100 | 1 | 45 | 44 | 4.49 | 102 |
| 17 | 100 | 1 | 46 | 45 | 4.57 | 101.52 |

| No | Frekuensi (Hz) | Vin 1 (mV) | Vin 2 (mV) | Vin (mV) | Vout (V) | Gain |
|----|-------------------|---------------|---------------|-------------|-------------|---------|
| 18 | 100 | 1 | 47 | 46 | 4.65 | 101.06 |
| 19 | 100 | 1 | 49 | 48 | 4.89 | 101.83 |
| 20 | 100 | 1 | 50 | 49 | 5.03 | 103 |
| | Rata-rata | | | | | 102.418 |

Dari hasil pengambilan data berupa sinyal masukan dan sinyal keluaran dapat dilihat bahwa tegangan *input 1* ($V_{in 1}$) sebagai variabel tetap diberi sinyal dengan V_{pp} sebesar 1mV dan tegangan *input 2* ($V_{in 2}$) sebagai variabel berubah yang diberi sinyal dengan V_{pp} mulai dari 8mV sampai 50mV. Rata-rata penguatan yang dihasilkan dari rangkaian *differential amplifier* yang telah dibuat yaitu sebesar 102,418 kali, sehingga penguatan yang terjadi mendekati penguatan yang diharapkan yaitu 100 kali.

4.3 Hasil Pengujian Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

Rangkaian *non-inverting amplifier* menggunakan ic CA3140 dimana di dalam ic CA3140 terdapat satu buah op-amp. Rangkaian ini membutuhkan 2 resistor sebagai penentu penguatan sinyal. Menggunakan resistor variabel untuk R1 dengan maksud memudahkan menentukan resistansi R1 dan R2 menggunakan resistor fix sebesar 100 Ω . Pada rangkaian ini diberi *supply* sebesar +5V dan -5V.

Berikut adalah perhitungan untuk mencari nilai R_1 dengan penguatan yang diinginkan sebesar 10 kali:

$$G = \frac{R_1}{R_2} + 1$$

$$10 = \frac{R_1}{100} + 1$$

$$R_1 = 9 \times 100 = 900\Omega$$

Jadi besar nilai R_1 atau nilai resistor variabel yang dibutuhkan untuk penguatan sebesar 10 kali yaitu 900Ω .

Pengujian rangkaian *non-inverting* dilakukan dengan memberikan tegangan *input* (V_{in}) dan mencatat tegangan keluaran (V_{out}) untuk mengetahui besar penguatan yang terjadi. Berikut adalah tabel pengujian rangkaian *non-inverting amplifier*:

Tabel 4.2 Hasil Pengujian Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

| No. | Frekuensi (Hz) | V_{in} (mV) | V_{out} (V) | Gain |
|-----|-------------------|------------------|------------------|-------|
| 1 | 100 | 32 | 0.36 | 11.25 |
| 2 | 100 | 46 | 0.52 | 11.3 |
| 3 | 100 | 52 | 0.58 | 11.15 |
| 4 | 100 | 64 | 0.72 | 11.25 |
| 5 | 100 | 74 | 0.82 | 11.08 |
| 6 | 100 | 86 | 0.94 | 10.93 |

| No | Frekuensi (Hz) | V_{in} (mV) | V_{out} (mV) | $Gain$ |
|------------------|-------------------|------------------|-------------------|--------|
| 7 | 100 | 96 | 1.06 | 11.04 |
| 8 | 100 | 104 | 1.16 | 11.15 |
| 9 | 100 | 112 | 1.24 | 11.07 |
| 10 | 100 | 122 | 1.38 | 11.31 |
| 11 | 100 | 134 | 1.49 | 11.11 |
| 12 | 100 | 143 | 1.57 | 10.97 |
| 13 | 100 | 157 | 1.77 | 11.27 |
| 14 | 100 | 163 | 1.81 | 11.1 |
| 15 | 100 | 175 | 1.97 | 11.25 |
| 16 | 100 | 183 | 2.05 | 11.2 |
| 17 | 100 | 195 | 2.17 | 11.12 |
| 18 | 100 | 201 | 2.25 | 11.19 |
| 19 | 100 | 225 | 2.53 | 11.24 |
| 20 | 100 | 235 | 2.65 | 11.27 |
| Rata-rata | | | | 11.162 |

Dari hasil pengambilan data yang telah dilakukan, dapat diketahui bahwa nilai *gain* terendah 10.93 dan nilai *gain* tertinggi 11.. Sehingga bisa didapatkan rata-rata penguatan 11,162 kali. Penguatan yang terjadi mendekati penguatan yang diharapkan yaitu 10 kali.

4.4 Hasil Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*

Rangkaian low pass filter yang telah dibuat bertujuan untuk meloloskan sinyal yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off* yaitu sebesar 500Hz. Frekuensi *cut-off* sebesar 500Hz karena karakteristik sinyal otot hanya sampai 500 Hz. Rangkaian *low pass filter* ini menggunakan orde 4 *sellen-key topology* yang dibuat dari dua rangkaian orde 2 *sellen-key topology*. IC yang digunakan pada rangkaian ini yaitu ic CA3140 dengan diberi *supply* +5V dan -5V. Pada rangkaian *low pass filter* dibuat sesuai dengan skematik yang terdapat pada Gambar 2.3. C1 dan C2 yang digunakan memiliki nilai yang sama yaitu sebesar 33nF. Berikut adalah perhitungan nilai R dengan asumsi bahwa nilai R1 dan R2 adalah sama:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

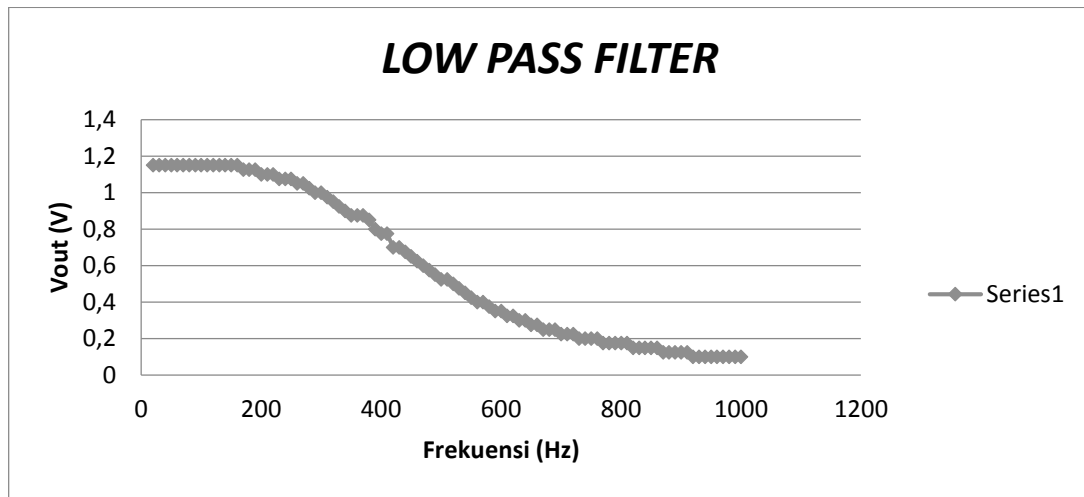
$$500 = \frac{1}{2 \times 3.14 \times R \times 33nF}$$

$$R = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 500 \times 33nF}$$

$$R = 10K\Omega$$

Jadi, besar nilai R yang dibutuhkan untuk frekuensi *cut-off* 500Hz yaitu 10K Ω

Pada pengujian rangkaian *low pass filter*, variabel tetapnya adalah tegangan *input* (V_{in}) sebesar 0.5V dan variabel berubahnya adalah frekuensi 20Hz sampai 1000Hz.



Gambar 4.2 Grafik Pengujian *Low Pass Filter*

Dari hasil pengujian rangkaian *low pass filter* pada tabel yang terlampir pada lampiran 3 dilihat bahwa pada frekuensi 170Hz mulai terjadi penurunan tegangan. Sebelum frekuensi 500Hz, sudah terjadi penurunan tegangan output (V_{out}) lebih cepat yaitu mengalami penurunan sebanyak 25mV setiap 10Hz. Hal ini tidak sesuai dengan teori bahwa penurunan tegangan output akan lebih cepat saat telah melewati frekuensi *cut-off*. Hal ini dikarenakan komponen yang digunakan memiliki nilai toleransi yang terlalu besar sehingga kurang presisi.

4.5 Hasil Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

Rangkaian *notch filter* digunakan untuk menghilangkan frekuensi 50Hz dari jala-jala listrik PLN. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan sinyal EMG yang terhindar dari frekuensi jala-jala listrik PLN. Rangkaian *notch filter* yang telah dibuat menggunakan ic LF356 dengan nilai kapasitor (C) adalah 47nF dan tegangan *supply*

yang diberikan yaitu +5V dan -5V. Berikut adalah perhitungan mencari nilai R untuk frekuensi *cut-off* 50Hz:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

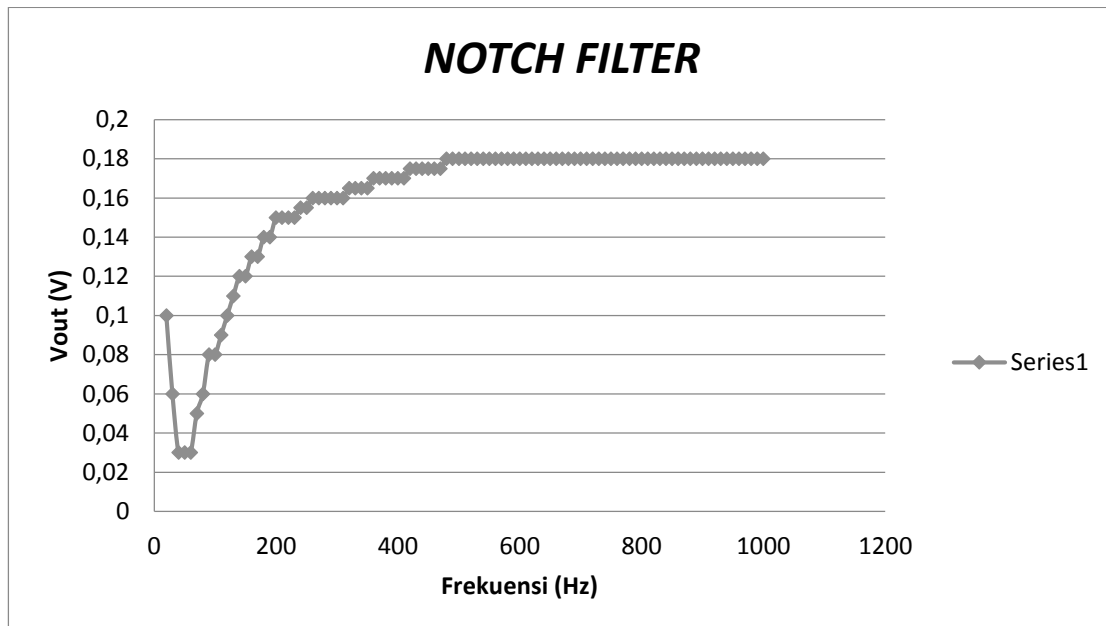
$$50 = \frac{1}{2 \times 3.14 \times R \times 47nF}$$

$$R = \frac{1}{2 \times 3.14 \times 50 \times 47nF}$$

$$R = 67759,8\Omega$$

Jadi, nilai R yang dibutuhkan untuk frekuensi *cut-off* 50Hz yaitu 67759,8Ω. Dikarenakan resistor yang ada di pasaran 68KΩ maka yang digunakan dalam rangkaian *notch filter* yang dibuat yaitu resistor dengan nilai 68KΩ.

Pengujian rangkaian *notch filter* dilakukan dengan memberikan tegangan *input* (V_{in}) sebesar sebagai variabel tetap sebesar 0.18V dan variabel bebasnya adalah frekuensi yang dimulai dari frekuensi 20Hz sampai 1000Hz. Data yang didapat terlampir pada lampiran 8.



Gambar 4.3 Grafik Hasil Pengujian *Notch Filter*

Dari hasil pengujian rangkaian *notch filter* dapat dilihat bahwa tegangan *output* terendah (*Vout*) pada frekuensi 50Hz ialah 0,03V. Sinyal kembali menguat saat menjauhi frekuensi *cut-off* yaitu 50Hz. Hasil tersebut sudah sesuai dengan teori bahwa tegangan *output* terendah berada pada frekuensi *cut-off*.

4.6 Hasil Pengujian Rangkaian *Clamper*

Rangkaian *clamper* berguna untuk menggeser tegangan ke positif agar bisa terbaca oleh pin analog pada mikrokontroler. Setelah data masuk ke pin analog mikrokontroler, data akan dikonversi ke dalam bentuk data digital agar terbaca oleh komputer. Rangkaian ini hanya membutuhkan resistor, diode, dan kapasitor untuk memproses sinyal.

Dalam pengujian rangkaian *clamper* dilakukan dengan memberikan tegangan *input* ($V_{pp\ in}$) sebagai variabel tetap dan frekuensi dari 20Hz sampai 300Hz sebagai variabel berubahnya. Pembacaan *input* dan *output* menggunakan osiloskop digital untuk memudahkan dalam pengambilan data.

Tabel 4.3 Pengujian Rangkaian *Clamper*

| Frekuensi (Hz) | $V_{in\ min}$ (V) | $V_{in\ max}$ (V) | $V_{pp\ in}$ (V) | $V_{out\ min}$ (V) | $V_{out\ max}$ (V) | $V_{pp\ out}$ (V) |
|----------------|-------------------|-------------------|------------------|--------------------|--------------------|-------------------|
| 20 | -0.55 | 0.61 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 30 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 40 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 50 | -0.54 | 0.61 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 60 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 70 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 80 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 90 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 100 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.48 | 0.69 | 1.17 |
| 110 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 120 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 130 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.7 | 1.17 |
| 140 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.7 | 1.18 |
| 150 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.48 | 0.69 | 1.17 |

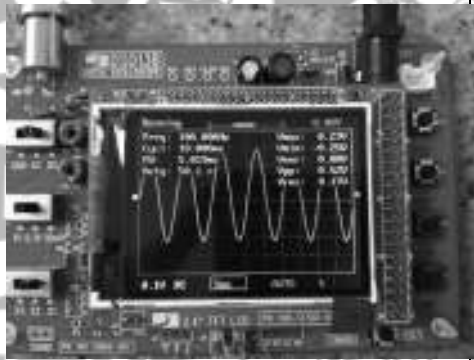
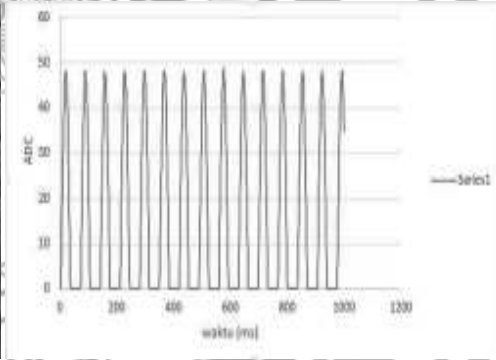

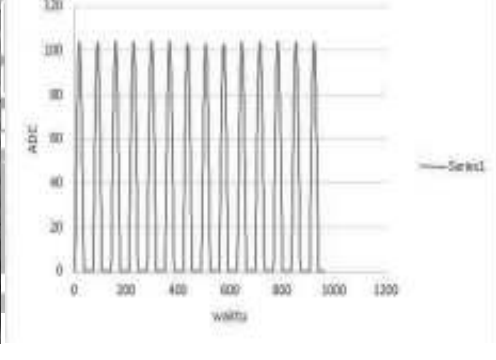
| Frekuensi (Hz) | V_{in} min (V) | V_{in} max (V) | V_{pp} in (V) | V_{out} min (V) | V_{out} max (V) | V_{pp} out (V) |
|-------------------|------------------------|---------------------|--------------------|----------------------|----------------------|------------------|
| 160 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 170 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 180 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 190 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 200 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 210 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 220 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 230 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 240 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 250 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 260 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 270 | -0.54 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.69 | 1.16 |
| 280 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.7 | 1.17 |
| 290 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.7 | 1.17 |
| 300 | -0.55 | 0.62 | 1.16 | -0.47 | 0.7 | 1.17 |

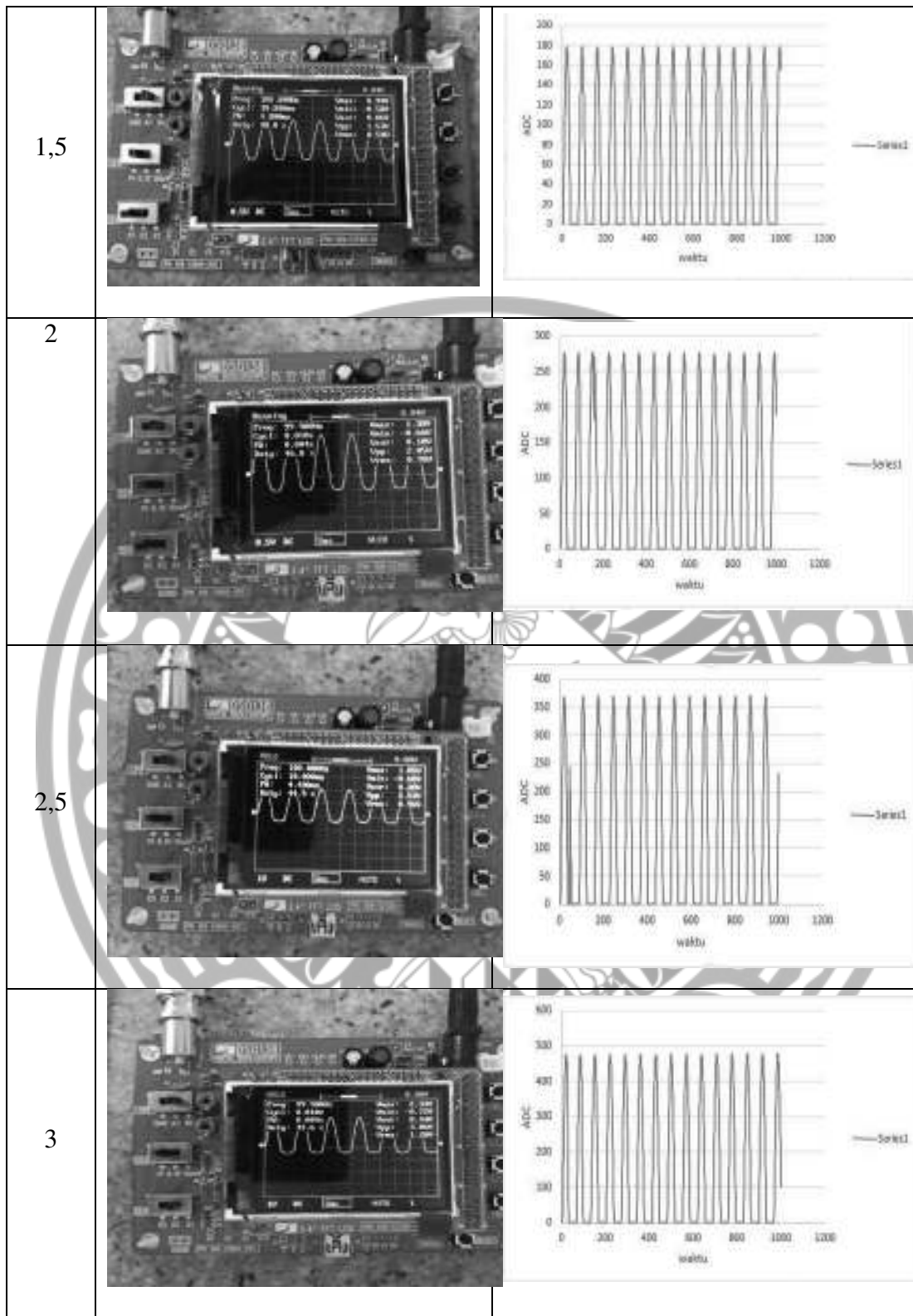
Dari tabel pengambilan data rangkaian *clamper*, dapat dilihat bahwa V_{pp} *input* dan V_{pp} *output* sama dan penggeseran sinyal hanya bisa sampai sekitar 80mV.

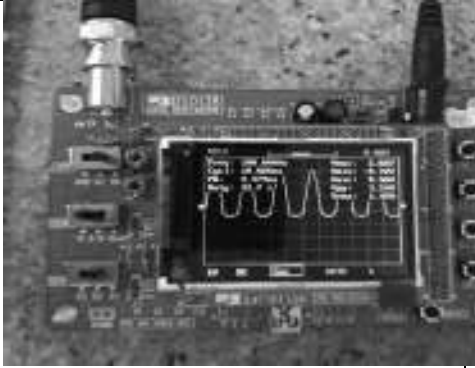
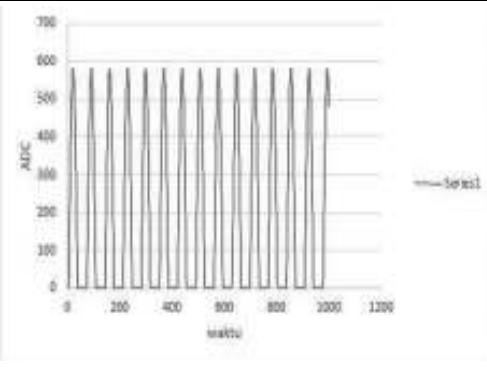
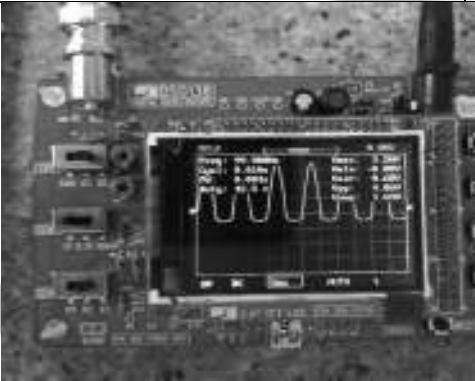
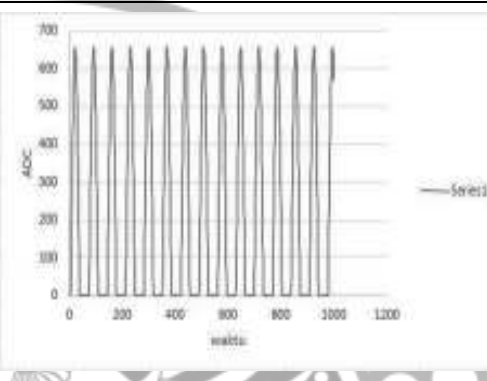
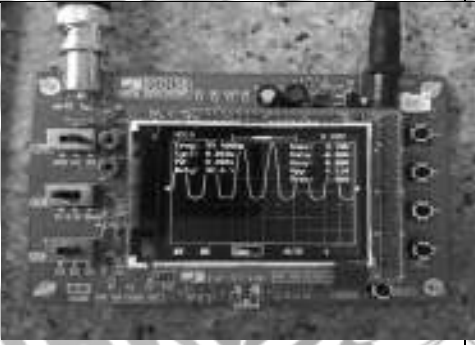
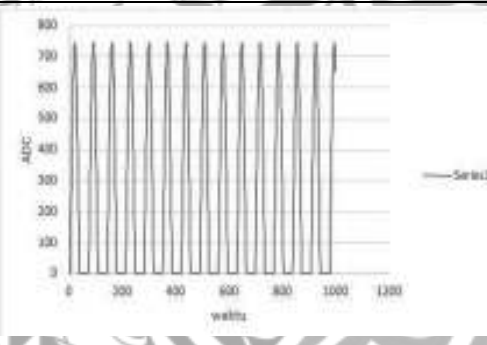
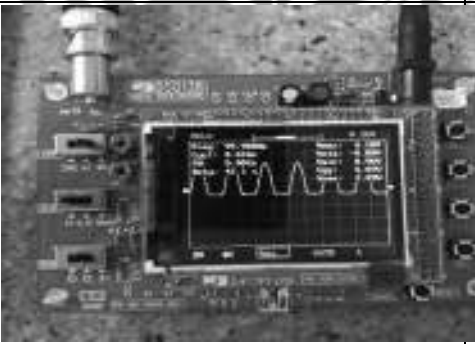
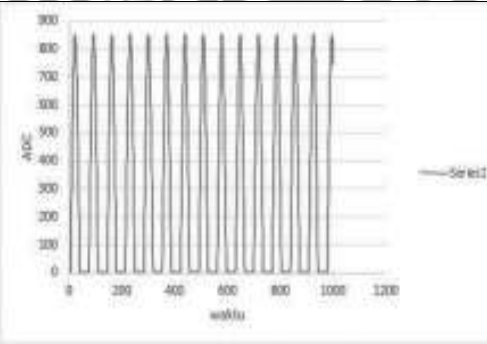
4.7 Hasil Pengujian *Output* Modul EMG

Pengujian output modul EMG yang telah dibuat bertujuan untuk menganalisis sinyal apakah sinyal yang dihasilkan oleh modul EMG masih dalam *range* yang tercantum pada literatur. Sebelum diuji menggunakan otot manusia, terlebih dahulu diuji menggunakan sinyal *input* dari *signal generator*.

Tabel 4.4 Data Sebelum dan Sesudah Masuk ADC

| Input (V) | Osiloskop | Grafik Pada Exel |
|-----------|---|--|
| 0,5 |  |  |
| 1 |  |  |

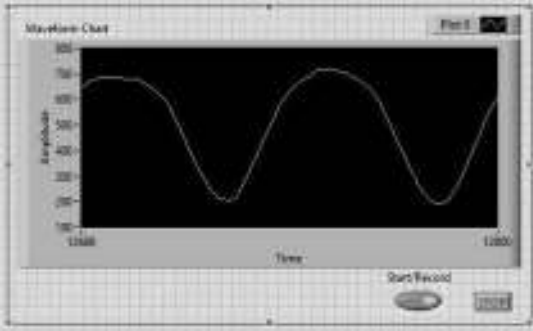
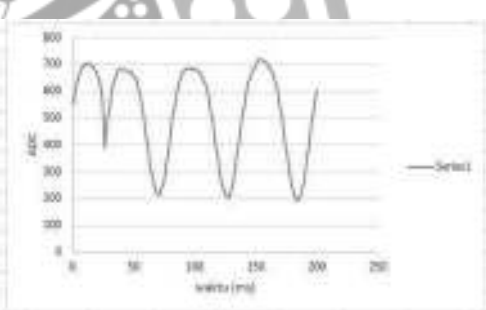
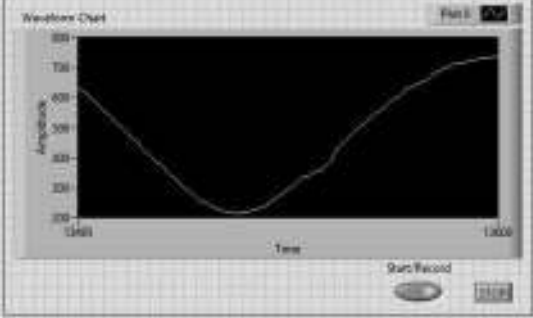



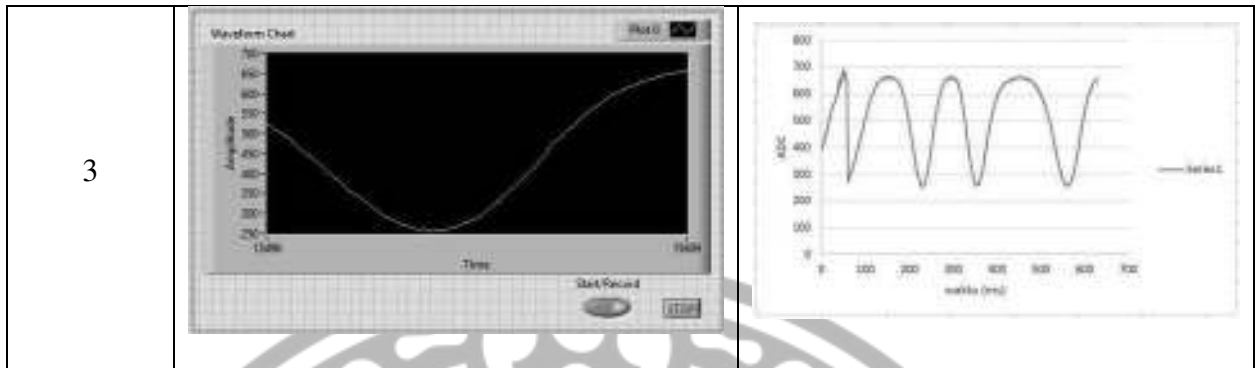
| | | |
|------------|---|--|
| <p>3,5</p> |  |  |
| <p>4</p> |  |  |
| <p>4,5</p> |  |  |
| <p>5</p> |  |  |

Dari data Tabel 4.4, dapat diketahui bahwa system perekaman sinyal yang telah dibuat telah berhasil menyimpan sinyal *input*. Tidak munculnya sinyal saat keadaan negatif pada *file* yang tersimpan dikarenakan sinyal tidak terbaca oleh adc mikrokontroler.

Tabel 4.5 dan 4.6 adalah perbedaan tampilan bentuk sinyal EMG saat kondisi otot relaksasi/ekstensi dan kontraks /fleksasi:

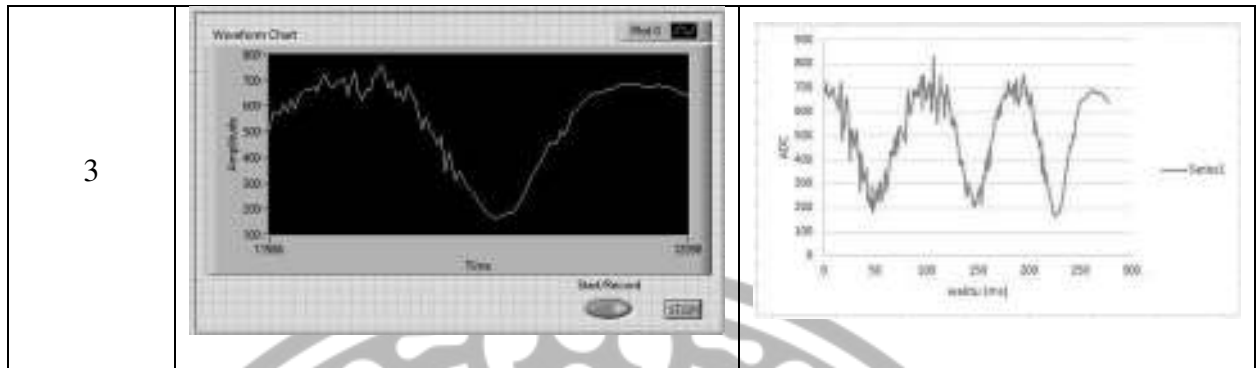
Tabel 4.5 Tampilan Bentuk Sinyal EMG Saat Relaksasi / Ekstensi

| Percobaan Ke- | LabView | Grafik Pada <i>Exel</i> |
|---------------|---|---|
| 1 |  |  |
| 2 |  |  |



Tabel 4.6 Tampilan Bentuk Sinyal EMG Saat Kontraksi / Fleksi

| Percobaan Ke- | LabView | Grafik Pada Exel |
|---------------|---------|------------------|
| 1 | | |
| 2 | | |



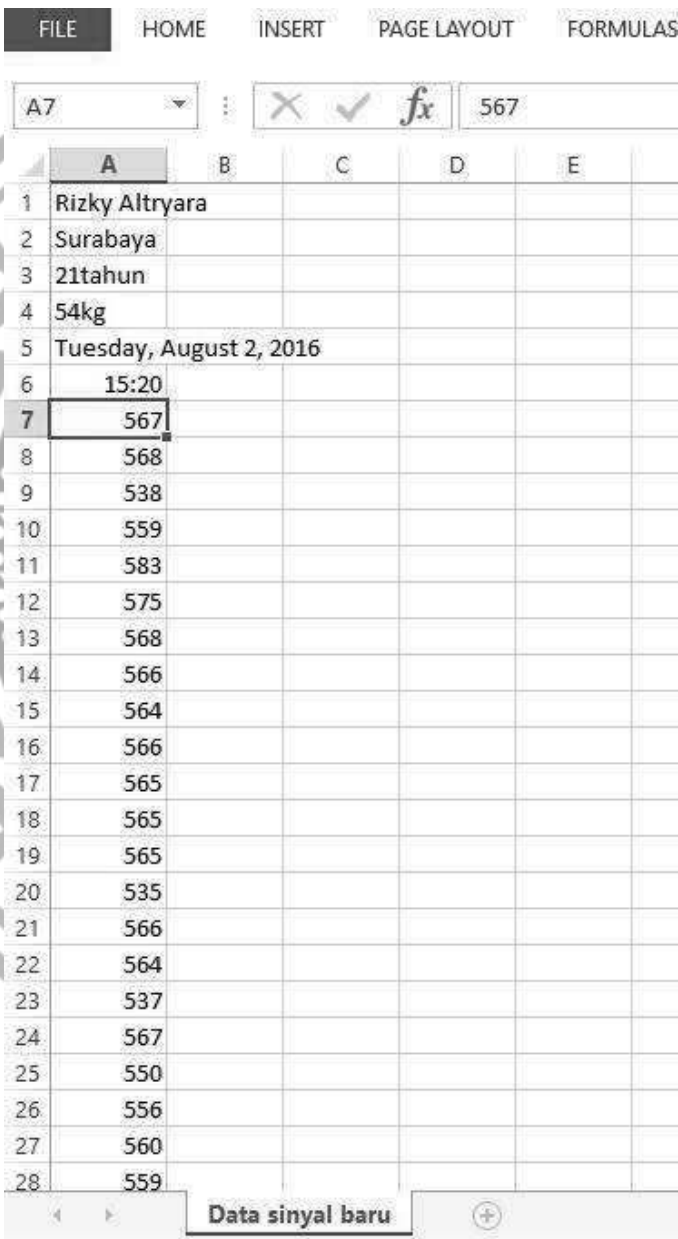
Dari Tabel 4.5 pada saat keadaan otot relaksasi, dapat diketahui bahwa data adc terbesar yang terekam adalah 473. Sedangkan pada Tabel 4.6, diketahui data adc terbesar pada saat kontraksi yang terekam adalah 680. Dibutuhkan perhitungan untuk mengetahui tegangan yang dihasilkan oleh otot saat relaksasi dan kontraksi, berikut adalah perhitungannya:

Tabel 4.7 Perhitungan untuk mengetahui tegangan dari modul EMG yang masuk ke mikrokontroler

| Relaksasi / Ekstensi | Kontraksi / Fleksi |
|--|--|
| Bit = $\frac{\text{tegangan input}}{5V} \times 1024$ | Bit = $\frac{\text{tegangan input}}{5V} \times 1024$ |
| Tegangan input = $\frac{473}{1024} \times 5V$ | Tegangan input = $\frac{680}{1024} \times 5V$ |
| Tegangan input = 2,3V | Tegangan input = 3,32V |

Dari perhitungan pada Tabel 4.7, dapat diketahui bahwa tegangan *output* dari modul EMG yang dibuat masih dalam *range* sinyal yang tercantum dalam jurnal yaitu 0,4V sampai 5V.

Setelah perekaman sinyal otot selesai, maka secara otomatis data tersimpan dan *user* memilih tempat atau *folder* untuk menyimpan data yang telah terekam. Gambar 4.4 adalah gambar dari data apa saja yang tersimpan dalam *file*.



| | A | B | C | D | E |
|----|-------------------------|---|---|---|---|
| 1 | Rizky Altryara | | | | |
| 2 | Surabaya | | | | |
| 3 | 21tahun | | | | |
| 4 | 54kg | | | | |
| 5 | Tuesday, August 2, 2016 | | | | |
| 6 | 15:20 | | | | |
| 7 | 567 | | | | |
| 8 | 568 | | | | |
| 9 | 538 | | | | |
| 10 | 559 | | | | |
| 11 | 583 | | | | |
| 12 | 575 | | | | |
| 13 | 568 | | | | |
| 14 | 566 | | | | |
| 15 | 564 | | | | |
| 16 | 566 | | | | |
| 17 | 565 | | | | |
| 18 | 565 | | | | |
| 19 | 565 | | | | |
| 20 | 535 | | | | |
| 21 | 566 | | | | |
| 22 | 564 | | | | |
| 23 | 537 | | | | |
| 24 | 567 | | | | |
| 25 | 550 | | | | |
| 26 | 556 | | | | |
| 27 | 560 | | | | |
| 28 | 559 | | | | |

Gambar 4.4 Data yang tersimpan dalam *file*

Dari Gambar 4.4 dapat dilihat bahwa data yang tersimpan adalah tanggal perekaman pada baris ke-satu, jam perekaman pada baris ke-dua, dan data dari modul EMG mulai pada baris ke-tiga. Dapat dikatakan bahwa tersebut masih berupa data mentah yang berarti masih memerlukan proses tambahan agar sinyal otot yang terekam bisa dipahami.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 KESIMPULAN

Dari hasil perancangan Sitem Pererekaman Sinyal EMG maka dapat ditarik kesimpulan:

1. Perwujudan sistem perekaman sinyal EMG ini terdiri dari 2 yaitu perwujudan *hardware* dan juga perwujudan *software*. Dari perwujudan sistem tersebut akuisisi data dapat dilakukan mulai dari pembuatan *hardware* yang mencakup 5 macam rangkaian yaitu *Differensial Amplifier, Non Inverting, Low Pas Filter, Notch Filter* dan *Clamper* yang berfungsi untuk menguatkan dan *filter* sinyal otot yang di tangkap/diterima oleh elektroda. Kemudian dilanjut dengan pemrograman di IDE Arduino yang berguna untuk mengeksekusi, mekonversi data analog (sinyal otot) menjadi data digital kemudian data yang telah di proses akan berlanjut ke PC dengan LabView sebagai *interface*
2. Sistem antarmuka yang digunakan ialah pemrograman dari LabView. Dengan tampilan *interface* yang mampu menyimpan secara otomatis data hasil perekaman sinyal EMG akan memudahkan untuk memantau sinyal otot pasien pasca stroke.

5.2 SARAN

Dari hasil perancangan Sitem Perekaman Sinyal EMG maka dapat ditingkatkan lagi kinerjanya untuk menghasilkan hasil yang lebih baik, antara lain:

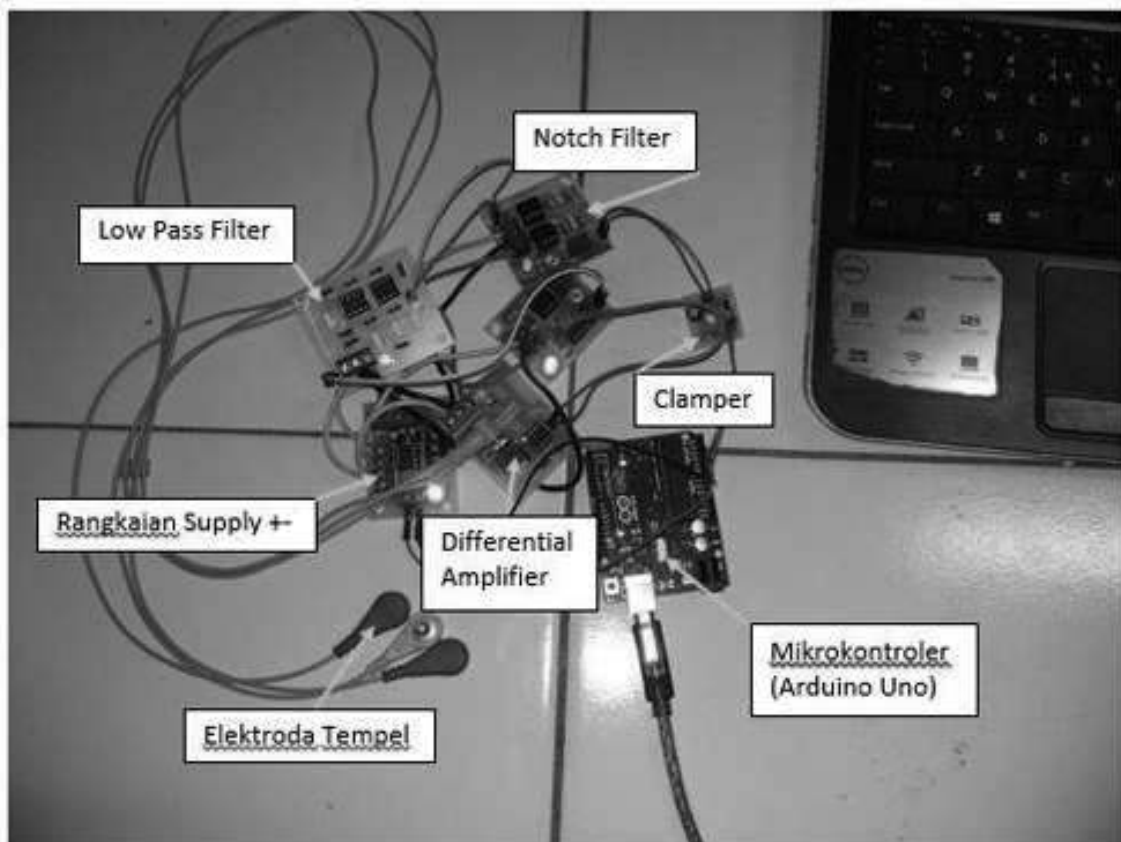
1. Dalam pembuatan rangkaian EMG perlu riset yang lebih banyak agar dapat mendapatkan hasil yang lebih maksimal.
2. Menyempurnakan hardware agar bisa mendapatkan hasil yang lebih baik.



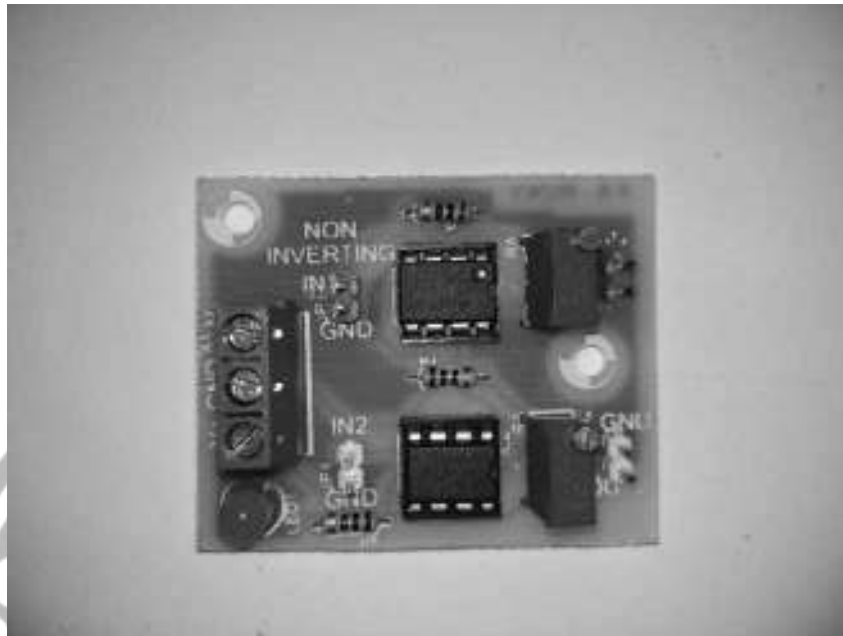
DAFTAR PUSTAKA

- Artanto, Dian. 2012. **Interaksi Arduino dan LabView**. Jakarta: PT Elex Media Komputindo.
- Arisma, Prisa. 2015. Rancang Bangun Sistem Monitoring ECG Berbasis *Wireless* Bagian II. Surabaya:Universitas Airlangga.
- Baker, L.L., “Clinical uses of neuromuscular electrical stimulation,” in R. P. Nelson, and D. P. Currier, eds., *Clinical electromyography*, 2nd ed., Appleton and Lange, Norwalk, CT, 1991.
- Basmajian, J. V., ed, *Biofeedback: Practice and principles*, 3rd ed., Williams and Wilkins, Baltimore, 1989.
- Cram, J.R., and D. Engstrom “Patterns of neuromuscular activity in pain and non-pain Patients,” *Clin BiofeedbackmHealth* 9, 106-116 (1986).
- <https://www.arduino.cc/> diakses pada 17 Desember 2015
- <http://www.elektronika-dasar.web.id/> diakses pada 22 Desember 2015
- <https://www.ni.com/labview/> diakses pada 17 Desember 2015
- Muhammad Rivai. 2000. **Sistem Pemrosesan Sinyal**. Institut Sepuluh Nopember Surabaya.
- Muzakki, Ahmad.2015.Rancang Bangun Sistem Monitoring ECG Berbasis *Wireless* Bagian I.Surabaya:Universitas Airlangga.
- Rachnad Setiawan, 1999. **Sistem Pengukuran Sinyal Biomedika**. Institut Sepuluh Nopember Surabaya.
- Robert F Coughlin, Frederick F Driscoll, 1992. **Penguat Operasional Dan Rangkaian Terpadu Linear**. Edisi kedua, diterjemahkan oleh Herman Widodo Soemitro, Jakarta, Erlangga.

LAMPIRAN



Rangkaian Sistem Pererekaman sinyal EMG



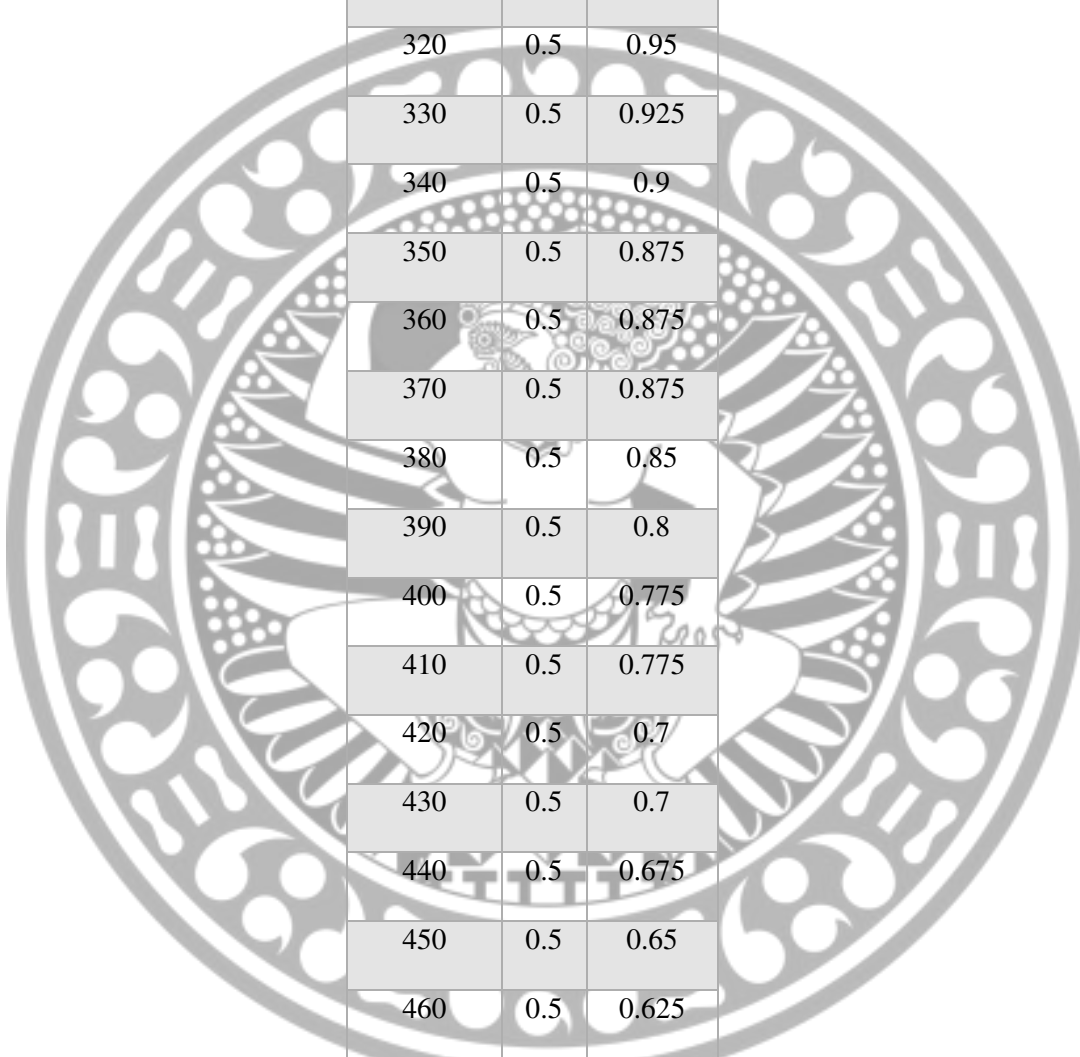
Rangkaian Non Inverting Amplifier



Rangkaian Low Pass Filter

Tabel Pengujian *Low Pass Filter*

| Frekuensi (Hz) | Vin (V) | Vout (V) |
|----------------|---------|----------|
| 20 | 0.5 | 1.15 |
| 30 | 0.5 | 1.15 |
| 40 | 0.5 | 1.15 |
| 50 | 0.5 | 1.15 |
| 60 | 0.5 | 1.15 |
| 70 | 0.5 | 1.15 |
| 80 | 0.5 | 1.15 |
| 90 | 0.5 | 1.15 |
| 100 | 0.5 | 1.15 |
| 110 | 0.5 | 1.15 |
| 120 | 0.5 | 1.15 |
| 130 | 0.5 | 1.15 |
| 140 | 0.5 | 1.15 |
| 150 | 0.5 | 1.15 |
| 160 | 0.5 | 1.15 |
| 170 | 0.5 | 1.125 |
| 180 | 0.5 | 1.125 |
| 190 | 0.5 | 1.125 |
| 200 | 0.5 | 1.1 |
| 210 | 0.5 | 1.1 |
| 220 | 0.5 | 1.1 |
| 230 | 0.5 | 1.075 |



| | | |
|------------------|------------|-------------|
| 240 | 0.5 | 1.075 |
| 250 | 0.5 | 1.075 |
| 260 | 0.5 | 1.05 |
| Frekuensi | Vin | Vout |
| (Hz) | (V) | (V) |
| 270 | 0.5 | 1.05 |
| 280 | 0.5 | 1.025 |
| 290 | 0.5 | 1 |
| 300 | 0.5 | 1 |
| 310 | 0.5 | 0.975 |
| 320 | 0.5 | 0.95 |
| 330 | 0.5 | 0.925 |
| 340 | 0.5 | 0.9 |
| 350 | 0.5 | 0.875 |
| 360 | 0.5 | 0.875 |
| 370 | 0.5 | 0.875 |
| 380 | 0.5 | 0.85 |
| 390 | 0.5 | 0.8 |
| 400 | 0.5 | 0.775 |
| 410 | 0.5 | 0.775 |
| 420 | 0.5 | 0.7 |
| 430 | 0.5 | 0.7 |
| 440 | 0.5 | 0.675 |
| 450 | 0.5 | 0.65 |
| 460 | 0.5 | 0.625 |
| 470 | 0.5 | 0.6 |

| | | |
|------------------|------------|-------------|
| 480 | 0.5 | 0.575 |
| 490 | 0.5 | 0.55 |
| 500 | 0.5 | 0.525 |
| 510 | 0.5 | 0.525 |
| Frekuensi | Vin | Vout |
| (Hz) | (V) | (V) |
| 520 | 0.5 | 0.5 |
| 530 | 0.5 | 0.475 |
| 540 | 0.5 | 0.45 |
| 550 | 0.5 | 0.425 |
| 560 | 0.5 | 0.4 |
| 570 | 0.5 | 0.4 |
| 580 | 0.5 | 0.375 |
| 590 | 0.5 | 0.35 |
| 600 | 0.5 | 0.35 |
| 610 | 0.5 | 0.325 |
| 620 | 0.5 | 0.325 |
| 630 | 0.5 | 0.3 |
| 640 | 0.5 | 0.3 |
| 650 | 0.5 | 0.275 |
| 660 | 0.5 | 0.275 |
| 670 | 0.5 | 0.25 |
| 680 | 0.5 | 0.25 |
| 690 | 0.5 | 0.25 |
| 700 | 0.5 | 0.225 |
| 710 | 0.5 | 0.225 |

| | | |
|------------------|------------|-------------|
| 720 | 0.5 | 0.225 |
| 730 | 0.5 | 0.2 |
| 740 | 0.5 | 0.2 |
| 750 | 0.5 | 0.2 |
| 760 | 0.5 | 0.2 |
| Frekuensi | Vin | Vout |
| (Hz) | (V) | (V) |
| 770 | 0.5 | 0.175 |
| 780 | 0.5 | 0.175 |
| 790 | 0.5 | 0.175 |
| 800 | 0.5 | 0.175 |
| 810 | 0.5 | 0.175 |
| 820 | 0.5 | 0.15 |
| 830 | 0.5 | 0.15 |
| 840 | 0.5 | 0.15 |
| 850 | 0.5 | 0.15 |
| 860 | 0.5 | 0.15 |
| 870 | 0.5 | 0.125 |
| 880 | 0.5 | 0.125 |
| 890 | 0.5 | 0.125 |
| 900 | 0.5 | 0.125 |
| 910 | 0.5 | 0.125 |
| 920 | 0.5 | 0.1 |
| 930 | 0.5 | 0.1 |
| 940 | 0.5 | 0.1 |
| 950 | 0.5 | 0.1 |

| | | |
|------|-----|-----|
| 960 | 0.5 | 0.1 |
| 970 | 0.5 | 0.1 |
| 980 | 0.5 | 0.1 |
| 990 | 0.5 | 0.1 |
| 1000 | 0.5 | 0.1 |



Rangkaian *Clamper*



Rangkaian *Notch Filter*

Tabel Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

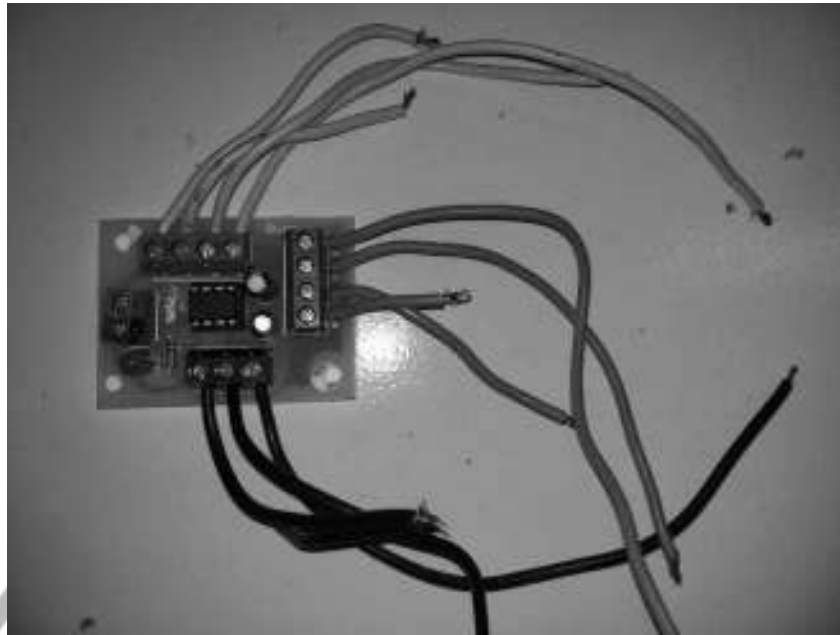
| Frekuensi (Hz) | V_{in} (V) | V_{out} (V) |
|----------------|--------------|---------------|
| 20 | 0.18 | 0.1 |
| 30 | 0.18 | 0.06 |
| 40 | 0.18 | 0.03 |
| 50 | 0.18 | 0.03 |
| 60 | 0.18 | 0.03 |
| 70 | 0.18 | 0.05 |
| 80 | 0.18 | 0.06 |
| 90 | 0.18 | 0.08 |
| 100 | 0.18 | 0.08 |
| 110 | 0.18 | 0.09 |
| 120 | 0.18 | 0.1 |

| | | |
|---------------------------|------------------------------------|-------------------------------------|
| 130 | 0.18 | 0.11 |
| 140 | 0.18 | 0.12 |
| 150 | 0.18 | 0.12 |
| 160 | 0.18 | 0.13 |
| 170 | 0.18 | 0.13 |
| 180 | 0.18 | 0.14 |
| 190 | 0.18 | 0.14 |
| 200 | 0.18 | 0.15 |
| 210 | 0.18 | 0.15 |
| 220 | 0.18 | 0.15 |
| 230 | 0.18 | 0.15 |
| 240 | 0.18 | 0.155 |
| Frekuensi (Hz) | V_{in} (V) | V_{out} (V) |
| 250 | 0.18 | 0.155 |
| 260 | 0.18 | 0.16 |
| 270 | 0.18 | 0.16 |
| 280 | 0.18 | 0.16 |
| 290 | 0.18 | 0.16 |
| 300 | 0.18 | 0.16 |
| 310 | 0.18 | 0.16 |
| 320 | 0.18 | 0.165 |
| 330 | 0.18 | 0.165 |
| 340 | 0.18 | 0.165 |
| 350 | 0.18 | 0.165 |
| 360 | 0.18 | 0.17 |

| | | |
|---------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| 370 | 0.18 | 0.17 |
| 380 | 0.18 | 0.17 |
| 390 | 0.18 | 0.17 |
| 400 | 0.18 | 0.17 |
| 410 | 0.18 | 0.17 |
| 420 | 0.18 | 0.175 |
| 430 | 0.18 | 0.175 |
| 440 | 0.18 | 0.175 |
| 450 | 0.18 | 0.175 |
| 460 | 0.18 | 0.175 |
| 470 | 0.18 | 0.175 |
| 480 | 0.18 | 0.18 |
| Frekuensi (Hz) | V_{in} (V) | V_{out} (V) |
| 490 | 0.18 | 0.18 |
| 500 | 0.18 | 0.18 |
| 510 | 0.18 | 0.18 |
| 520 | 0.18 | 0.18 |
| 530 | 0.18 | 0.18 |
| 540 | 0.18 | 0.18 |
| 550 | 0.18 | 0.18 |
| 560 | 0.18 | 0.18 |
| 570 | 0.18 | 0.18 |
| 580 | 0.18 | 0.18 |
| 590 | 0.18 | 0.18 |
| 600 | 0.18 | 0.18 |

| | | |
|---------------------------|--------------------------------------|---------------------------------------|
| 610 | 0.18 | 0.18 |
| 620 | 0.18 | 0.18 |
| 630 | 0.18 | 0.18 |
| 640 | 0.18 | 0.18 |
| 650 | 0.18 | 0.18 |
| 660 | 0.18 | 0.18 |
| 670 | 0.18 | 0.18 |
| 680 | 0.18 | 0.18 |
| 690 | 0.18 | 0.18 |
| 700 | 0.18 | 0.18 |
| 710 | 0.18 | 0.18 |
| 720 | 0.18 | 0.18 |
| Frekuensi (Hz) | <i>V_{in}</i> (V) | <i>V_{out}</i> (V) |
| 730 | 0.18 | 0.18 |
| 740 | 0.18 | 0.18 |
| 750 | 0.18 | 0.18 |
| 760 | 0.18 | 0.18 |
| 770 | 0.18 | 0.18 |
| 780 | 0.18 | 0.18 |
| 790 | 0.18 | 0.18 |
| 800 | 0.18 | 0.18 |
| 810 | 0.18 | 0.18 |
| 820 | 0.18 | 0.18 |
| 830 | 0.18 | 0.18 |
| 840 | 0.18 | 0.18 |

| | | |
|---------------------------|--------------------------------------|---------------------------------------|
| 850 | 0.18 | 0.18 |
| 860 | 0.18 | 0.18 |
| 870 | 0.18 | 0.18 |
| 880 | 0.18 | 0.18 |
| 890 | 0.18 | 0.18 |
| 900 | 0.18 | 0.18 |
| 910 | 0.18 | 0.18 |
| 920 | 0.18 | 0.18 |
| 930 | 0.18 | 0.18 |
| 940 | 0.18 | 0.18 |
| 950 | 0.18 | 0.18 |
| 960 | 0.18 | 0.18 |
| Frekuensi (Hz) | <i>V_{in}</i> (V) | <i>V_{out}</i> (V) |
| 970 | 0.18 | 0.18 |
| 980 | 0.18 | 0.18 |
| 990 | 0.18 | 0.18 |
| 1000 | 0.18 | 0.18 |



Rangkaian *Supply* + -

