



TUGAS AKHIR - EE 184801

PENGEMBANGAN KUALITAS SUARA ELEKTROLARING
MENGUNAKAN SINYAL EMG PADA LEHER UNTUK
MENGONTROL FREKUENSI GETAR ELEKTROLARING

Inasdiah Farras Fauziyyah
NRP 0711144000095

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, M.T.
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019



TUGAS AKHIR - EE 184801

**PENGEMBANGAN KUALITAS SUARA ELEKTROLARING
MENGUNAKAN SINYAL EMG PADA LEHER UNTUK
MENGONTROL FREKUENSI GETAR ELEKTROLARING**

Inasdiah Farras Fauziyyah
NRP 0711144000095

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, M.T.
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019



FINAL PROJECT - EE 184801

**ELECTROLARYNX SOUND QUALITY DEVELOPMENT
USING EMG SIGNAL AT THE NECK TO CONTROL THE
VIBRATION FREQUENCY OF THE ELECTROLARYNX**

Inasdiah Farras Fauziyyah
NRP 07111440000095

Supervisor
Ir. Tasripan, M.T.
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.

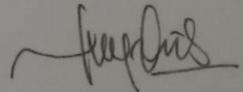
ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Electrical Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “Pengembangan Kualitas Suara Elektrolaring Menggunakan Sinyal EMG pada Leher untuk Mengontrol Frekuensi Getar Elektrolaring” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Januari 2019



Inasdiah Farras Fauziyyah
07111440000095

**PENGEMBANGAN KUALITAS SUARA
ELEKTROLARING MENGGUNAKAN SINYAL EMG
PADA LEHER UNTUK MENGONTROL FREKUENSI
GETAR ELEKTROLARING**

TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

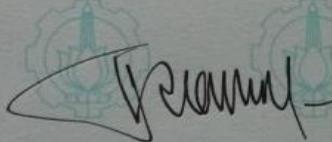
Menyetujui :

Dosen Pembimbing I



Ir. Tasripan, M.T.
NIP. 196204181990031004

Dosen Pembimbing II



Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 197002121995121001



-halaman ini sengaja dikosongkan-

PENGEMBANGAN KUALITAS SUARA ELEKTROLARING MENGUNAKAN SINYAL EMG PADA LEHER UNTUK MENGONTROL FREKUENSI GETAR ELEKTROLARING

Nama : Inasdiah Farras Fauziyyah
Pembimbing : Ir. Tasripan, M.T.
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.

ABSTRAK

Elektrolaring merupakan sebuah divais yang digunakan sebagai alat bantu bicara bagi pasien yang tidak lagi memiliki laring. Elektrolaring lebih sering digunakan karena kemudahan dan minimnya resiko bagi pengguna bila dibandingkan dengan metode/alat lainnya. Cara penggunaan elektrolaring adalah dengan menempelkan alat tersebut pada leher. Bagian kepala elektrolaring akan bergetar dan memukul pelan leher pengguna, menyebabkan udara di dalam tenggorokan bergetar, dimana getaran udara tersebut merupakan sumber produksi suara manusia. Secara garis besar, elektrolaring berfungsi untuk menggantikan fungsi pita suara yang tidak lagi dimiliki oleh penderita tuna laring. Kekurangan utama dari divais elektrolaring adalah suara yang dihasilkan bersifat monoton, tidak memiliki intonasi, dan terdengar seperti robot. Tugas akhir ini berisi laporan tentang perancangan elektrolaring yang memiliki frekuensi getaran/pukulan yang bervariasi pada suatu rentang frekuensi tertentu dengan memanfaatkan amplitudo sinyal EMG pada leher, sehingga suara yang dihasilkan memiliki intonasi yang lebih baik dan terdengar lebih natural. Secara garis besar, rangkaian elektronik alat ini terdiri dari BPF, *amplifier*, *envelope detector*, dan *voltage controlled oscillator*. Aktuator dari alat ini merupakan solenoida. Hasilnya, elektrolaring pada penelitian tugas akhir ini dapat bergerak dengan rentang frekuensi mulai 71Hz hingga 247Hz. Rentang frekuensi tersebut termasuk dalam frekuensi suara asli manusia.

Kata Kunci: Elektrolaring, EMG, solenoida, *voltage controlled oscillator*

-halaman ini sengaja dikosongkan

ELECTROLARYNX SOUND QUALITY DEVELOPMENT USING EMG SIGNAL AT THE NECK TO CONTROL THE VIBRATION FREQUENCY OF THE ELECTROLARYNX

Name : Inasdiah Farras Fauziyyah
Supervisor : Ir. Tasripan, M.T.
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.

ABSTRACT

Electrolarynx is an assistive device used to help a laryngectomee to produce his/her voice. The device is often used because of its convenience and its minimum of risk to use by the laryngectomee compared to the other methods or devices. Electrolarynx is operated by stick it to the neck of the user. The top head of the electrolarynx would vibrate and gently hit the neck of the use, causing vibration of the air in the throat of the user. That vibration is the source of human voice production. Generally, electrolarynx is a device used to replacing the function of the voice cord which laryngectomee doesn't possess anymore. The main drawback of the device is its produced voice is monotone, doesn't have intonation, and sounds like robot. This final project contains a report regarding designing electrolarynx with various frequency of vibration in a selected range utilizing EMG of the neck of the user, so that the produced voice would have a better intonation and sounds more natural. As the outline, electric circuit used for EMG controlled electrolarynx is consist of BPF, amplifier, envelope detector, dan voltage controlled oscillator. An actuator of this device is a solenoid. In the result, electrolarynx in this final project can vibrate in a range from 71Hz to 247Hz. Those frequencies are acceptable as human voice production.

Keywords: Electrolarynx, EMG, solenoid, voltage control oscillator

-halaman ini sengaja dikosongkan-

KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena karuniaNya, penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul: "Pengembangan Kualitas Suara Elektrolaring Menggunakan Sinyal EMG pada Leher untuk Mengontrol Frekuensi Getar Elektrolaring". Penulis sadar bahwa tanpa adanya bantuan dari pihak lain penulis tidak dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Oleh karena itu, dengan segala hormat, penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

1. Kepala Departemen Teknik Elektro ITS, Dr. Eng. Ardyono Priyadi, ST., M.Eng. atas izin dan kesempatan yang diberikan kepada penulis untuk melaksanakan tugas akhir ini
2. Dosen pembimbing, Ir. Tasripan, M.T. dan Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T. atas segala ilmu, bimbingan, dan pengarahan selama melaksanakan tugas akhir
3. Dosen penguji Astria Nur Irfansyah, ST., M.Eng., Fajar Budiman ST., M.Sc., dan Muhammad Attamimi B.Eng., M.Eng., Ph.D., atas kritik dan saran terhadap tugas akhir penulis
4. Seluruh jajaran dosen dan karyawan Teknik Elektro ITS atas ilmu, dukungan, dan kerjasamanya
5. Orang tua penulis, Didik Rahadi Santoso dan Mujiasih, serta adik-adik penulis Ichlasuning Diah Amaliah, Zaky Ahmady Santoso, dan Ahmad Farhan Nurriszky Santoso yang telah memberikan dukungan baik secara moril maupun materiil
6. Teman-teman Teknik Elektro ITS angkatan 2014 khususnya Aden, Tyas, Della, Neisyia, Arum, Qumi, Nisa, Badrut, Ferry, dan Fahad yang telah membantu dan menyemangati penulis dalam mengerjakan tugas akhir, serta Eka yang senantiasa menyemangati penulis

Akhirnya penulis berharap agar Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat yang sebesar-besarnya terutama di bidang teknologi kesehatan. Tiada gading yang tak retak, penulis sadar bahwa Tugas Akhir ini masih jauh dari sempurna. Saran, kritik, dan masukan dari semua pihak akan sangat membantu penulis untuk pengembangan lebih lanjut.

Surabaya, Januari 2019

Penulis

-halaman ini sengaja dikosongkan-

DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR.....	vii
TUGAS AKHIR.....	vii
ABSTRAK.....	ix
ABSTRACT.....	xi
KATA PENGANTAR	xiii
DAFTAR ISI.....	xv
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL.....	xx
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	2
1.4 Metodologi Penelitian.....	2
1.5 Sistematika Penelitian.....	3
1.6 Relevansi dan Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Sistem Produksi Suara Manusia.....	5
2.2 Elektrolaring	6
2.3 Elektromyografi	7
2.4 Rangkaian Akuisisi EMG	7
2.4.1 Komparator	7
2.4.2 Rangkaian Penguat Membalik.....	8
2.4.3 Rangkaian Penguat Tak Membalik	9
2.4.4 Penguat Diferensial dengan Tegangan Referensi	10
2.4.5 Penguat Instrumentasi	12
2.4.6 Rangkaian <i>Buffer</i>	14
2.4.7 Rangkaian Filter Analog	15
2.4.8 Rangkaian Envelope Detector	21
2.5 IC NE 555 (Pembangkit Sinyal Persegi).....	21
2.6 Gerbang Logika AND dan NAND	23
2.6.1 Gerbang AND	24
2.6.2 Gerbang NAND.....	25
2.7 IC L293D.....	27
2.8 Solenoida.....	27
BAB III PERANCANGAN SISTEM	29
3.1 Rangkaian Instrumentasi Sinyal EMG.....	32
3.1.1 Penguat Instrumentasi (AD620).....	33

3.1.2	Rangkaian Band-pass Filter	33
3.1.3	Rangkaian <i>Notch Filter</i>	35
3.1.4	Rangkaian Penguat Utama	36
3.2	Rangkaian Pengolah Sinyal EMG	37
3.2.1	Rangkaian Envelope Detector	37
3.2.2	Rangkaian Non-inverting Adder	38
3.2.2	Rangkaian Komparator	39
3.2.3	Rangkaian V to f Converter	39
3.2.4	Gerbang Logika AND dan NOT Menggunakan NAND	39
3.3	<i>Driver</i> Elektrolaring	40
3.4	Solenoida	40
BAB IV	PENGUJIAN DAN ANALISIS	41
4.1	Pengujian Filter Instrumentasi EMG	41
4.2	Pengujian Penguatan Instrumentasi EMG	43
4.3	Pengujian Rangkaian <i>Envelope</i>	44
4.4	Pengujian Rangkaian Komparator	45
4.5	Pengujian V to f Converter	46
4.6	Pengujian Gerbang NAND dan AND	49
4.7	Pengujian L293D	49
4.8	Pengujian Elektrolaring	50
4.9	Analisa Spektrum Sinyal Elektrolaring	51
BAB V	PENUTUP	59
5.1	Kesimpulan	59
5.2	Saran	59
REFERENSI		61
LAMPIRAN		63

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Posisi otot <i>sternohyoideus</i>	5
Gambar 2.2	Op amp sebagai komparator	8
Gambar 2.3	Rangkaian penguat membalik.....	9
Gambar 2.4	Rangkaian penguat tidak membalik.....	10
Gambar 2.5	Rangkaian penguat diferensial dengan tegangan referensi	11
Gambar 2.6	Rangkaian penguat instrumentasi	13
Gambar 2.7	Rangkaian <i>buffer</i>	15
Gambar 2.8	Rangkaian <i>low-pass filter</i>	15
Gambar 2.9	Rangkaian <i>high-pass filter</i>	18
Gambar 2.10	Rangkaian <i>notch filter</i>	20
Gambar 2.11	Ilustrasi sinyal dan <i>envelope</i> -nya. Sinyal warna biru adalah sinyal asli, sinyal berwarna merah adalah sinyal setelah melalui <i>envelope detector</i>	21
Gambar 2.12	Rangkaian <i>envelope detector</i>	21
Gambar 2.13	Konfigurasi pin IC NE 555.....	22
Gambar 2.14	Rangkaian IC NE 555 sebagai VCO.....	23
Gambar 2.15	Simbol gerbang AND	25
Gambar 2.16	Simbol gerbang NAND	26
Gambar 2.17	Rangkaian gerbang AND menggunakan gerbang NAND.....	26
Gambar 2.18	Konfigurasi pin IC L293D.....	26
Gambar 2.19	Contoh penggunaan L293D sebagai <i>driver motor</i>	27
Gambar 3.1	Diagram blok rangkaian elektrolaring	30
Gambar 3.2	Desain penguat instrumentasi dengan IC AD620	33
Gambar 3.3	Desain rangkaian HPF	34
Gambar 3.4	Desain rangkaian LPF.....	35
Gambar 3.5	Desain rangkaian <i>notch filter</i>	36
Gambar 3.6	Desain rangkaian penguat utama	37
Gambar 3.7	Desain rangkaian <i>envelope detector</i>	37
Gambar 3.8	Desain rangkaian <i>non-inverting adder</i>	38
Gambar 3.9	Desain rangkaian komparator	38
Gambar 3.10	Desain rangkaian <i>v to f converter</i>	39
Gambar 3.11	Desain rangkaian gerbang logika.....	40
Gambar 4.1	Grafik respon frekuensi rangkaian akuisisi sinyal EMG	41

Gambar 4.2	Grafik respon frekuensi rangkaian akuisisi sinyal EMG dalam dB.....	43
Gambar 4.3	Grafik linearitas rangkaian penguat instrumentasi EMG.....	44
Gambar 4.4	Sinyal EMG yang telah dikondisikan.....	45
Gambar 4.5	Gambar sinyal EMG yang telah melalui rangkaian <i>rectifier</i>	45
Gambar 4.6	Gambar sinyal EMG yang telah melalui <i>envelope</i> <i>detector</i>	45
Gambar 4.7	Gambar pengujian rangkaian komparator	45
Gambar 4.8	Grafik relasi antara tegangan <i>input</i> , nilai resistor, dan frekuensi <i>output</i> pada tegangan 1V hingga 4,25V. Terlihat adanya cacat pada tegangan 1V	48
Gambar 4.9	Grafik relasi antara tegangan <i>input</i> , nilai resistor, dan frekuensi <i>output</i> pada tegangan 1,5V hingga 4V	48
Gambar 4.10	Sinyal driver elektrolaring pengucapan “Inasdiah Farras Fauziyyah”	49
Gambar 4.11	Sinyal driver elektrolaring pengucapan “Halo Hai Halo”	49
Gambar 4.12	Pengujian IC L293D.....	50
Gambar 4.13	Kiri: posisi plunger saat dialiri arus. Kanan: posisi plunger saat tidak dialiri arus.	50
Gambar 4.14	Sinyal “a”, “i”, “u”, “e”, “o” yang akan disampling dan dianalisa spectrum frekuensinya. Merah: sinyal EMG yang terekam. Biru: sinyal kotak yang dihasilkan oleh rangkaian elektronik sistem.....	51
Gambar 4.15	Proses analisa data. Masing-masing gelombang dihitung periode dan frekuensinya	52
Gambar 4.16	Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vocal “A”	53
Gambar 4.17	Spektrum frekuensi vocal “A”.....	53
Gambar 4.18	Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vocal “I”	54
Gambar 4.19	Spektrum frekuensi vocal “I”	54
Gambar 4.20	Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vocal “U”.....	55
Gambar 4.21	Spektrum frekuensi vocal “U”.....	55

Gambar 4.22	Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vocal “E”	56
Gambar 4.23	Spektrum frekuensi vocal “E”	56
Gambar 4.24	Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vocal “O”	57
Gambar 4.25	Spektrum frekuensi vocal “O”	57
Gambar 4.26	Spektrum frekuensi generator gelombang persegi untuk voice "Inasdiah Farras Fauziyyah"	58

-halaman ini sengaja dikosongkan-

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Fungsi dan keterangan dari terminal-terminal IC NE555.....	22
Tabel 2.2	Tabel kebenaran gerbang AND	25
Tabel 2.3	Tabel kebenaran gerbang NAND.....	26
Tabel 4.1	<i>Output</i> dan penguatan dari rangkaian filter	42
Tabel 4.2	Pengujian rangkaian penguat EMG	43
Tabel 4.3	Pengujian nilai RC terhadap <i>output frequency</i> rangkaian <i>V to f converter</i>	46
Tabel 4.4	Perbandingan frekuensi output dengan duty cycle yang dihasilkan	47

-halaman ini sengaja dikosongkan-

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada beberapa kasus medis, pengangkatan laring menjadi sebuah langkah yang harus diambil sebagai sebuah penanganan medis. Sebagai konsekuensinya, pita suara yang berada di dalam laring akan ikut terangkat dan pasien akan kehilangan kemampuan bicaranya.

Kemajuan ilmu dan teknologi telah menghasilkan berbagai macam metode dan alat untuk membantu pasien tuna laring dapat berbicara kembali. Metode dan alat untuk menggantikan fungsi pita suara dapat dikelompokkan dalam 4 kategori [1]: (1) metode *esophageal speech*, (2) metode *tracheoesophageal (TE) shunt speech*, (3) *Tapia's artificial larynx*, dan (4) elektrolaring. Metode *esophageal speech* merupakan sebuah teknik bicara menggunakan saluran kerongkongan alih-alih menggunakan saluran tenggorokan. Teknik ini membutuhkan latihan dan sangat sedikit orang yang dapat melakukannya. *TE shunt speech* merupakan sebuah metode yang didapat dengan menjalankan operasi untuk memberikan sebuah saluran kecil di antara trakhea dan esofagus. Pasien akan lebih mudah berbicara dengan teknik *esophageal speech* setelah menjalankan operasi tersebut. *Tapia's artificial larynx* menyalurkan udara dari stoma, sebuah lubang pada leher sebagai saluran pernapasan baru pasca operasi pengangkatan laring, menuju mulut melalui sebuah pipa yang memiliki modifikasi di bagian pangkalnya. Laring buatan tersebut tidak memerlukan operasi layaknya *TE shunt speech* dan mudah untuk digunakan, tetapi bentuk fisik laring buatan tersebut cukup aneh dan mengganggu bagi orang-orang yang tidak terbiasa melihatnya. Elektrolaring merupakan divais yang paling sering digunakan oleh pasien tuna laring karena faktor biaya dan minim resiko. Bentuk dari elektrolaring juga lebih estetik dan sopan, tidak mengganggu baik bagi pengguna maupun yang melihatnya. Namun elektrolaring memiliki kelemahan utama yaitu suaranya yang monoton dan terdengar seperti robot. Penyebabnya adalah elektrolaring bekerja hanya pada satu frekuensi saja.

Elektromyograf (EMG) merupakan sebuah sinyal elektrik yang dihasilkan oleh tubuh saat melakukan sebuah aktivitas yang melibatkan otot. Pada proses produksi suara manusia, otot *sternohyoideus* memiliki

peran untuk melakukan gerak depresi pada tulang *hyoid* dan laring. Gerakan tersebut menyebabkan tegangan pada pita suara berkurang dan berada pada posisi relaksasi [2]. Sinyal otot *sternohyoideus* tersebut akan digunakan sebagai sinyal kontrol frekuensi elektrolaring.pada tugas akhir ini.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang akan diselesaikan pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut

1. Perancangan sebuah sistem pengakuisisi sinyal EMG otot *sternohyoideus* leher manusia
2. Perancangan sebuah sistem pembangkit sinyal kotak yang memiliki frekuensi yang beragam pada rentang pita frekuensi tertentu yang mana nilai frekuensi yang dihasilkan bergantung pada nilai amplitudo EMG otot *sternohyoideus*

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut

1. Merancang sebuah sistem yang dapat menghasilkan sebuah sinyal kotak yang memiliki frekuensi beragam sesuai dengan nilai amplitudo sinyal EMG otot *sternohyoideus*

1.4 Metodologi Penelitian

Langkah-langkah yang dikerjakan dalam menyelesaikan tugas akhir ini adalah sebagai berikut

1. Studi literatur
Pada tahap ini dilakukan pencarian teori dari buku, jurnal, paper, artikel, dan sumber-sumber lainnya yang terpercaya guna menjadi dasar merancang sistem akuisisi dan pengolahan sinyal EMG.
2. Perancangan sistem
Pada tahap ini dilakukan perancangan sistem akuisisi dan pengolahan sinyal EMG berdasar pada hasil studi literature yang telah dilakukan.
3. Pengujian sistem dan analisa
Pada tahap ini dilakukan pengujian terhadap prototype sistem yang telah dirancang, apakah memenuhi standar kelayakan elektrolaring atau tidak.

4. Penulisan laporan tugas akhir

Pada tahap ini dilakukan penyusunan dan penulisan laporan mengenai langkah-langkah yang telah dilaksanakan selama proses penelitian tugas akhir ini.

1.5 Sistematika Penelitian

Pada buku tugas akhir ini, dipaparkan laporan mengenai studi literatur, perancangan alat, dan pengujian alat serta hasil yang mengikutinya dalam lima bab berikut

1. Bab I: Pendahuluan

Dalam bab ini diuraikan mengenai latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, metodologi penelitian, sistematika penulisan, serta relevansi dan penelitian

2. Bab II: Teori Penunjang

Dalam bab ini diuraikan segala teori dan hasil dari studi literatur sebagai dasar perancangan sistem dan alat

3. Bab III: Perancangan Sistem

Dalam bab ini diuraikan mengenai tahap-tahap perancangan sistem dan desain perangkat keras rangkaian akuisisi sinyal EMG

4. Bab IV: Pengujian dan Analisis

Dalam bab ini diuraikan hasil dari pengujian sistem yang telah dirancang serta analisa dari hasil pengujian terhadap keluaran yang diinginkan

5. Bab V: Penutup

Dalam bab ini dipaparkan mengenai kesimpulan penelitian tugas akhir ini dan saran-saran yang dapat digunakan untuk pengembangan elektrolaring lebih lanjut

1.6 Relevansi dan Manfaat Penelitian

Sinyal EMG berpotensi untuk menjadi variabel yang mengontrol frekuensi getaran dari aktuator elektrolaring. Pengolahan sinyal EMG yang baik dapat meningkatkan kualitas suara yang dihasilkan oleh elektrolaring.

-halaman ini sengaja dikosongkan-

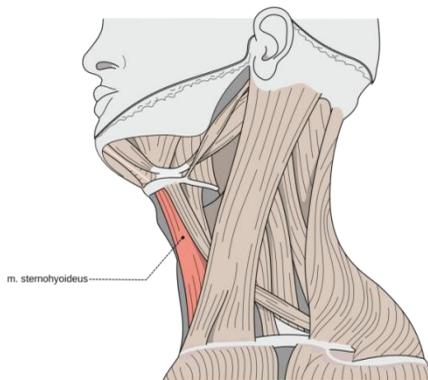
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sistem Produksi Suara Manusia

Suara yang dihasilkan oleh manusia sejatinya merupakan hasil dari getaran yang dihasilkan oleh pita suara yang ada pada laring masing-masing individu manusia. Pada saat udara mengalir dari paru-paru menuju hidung atau mulut, udara akan melalui sebuah celah sempit yang berada di dalam laring, yang disebut dengan glotis. Udara tersebut lah yang menggetarkan pita suara dan kemudian getaran pita suara tersebut menghasilkan gelombang suara.

Nada suara yang dihasilkan oleh manusia ditentukan oleh panjang, diameter, dan tegangan pada pita suara. Diameter dan panjang pita suara masing-masing individu berbeda dan tidak dapat dikontrol besar kecilnya. Namun untuk tegangan pada pita suara dapat dikontrol oleh kontraksi otot-otot yang menghubungkan tulang-tulang rawan di dalam laring. Saat jaraknya bertambah, pita suara menegang dan nada yang dihasilkan meninggi. Saat jaraknya berkurang, pita suara mengendur dan nada yang dihasilkan menjadi rendah [3]. Salah satu otot yang berperan dalam proses kontraksi dan relaksasi pita suara adalah otot *sternohyoideus*. Otot *sternohyoideus* terletak dekat dengan permukaan kulit. Otot ini berfungsi melakukan gerakan depresi pada tulang rawan *hyoid* dan laring. Karena gerakan otot tersebut, tegangan yang diterima oleh pita suara berkurang, dan nada yang dihasilkan menjadi rendah.



Gambar 2.1 Posisi otot *sternohyoideus* [4]

Suara manusia memiliki frekuensi dasar sebesar 100Hz hingga 290Hz. Nilai tersebut bervariasi tergantung jenis kelamin dan usia. Suara anak laki-laki memiliki frekuensi dasar 210Hz-270Hz, sedangkan anak perempuan memiliki frekuensi dasar sebesar 200Hz-290Hz. Pada manusia dewasa, frekuensi dasar memiliki nilai 120Hz-150Hz pada laki-laki dan 200Hz-280Hz pada perempuan. Frekuensi dasar lansia memiliki nilai sebesar 100Hz-140Hz pada laki-laki, dan 160Hz-200Hz pada perempuan. [5]

2.2 Elektrolaring

Elektrolaring merupakan divais yang paling sering digunakan oleh penderita tuna laring dikarenakan kemudahan penggunaannya, resiko keselamatan yang kecil, dan biaya yang relatif lebih murah bila dibandingkan dengan metode atau alat lain yang tersedia [6]. Pasien tidak membutuhkan waktu yang lama dalam belajar berbicara dengan menggunakan bantuan alat ini. Selain itu sumber tegangan yang digunakan oleh alat ini juga tidak besar. Ketika pasien memilih untuk menggunakan elektrolaring, maka tidak perlu dilakukan operasi tambahan seperti pada *tracheo-esophageal shunt speech*. Hal ini menaikkan kemungkinan penderita dapat cepat beradaptasi untuk kembali berbicara [7].

Mekanik paling utama dari elektrolaring adalah *plunger* dan *top head*. *Plunger* adalah pemukul, berfungsi untuk memukul *top head* dengan frekuensi getar sesuai dengan frekuensi yang dihasilkan oleh rangkaian elektroniknya. *Top head* kemudian akan meneruskan pukulan tersebut kepada leher pengguna sehingga leher pengguna akan terpukul dan udara di dalam rongga pernapasan pengguna akan mergetar sesuai dengan frekuensi yang dihasilkan oleh elektrolaring. Secara garis besar, rangkaian elektronika dari elektrolaring terdiri dari *square wave generator* dan *driver* mekanik. *Square wave generator* inilah yang menentukan frekuensi getar dari elektrolaring. Sedangkan *driver* mekanik elektrolaring terdiri dari rangkaian *H-bridge* dan sebuah kumparan solenoid. Pada saat solenoid dialiri arus, medan magnet akan tercipta pada komponen tersebut. Apabila solenoida yang memiliki medan magnet tersebut didekatkan dengan magnet permanen yang memiliki polaritas yang sama, maka akan tercipta gaya tolak-menolak antara keduanya. Hal tersebut dimanfaatkan untuk dapat menggerakkan *plunger* elektrolaring. [8]. Pada intinya, fungsi kerja alat elektrolaring sendiri adalah menggantikan getaran yang dihasilkan oleh pita suara [7].

2.3 Elektromyografi

Sinyal EMG merupakan sebuah sinyal biomedik yang menandakan besaran listrik yang dihasilkan pada otot ketika kontraksinya merepresentasikan aktivitas saraf otot. EMG merupakan singkatan dari elektromyografi. EMG merupakan sebuah pokok bahasan mengenai sinyal otot. Jaringan otot menghasilkan potensial listrik seperti yang terjadi pada saraf dan nama yang diberikan untuk sinyal elektrik tersebut adalah potensial aksi otot. EMG permukaan merupakan sebuah metode untuk merekam informasi yang diberikan oleh potensial aksi otot. Dua tipe elektroda yang dapat digunakan untuk mengakuisisi sinyal otot adalah elektroda invasif dan elektroda non-invasif. Saat EMG didapat dari elektroda yang terpasang langsung dengan kulit, sinyal yang dihasilkan terdiri dari semua potensial aksi otot yang terjadi di bawah kulit. Potensial aksi tersebut terjadi pada rentang yang acak. Sehingga pada suatu waktu, sinyal EMG dapat berupa potensial positif maupun negatif [9].

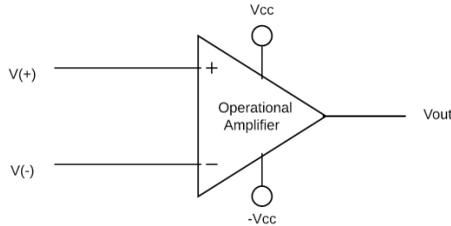
2.4 Rangkaian Akuisisi EMG

Akuisisi sinyal EMG memerlukan beberapa rangkaian penguat dan filter. Rangkaian-rangkaian tersebut berfungsi sebagai pengondisi sinyal EMG yang memiliki amplitudo sangat kecil agar dapat diproses oleh rangkaian berikutnya. EMG yang telah dikondisikan kemudian diolah dengan rangkaian-rangkaian seperti rangkain *envelope*, komparator, maupun gerbang logika AND untuk dimanipulasi menjadi sebuah sinyal yang dapat menjadi pengontrol frekuensi getar elektrolaring.

2.4.1 Komparator

Komparator, sebuah rangkaian yang membandingkan dua input berbeda, dapat dirangkai menggunakan sebuah op amp. Rangkaian dari komparator menggunakan op amp dapat dilihat pada Gambar 2.1.

Tergantung besarnya perbedaan tegangan (E_d) antara terminal masukan + dan -, rangkaian seperti pada gambar 2.2 dapat berfungsi sebagai penguat maupun sebagai komparator. Apabila nilai E_d sangat kecil (orde μV), maka op amp akan berfungsi sebagai sebuah penguat dengan gain A_{oL} , atau disebut dengan gain tegangan untaian terbuka.



Gambar 2.2 Op amp sebagai komparator

Namun, bila E_d memiliki nilai yang lebih besar, maka op amp akan bekerja sebagai komparator [10]. Pada subsubbab ini akan dijelaskan op amp sebagai komparator, namun tidak menjelaskan op amp sebagai penguat.

Tegangan yang keluar pada terminal keluaran akan bergantung pada masukan terminal + dan terminal -. Apabila masukan pada terminal + memiliki nilai lebih besar daripada terminal -, maka tegangan yang keluar pada terminal keluaran memiliki nilai sebesar $+V_{sat}$. Sebaliknya, apabila masukan pada terminal - memiliki nilai lebih besar daripada terminal +, maka tegangan yang keluar pada terminal V_o memiliki nilai $-V_{sat}$ [10].

Adapun nilai V_{sat} sendiri merupakan nilai tegangan suplai op amp dikurangi dengan $\pm 2V$. Pengurangan tersebut dikarenakan op amp membutuhkan tegangan suplai untuk mengaktifkan transistor-transistor yang ada di dalamnya.

2.4.2 Rangkaian Penguat Membalik

Rangkaian penguat membalik merupakan sebuah rangkaian aplikasi op amp yang berfungsi untuk menguatkan sinyal masukan namun membalik polaritas sinyal. Skema rangkaian penguat membalik dapat dilihat pada Gambar 2.3.

Dalam perhitungan rangkaian penguat yang menggunakan op amp, E_d yang memiliki nilai sangat kecil dianggap sama dengan 0V. Kesimpulan tersebut juga berarti bahwa tegangan pada terminal - selalu memiliki nilai yang sama dengan terminal +. Keadaan ini disebut dengan *virtual ground*, di mana $V_- = V_+$. Perlu dicatat bahwa *virtual ground* berada pada terminal - dan bukan pada terminal +, yang berarti

terminal – selalu mengikuti nilai tegangan pada terminal +, sehingga terminal + lah yang menentukan nilai tegangan pada keduanya [11].

Penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian ini dijelaskan melalui perhitungan berikut:

$$i_1 = i_2 \quad (2.1)$$

$$\frac{V_i - V_-}{R_1} = \frac{V_- - V_{out}}{R_f} \quad (2.2)$$

Karena $V_- = V_+ = 0V$, maka

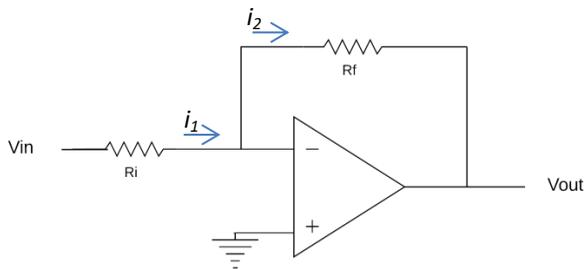
$$\frac{V_i}{R_1} = \frac{-V_{out}}{R_f} \quad (2.3)$$

$$\frac{V_i}{V_{out}} = -\frac{R_1}{R_f} \quad (2.4)$$

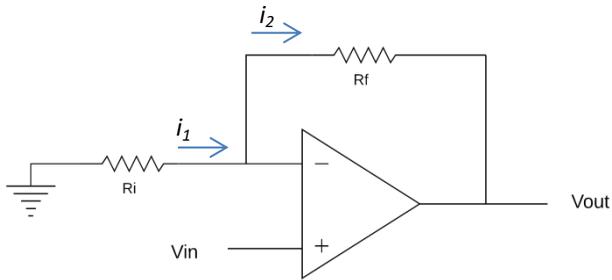
$$G = \frac{R_1}{R_f} \quad (2.5)$$

2.4.3 Rangkaian Penguat Tak Membalik

Rangkaian penguat tak membalik adalah rangkaian aplikasi op amp yang berfungsi untuk menguatkan sinyal masukan tanpa membalik polaritas sinyal. Besarnya penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian penguat tak membalik dapat dihitung dengan rumus berikut [10]:



Gambar 2.3 Rangkaian penguat membalik



Gambar 2.4 Rangkaian penguat tidak membalik

$$i_1 = i_2 \quad (2.6)$$

$$\frac{0 - V_-}{R_i} = \frac{V_- - V_{out}}{R_f} \quad (2.7)$$

Karena $V_- = V_+ = V_i$, maka

$$-R_f V_i = R_i (V_i - V_{out}) \quad (2.8)$$

$$-\frac{R_f}{R_i} = \frac{V_i - V_{out}}{V_i} \quad (2.9)$$

$$-\frac{R_f}{R_i} = 1 - \frac{V_{out}}{V_i} \quad (2.10)$$

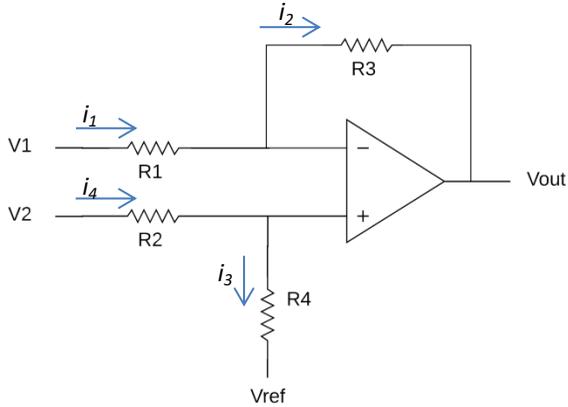
$$\frac{V_{out}}{V_i} = \frac{R_f}{R_i} + 1 \quad (2.11)$$

$$G = \frac{R_f}{R_i} + 1 \quad (2.12)$$

2.4.4 Penguat Diferensial dengan Tegangan Referensi

Penguat diferensial merupakan rangkaian yang dapat menguatkan selisih sinyal antara terminal + dan terminal - op amp. Rangkaian dasar penguat diferensial dapat dilihat pada Gambar 2.5

Nilai tegangan terminal + dan terminal - dari rangkaian pada gambar 2.5 dapat dicari dengan perhitungan berikut:



Gambar 2.5 Rangkaian penguat diferensial dengan tegangan referensi

$$V_+ - V_{Ref} = R_4 \cdot I_3 \quad (2.13)$$

Dimana

$$I_3 = \frac{V_2 - V_{Ref}}{R_2 + R_4} \quad (2.14)$$

Sehingga

$$V_+ - V_{Ref} = R_4 \left(\frac{V_2 - V_{Ref}}{R_2 + R_4} \right) \quad (2.15)$$

$$V_+ = R_4 \left(\frac{V_2 - V_{Ref}}{R_2 + R_4} \right) + V_{Ref} \quad (2.16)$$

$$V_+ = \frac{R_4}{R_2 + R_4} (V_2 - V_{Ref}) + V_{Ref} \quad (2.17)$$

Persamaan 2.17 kemudian digunakan untuk menghitung penguatan dari rangkaian ini.

$$I_1 = I_2 \quad (2.18)$$

$$\frac{V_1 - V_-}{R_1} = \frac{V_- - V_{out}}{R_3} \quad (2.19)$$

$$R_3V_1 - R_3V_- = R_1V_- - R_1V_{out} \quad (2.20)$$

$$R_1V_{out} = (R_3 + R_1)V_- - R_3V_1 \quad (2.21)$$

Mengingat $V_- = V_+$, maka

$$R_1V_{out} = (R_3 + R_1) \left(\frac{R_4}{R_2 + R_4} (V_2 - V_{Ref}) + V_{Ref} \right) - R_3V_1 \quad (2.22)$$

Pada rangkaian penguat diferensial, nilai $R_2 = R_1$ dan $R_4 = R_3$, sehingga persamaan 2.22 dapat ditulis sebagai berikut

$$R_1V_{out} = (R_3 + R_1) \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} (V_2 - V_{Ref}) + V_{Ref} \right) - R_3V_1 \quad (2.23)$$

Persamaan 2.23 kemudian dapat disederhanakan menjadi seperti berikut

$$R_1V_{out} = (R_3 + R_1) \left(\frac{R_3}{R_1 + R_3} V_2 - \frac{R_3}{R_1 + R_3} V_{Ref} + V_{Ref} \right) - R_3V_1 \quad (2.24)$$

$$R_1V_{out} = R_3V_2 - R_3V_{Ref} + (R_3 + R_1)V_{Ref} - R_3V_1 \quad (2.25)$$

$$V_{out} = \frac{R_3(V_2 - V_1) + R_1V_{Ref}}{R_1} \quad (2.26)$$

$$V_{out} = \frac{R_3}{R_1} (V_2 - V_1) + V_{Ref} \quad (2.27)$$

Rangkaian penguat diferensial yang menggunakan tegangan referensi dapat juga disebut dengan rangkaian *adder* tak membalik.

2.4.5 Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi merupakan sebuah rangkaian aplikasi op amp yang biasa digunakan sebagai *pre-amplifier* suatu rangkaian pengkondisi sinyal dikarenakan memiliki impedansi masukan yang besar. Selain itu penguat instrumentasi juga memiliki karakteristik derau rendah, CMRR yang tinggi, serta gain yang stabil pada rentang 0-60 dB. Rangkaian penguat instrumentasi dapat dilihat pada Gambar 2.6. Melalui gambar tersebut dapat dilihat bahwa bagian belakang rangkaian

instrumentasi merupakan rangkaian penguat diferensial. Sehingga, rangkaian penguat instrumentasi memiliki fungsi yang mirip dengan rangkaian penguat diferensial, yaitu menguatkan perbedaan tegangan yang ada antara dua masukan.

Pada rangkaian instrumentasi, semua nilai resistor didesain sama dengan nilai R_1 kecuali nilai R_7 , sehingga [12]

$$V_{out} = V_B - V_A \quad (2.28)$$

Kemudian arus yang mengalir melalui V_B menuju V_A adalah

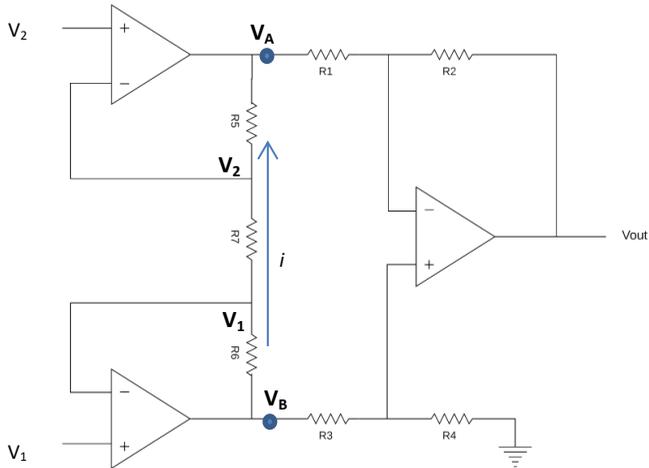
$$I = \frac{V_1 - V_2}{R_7} \quad (2.29)$$

Dari persamaan 2.29 maka dapat dihitung nilai dari V_B maupun V_A

$$V_A = V_2 - V_{R_5} \quad (2.30)$$

$$= V_2 - I \cdot R_5 \quad (2.31)$$

$$= V_2 - \frac{V_1 - V_2}{R_7} R_1 \quad (2.32)$$



Gambar 2.6 Rangkaian penguat instrumentasi

$$= V_2 - \frac{R_1}{R_7}(V_1 - V_2) \quad (2.33)$$

$$V_B = V_1 + V_{R_6} \quad (2.34)$$

$$= V_1 + I \cdot R_6 \quad (2.35)$$

$$= V_1 + \frac{V_1 - V_2}{R_7} R_1 \quad (2.36)$$

$$= V_1 + \frac{R_1}{R_7}(V_1 - V_2) \quad (2.37)$$

Maka V_{out}

$$V_{out} = \left(V_1 + \frac{R_1}{R_7}(V_1 - V_2) \right) - \left(V_2 - \frac{R_1}{R_7}(V_1 - V_2) \right) \quad (2.38)$$

$$= \frac{2R_1}{R_7}(V_1 - V_2) + (V_1 - V_2) \quad (2.39)$$

$$= (V_1 - V_2) \left(\frac{2R_1}{R_7} + 1 \right) \quad (2.40)$$

2.4.5.1 IC AD620

Pada pasar komersial telah beredar berbagai jenis IC yang mencakup rangkaian penguat instrumentasi dengan topologi 3 op-amp, salah satunya adalah IC AD620.

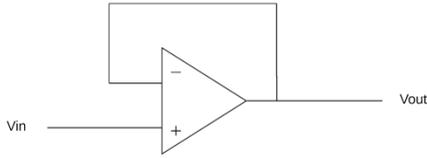
Menurut datasheet, besarnya penguatan dari AD620 dapat ditentukan dengan sebuah resistor eksternal melalui perhitungan berikut:

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.41)$$

2.4.6 Rangkaian Buffer

Rangkaian *buffer*, disebut juga dengan rangkaian pengikut tegangan, penguat penyangga, penguat isolasi, maupun penguat gain-satu dapat dilihat pada Gambar 2.7. Tegangan keluaran yang dihasilkan memiliki nilai yang sama dengan tegangan masukan [12].

$$V_{out} = V_{in} \quad (2.42)$$



Gambar 2.7 Rangkaian *buffer*

2.4.7 Rangkaian Filter Analog

Filter merupakan sebuah rangkaian yang dapat meloloskan sinyal pada pita frekuensi tertentu dan menangkal pita frekuensi lain di luar yang telah ditentukan sesuai dengan desain dan fungsi waktu yang telah dirancang. Fungsi waktu dapat ditentukan dengan nilai komponen resistor dan kapasitor yang digunakan.

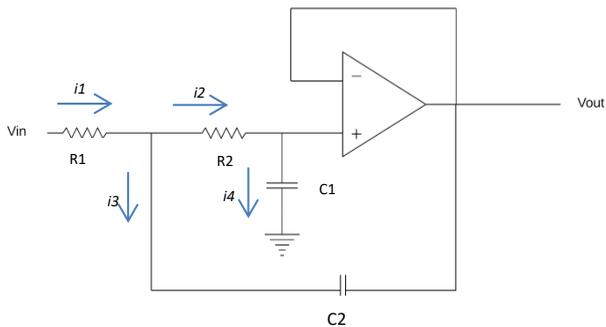
Rangkaian filter analog memiliki beberapa macam topologi. Pada tugas akhir ini akan digunakan topologi Sallen-Key.

2.4.7.1 Sallen-Key Low-Pass Filter

Low-pass filter meloloskan sinyal yang memiliki frekuensi lebih rendah daripada cut-off frequency yang ditentukan. Analisis frekuensi cut-off dari LPF Sallen-Key orde 2 dapat dilihat pada perhitungan berikut [12]:

Kirchoff's Current Law (KCL) pada titik A adalah

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.43)$$



Gambar 2.8 Rangkaian *low-pass filter*

KCL pada titik B adalah

$$i_2 = i_4 \quad (2.44)$$

Dalam konfigurasi umpan balik negatif, E_d memiliki nilai 0V sehingga tegangan pada terminal – dan terminal + adalah sama. Karena V_{out} terhubung langsung dengan terminal –, maka

$$V_{out} = V_- = V_+ \quad (2.45)$$

Karena V_{out} sama dengan V_B , maka

$$i_4 = \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega C_1}} = V_B j\omega C_1 = j\omega C_1 V_{out} \quad (2.46)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_{out}}{R_2} \quad (2.47)$$

Menggabungkan persamaan 2.47 dengan 2.46 seperti pada persamaan 2.44 akan diperoleh

$$\frac{V_A - V_{out}}{R_2} = j\omega C_1 V_{out} \quad (2.48)$$

$$V_A = V_{out} + j\omega C_1 R_2 V_{out} \quad (2.49)$$

Persamaan i_3 adalah sebagai berikut

$$i_3 = \frac{V_A - V_{out}}{\frac{1}{j\omega C_2}} = (V_A - V_{out})j\omega C_2 \quad (2.50)$$

Apabila persamaan 2.49 digabungkan dalam persamaan 2.50 akan diperoleh

$$i_3 = (V_{out} + j\omega C_1 R_2 V_{out} - V_{out})j\omega C_2 \quad (2.51)$$

$$i_3 = -\omega^2 C_1 C_2 R_2 V_{out} \quad (2.52)$$

Persamaan-persamaan di atas kemudian digabungkan dalam persamaan 2.43 menjadi

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j\omega C_1 V_{out} + (-\omega^2 C_1 C_2 R_2 V_{out}) \quad (2.53)$$

$$V_i = V_A + j\omega C_1 V_{out} - \omega^2 C_1 C_2 R_2 V_{out} \quad (2.54)$$

$$V_i = V_{out} [1 - \omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2 + j\omega C_1 (R_1 + R_2)] \quad (2.55)$$

$$\frac{V_{out}}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2 + j\omega C_1 (R_1 + R_2)} \quad (2.56)$$

Pada LPF -40dB/dec, pada saat $\omega = \omega_c$ nilai penguatannya adalah $\left| \frac{V_{out}}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$ dan memiliki sudut fasa sebesar -90° . Hal ini berarti bahwa bilangan real pada penyebut gain LPF memiliki nilai sebesar 0. Sehingga

$$1 - \omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2 = 0 \quad (2.57)$$

$$\omega^2 = \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2} \quad (2.58)$$

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (2.59)$$

Atau

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (2.60)$$

2.4.7.2 Sallen-Key High-Pass Filter

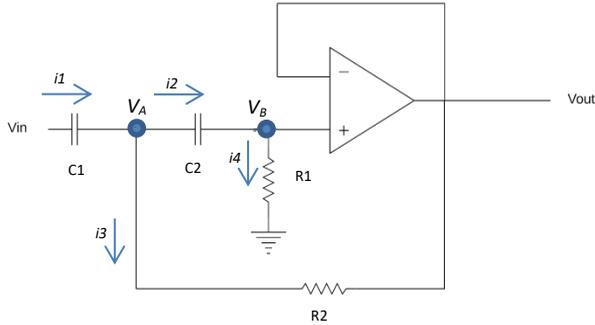
High-pass filter meloloskan sinyal yang memiliki frekuensi lebih tinggi daripada cut-off frequency yang ditentukan [12].

Kirchoff's Current Law (KCL) pada titik A adalah

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.61)$$

KCL pada titik B adalah

$$i_2 = i_4 \quad (2.62)$$



Gambar 2.9 Rangkaian *high-pass filter*

Dalam konfigurasi umpan balik negatif, E_d memiliki nilai 0V sehingga tegangan pada terminal – dan terminal + adalah sama. Karena V_{out} terhubung langsung dengan terminal –, maka

$$V_{out} = V_- = V_+ = V_B \quad (2.63)$$

Karena V_{out} sama dengan V_B , maka

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_{out}}{R_1} \quad (2.64)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{C_2} = \frac{V_A - V_{out}}{j\omega C_2} = (V_A - V_{out})j\omega C_2 \quad (2.65)$$

Menggabungkan persamaan 2.64 dengan 2.65 seperti pada persamaan 2.62 akan diperoleh

$$\frac{V_{out}}{R_1} = (V_A - V_{out})j\omega C_2 \quad (2.66)$$

$$\frac{1}{j\omega C_2 R_1} = \frac{V_A - V_{out}}{V_{out}} \quad (2.67)$$

$$V_A = V_{out} + \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1} \quad (2.68)$$

Persamaan i_1 adalah sebagai berikut

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega C_1}} = (V_i - V_A)j\omega C_1 \quad (2.69)$$

Apabila persamaan 2.68 digabungkan dalam persamaan 2.69 dan 2.65 akan diperoleh

$$i_1 = \left(V_i - V_{out} + \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1} \right) j\omega C_1 \quad (2.70)$$

$$i_2 = \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1} j\omega C_2 = \frac{V_{out}}{R_1} \quad (2.71)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_{out}}{R_2} = \frac{\frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1}}{R_2} = \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1 R_2} \quad (2.72)$$

Persamaan-persamaan di atas kemudian digabungkan dalam persamaan 2.61 menjadi

$$\left(V_i - V_{out} + \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1} \right) j\omega C_1 = \frac{V_{out}}{R_1} + \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1 R_2} \quad (2.73)$$

$$V_i - V_{out} + \frac{V_{out}}{j\omega C_2 R_1} = \frac{V_{out}}{j\omega C_1 R_1} + \frac{V_{out}}{j^2 \omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2} \quad (2.74)$$

$$V_i = V_{out} \left(1 + \frac{1}{j^2 \omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2} + \frac{1}{j\omega C_1 R_1} - \frac{1}{j\omega C_2 R_1} \right) \quad (2.75)$$

$$V_i = V_{out} \left(1 - \frac{1}{\omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2} - j \frac{1}{\omega R_1} \left(\frac{1}{C_1} - \frac{1}{C_2} \right) \right) \quad (2.76)$$

Pada HPF +40dB/dec, pada saat $\omega = \omega_c$ nilai penguatannya adalah $\left| \frac{V_{out}}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$ dan memiliki sudut fasa sebesar $+90^\circ$. Hal ini berarti bahwa bilangan real pada penyebut nilai gain HPF memiliki nilai sebesar 0. Sehingga

$$1 - \frac{1}{\omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2} = 0 \quad (2.77)$$

$$1 = \frac{1}{\omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2} \quad (2.78)$$

$$\omega^2 = \frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_2} \quad (2.79)$$

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (2.80)$$

Atau

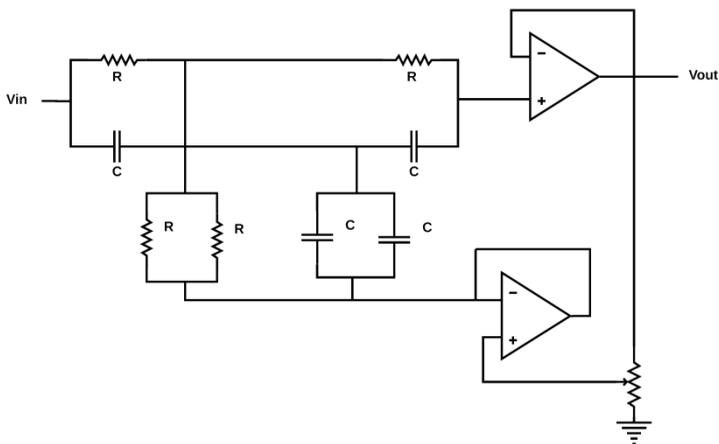
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}} \quad (2.81)$$

2.4.7.3 Twin-T Notch Filter

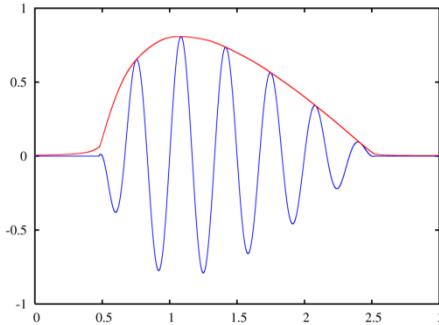
Notch filter merupakan sebuah filter yang dapat menangkalkan sinyal pada frekuensi tertentu, sesuai dengan nilai resistor dan kapasitor pada desain rangkaian. Topologi yang akan digunakan pada tugas akhir ini adalah *notch filter* topologi *twin T*. Disebut demikian karena desain rangkaiannya menyerupai dua huruf alfabet T. Ilustrasi *notch filter twin T* dapat dilihat pada gambar 2.10.

Rumus untuk menentukan *frequency cut-off* pada notch filter adalah sebagai berikut:

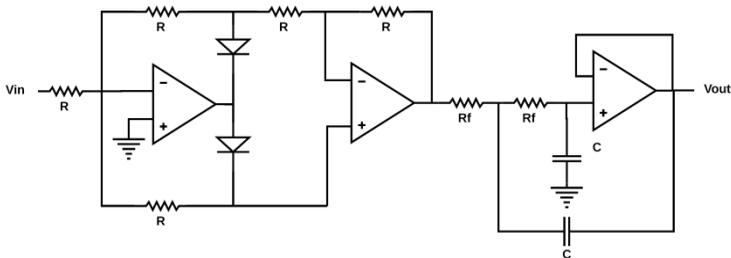
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.82)$$



Gambar 2.10 Rangkaian *notch filter*



Gambar 2.11 Ilustrasi sinyal dan *envelope*-nya. Sinyal warna biru adalah sinyal asli, sinyal berwarna merah adalah sinyal setelah melalui *envelope detector*



Gambar 2.12 Rangkaian *Envelope Detector*

2.4.8 Rangkaian Envelope Detector

Envelope merupakan istilah yang digunakan untuk merujuk pada bentuk/garis terluar dari sebuah sinyal. Ilustrasinya dapat dilihat pada gambar 2.11. Rangkaian *envelope detector* merupakan rangkaian yang digunakan untuk mendapatkan bentuk tersebut. Gambar dari rangkaian *envelope detector* dapat dilihat pada gambar 2.12. Rangkaian ini terdiri dari rangkaian *precision fullwave rectifier* dan *low-pass filter*.

2.5 IC NE 555 (Pembangkit Sinyal Persegi)

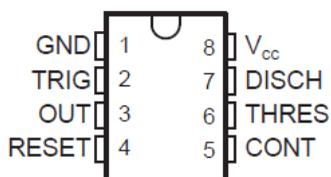
NE 555 merupakan IC yang dapat membangkitkan sinyal persegi. IC ini sering digunakan dikarenakan keakuratannya dalam menghasilkan

delay time/frekuensi dalam orde milidetik hingga jam. NE 555 membutuhkan tegangan *supply* sebesar 4,5V hingga 16V. Tegangan masukan pada terminal-terminal masukan tidak boleh melebihi nilai tegangan *supply* yang digunakan. Arus pada terminal-terminal keluaran NE 555 memiliki nilai maksimum sebesar 200mA.

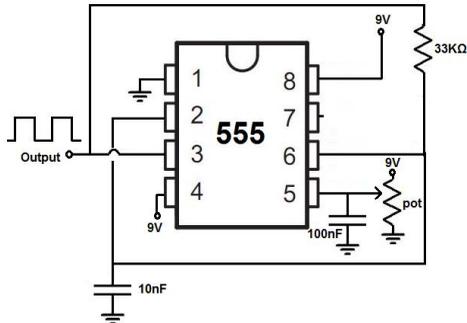
Gambar 2.11 merupakan ilustrasi konfigurasi terminal-terminal pada IC NE 555. Sedangkan Tabel 2.1 menjelaskan fungsi dan keterangan dari terminal-terminal pada NE 555.

Tabel 2.1 Fungsi dan keterangan dari terminal-terminal IC NE 555

Pin		I/O	Keterangan
Nama	No		
CONT	5	I/O	Mengontrol <i>thresholds</i> komparator, Keluaran dari $2/3 V_{CC}$
DISCH	7	O	Keluaran <i>open collector</i> untuk <i>discharge</i> kapasitor
GND	1	-	Ground
OUT	3	O	Keluaran sinyal dengan arus tinggi
RESET	4	I	<i>Active low</i>
THRES	6	I	Akhir dari <i>timing input</i> . THRES > CONT menyebabkan keluaran <i>low</i> dan <i>discharge low</i>
TRIG	2	I	Awal dari <i>timing input</i> . TRIG < $\frac{1}{2}$ CONT menyebabkan keluaran <i>high</i> dan <i>discharge open</i>
V _{CC}	8	-	Tegangan <i>supply</i> 4,5V hingga 16V



Gambar 2.13 Konfigurasi pin IC NE 555



Gambar 2.14 Rangkaian IC NE 555 sebagai VCO [13]

Tergantung dari rangkaianannya, IC NE 555 dapat berfungsi sebagai astable, monostable, maupun bistable multivibrator. Pada tugas akhir ini, NE 555 akan digunakan sebagai *Voltage to Frequency Converter* atau bisa juga disebut dengan *Voltage Controlled Oscillator (VCO)*. Gambar 2.12 menunjukkan diagram rangkaian NE 555 sebagai VCO.

Pada saat tegangan masukan pada terminal nomor 5 memiliki nilai yang besar, frekuensi yang dihasilkan pada terminal nomor 3 akan memiliki nilai yang rendah. Sebaliknya, bila tegangan pada terminal nomor 5 bernilai rendah, maka frekuensi pada terminal nomor 3 akan memiliki nilai yang tinggi. Perlu dicatat bahwa linearitas dari VCO ini terbatas pada rentang tegangan tertentu. Sebagai tambahan bahwa untuk menaikkan frekuensi keluaran dapat dilakukan dengan cara menurunkan nilai R atau C yang digunakan pada rangkaian. Sebaliknya, bila ingin menurunkan nilai frekuensinya, maka nilai R atau C yang digunakan perlu dinaikkan[13].

2.6 Gerbang Logika AND dan NAND

Pada tahun 1854 George Boole menciptakan logika simboli yang sekarang dikenal dengan aljabar Boole. Setiap peubah (variabel) dalam aljabar Boole hanya memiliki keadaan atau dua harga, yaitu *keadaan benar* yang dinyatakan dengan 1 atau *keadaan salah* yang dinyatakan dengan 0. Aljabar Boole yang memiliki dua keadaan ini semula dimaksudkan untuk menyelesaikan persoalan-persoalan logika.

Aljabar Boole yang ditemukan pada waktu itu belum dapat diterapkan atau memiliki penerapan-penerapan praktis, hingga tahun

1938, ketika Claude Shannon menggunakannya dalam analisis rangkaian penyaklaran (*Switching*) telepon. Shannon menggunakannya untuk menyatakan terbuka dan tertutupnya saklar relay (*saklar electromagnet*). Dengan kasus yang dipecahkan Shannon tersebutlah, orang kemudian menyadari bahwa aljabar Boole dapat diterapkan pada ilmu dan teknologi elektronika khususnya elektronika komputer.

Gerbang logika adalah blok bangunan dasar untuk membentuk rangkaian elektronika digital yang digambarkan dengan simbol-simbol tertentu yang telah ditetapkan. Sebuah gerbang logika memiliki beberapa masukan tetapi hanya memiliki satu keluaran. Keluarannya akan *high* (1) atau *low* (0) tergantung pada level digital pada terminal masukan. Dengan menggunakan gerbang-gerbang logika, kita dapat merancang dan mendesain suatu sistem digital yang akan dikendalikan level masukan digital dan menghasilkan sebuah tanggapan keluaran tertentu berdasarkan rancangan rangkaian logika itu sendiri.

Gerbang logika dapat diartikan sebagai rangkaian dengan satu atau lebih isyarat masukan tetapi hanya menghasilkan satu isyarat keluaran. Gerbang logika dapat pula diartikan sebagai elemen pengambil keputusan dan penyiap operasi atau rangkaian-rangkaian digital. Gerbang logika inilah yang digunakan untuk memproses isyarat digital. Gerbang logika hanya beroperasi pada sistem bilangan Biner, oleh karena itu disebut *Gerbang Logika Biner* [14].

2.6.1 Gerbang AND

Sebuah kesimpulan sederhana yang dapat disampaikan mengenai gerbang logika AND adalah bahwa keluaran yang didapat adalah *high* (bernilai 1 pada model representasi 1/0) dan memiliki nilai tegangan >2,4V pada sistem TTL apabila seluruh masukan pada gerbang adalah *high*. Dengan maksud memudahkan komunikasi, telah disepakati bahwa operasi gerbang AND dapat direpresentasikan dengan persamaan menggunakan simbol perkalian (dot, silang, atau bintang) [15].

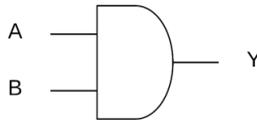
$$y = A * B \quad (2.83)$$

Untuk operasi gerbang AND dengan masukan sebanyak n dapat dituliskan dengan persamaan berikut

$$y = A * B * C * \dots * n \quad (2.84)$$

Tabel 2.2 Tabel kebenaran gerbang AND

Inputs		Output
B	A	Y
0	0	0
0	1	0
1	0	0
1	1	1



Gambar 2.15 Simbol gerbang AND

Respon dari gerbang AND dapat dilihat pada tabel 2.2. Tabel seperti pada tabel 2.2 disebut dengan tabel kebenaran. Tabel tersebut menampilkan keluaran y untuk seluruh kemungkinan kombinasi dari semua masukan [15].

Melalui tabel 2.2, dapat dilihat bahwa keluaran dari y bernilai 1 hanya ketika kedua masukan bernilai 1. Simbol untuk gerbang AND dapat dilihat pada gambar 2.13.

2.6.2 Gerbang NAND

Secara sederhana, keluaran dari gerbang NAND adalah keluaran gerbang AND yang dibalik. Fungsi dari gerbang AND dapat dituliskan dengan menambahkan *bar* (garis) di atas persamaannya.

$$y = \overline{A * B} \quad (2.85)$$

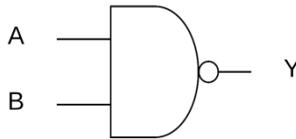
Untuk masukan sebanyak n dapat dituliskan sebagai berikut

$$y = \overline{A * B * C * \dots * n} \quad (2.86)$$

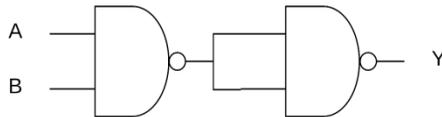
Tabel kebenaran dan simbol dari gerbang NAND dapat dilihat pada tabel 2.3 dan 2.14.

Tabel 2.3 Tabel kebenaran gerbang NAND [15]

Inputs		Output
B	A	Y
0	0	1
0	1	0
1	0	0
1	1	0

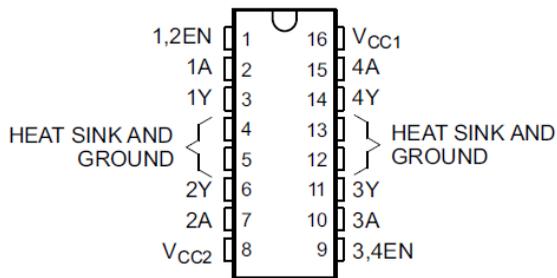


Gambar 2.16 Simbol gerbang NAND

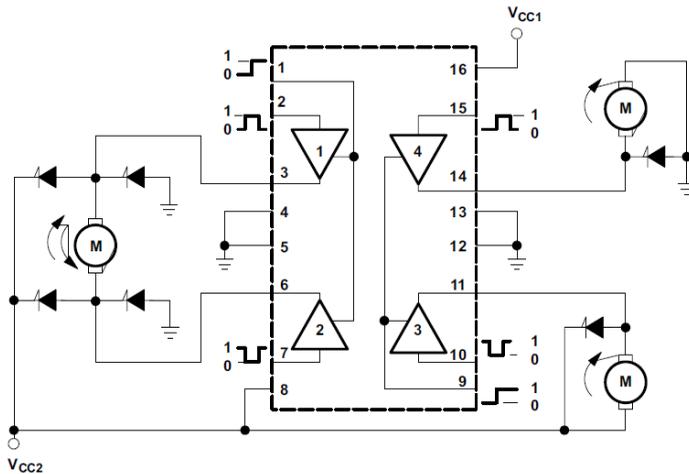


Gambar 2.17 Rangkaian gerbang AND menggunakan gerbang NAND

Gerbang NAND sering disebut dengan gerbang universal karena gerbang NAND dapat dirangkai sedemikian rupa sehingga membentuk gerbang-gerbang logika lainnya. Gambar 2.15 menunjukkan rangkaian kombinasi dari gerbang NAND.



Gambar 2.18 Konfigurasi pin IC L293D



Gambar 2.19 Contoh penggunaan L293D sebagai *driver motor*

2.7 IC L293D

L293D merupakan sebuah IC yang berisi *half H-bridge*. *H-bridge* sendiri merupakan rangkaian yang umum digunakan sebagai sebuah switch untuk mengganti polaritas yang mengalir pada sebuah beban. IC L293D didesain untuk menyediakan arus dua arah sebesar 600mA pada tegangan 4,5V hingga 36V.

2.8 Solenoida

Solenoida adalah sebuah kumparan yang terbentuk dari kawat panjang yang dililitkan secara rapat. Apabila kawat tersebut dialiri arus, maka akan tercipta sebuah medan magnet sebesar

$$B = \mu_o \cdot n \cdot I \quad (2.87)$$

-halaman ini sengaja dikosongkan-

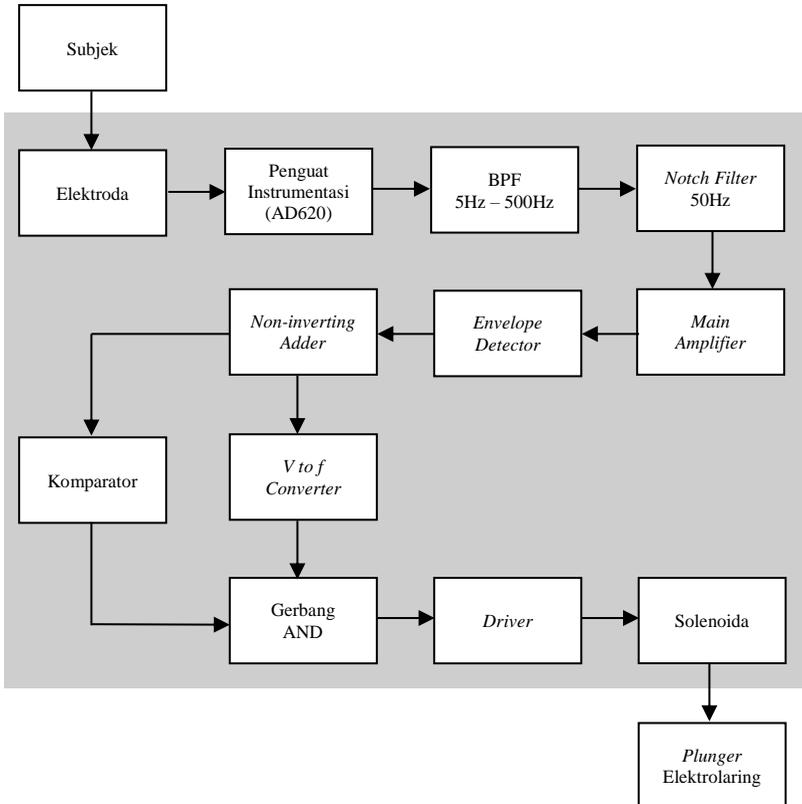
BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Seperti yang telah dikemukakan pada Bab II, ide dasar elektrolaring adalah menggantikan fungsi pita suara yang bertugas membuat udara di dalam rongga pernafasan bergetar. Pada elektrolaring, getaran tersebut dihasilkan oleh *plunger* yang memukul *top head*, sekaligus memukul leher penggunaannya. Rancangan rangkaian elektronika elektrolaring diasumsikan terdiri dari dua bagian besar. Bagian pertama adalah rangkaian pembangkit sinyal kotak. Bagian kedua adalah rangkaian aktuator elektrolaring. Penulis akan menjabarkan rangkaian aktuator terlebih dahulu.

Gerakan yang terjadi di dalam elektrolaring dihasilkan oleh gaya tolak-menolak antara sebuah magnet permanen dengan sebuah solenoida yang dialiri arus listrik. Menurut hukum elektromagnetik, apabila solenoida, yang merupakan kumparan kawat dengan lilitan sejumlah N , dialiri arus, maka di sekitar solenoida akan tercipta medan magnet dengan arah sesuai dengan kaidah tangan kanan. Aktuator elektrolaring dirancang agar pada saat arus mengalir pada solenoida, arah medan magnet yang dihasilkan akan sama dengan medan magnet permanen, sehingga tercipta gaya tolak-menolak antar keduanya. Magnet permanen diletakkan di bawah solenoida (yang menyatu dengan *plunger*), sehingga gaya tersebut akan membuat *plunger* bergerak memukul *top head* elektrolaring. Pada saat arus dihilangkan dari solenoida, induksi medan magnet akan hilang, gaya tolak-menolak akan ikut menghilang, dan *plunger* akan kembali ke tempatnya semula. Kecepatan *plunger* untuk memukul *top head* dapat diatur dengan cara mengatur frekuensi dari sinyal yang mengalir di solenoida. Frekuensi tersebut akan diatur agar nilainya berada dalam rentang 120Hz hingga 280Hz, sesuai dengan frekuensi dasar manusia dewasa.

Frekuensi sinyal yang melewati solenoida dapat dikontrol dengan menggunakan sinyal kotak. Rangkaian elektronika yang digunakan untuk menghasilkan sinyal kotak tersebut adalah: *pre-amplifier*, *high-pass filter*, *low-pass filter*, *notch filter*, *main amplifier*, *envelope detector*, *non-inverting adder*, komparator, *V to f converter*, dan gerbang AND. Amplifier dan filter berfungsi untuk mengkondisikan sinyal EMG yang kecil, sehingga dapat diolah oleh rangkaian berikutnya. Rangkaian lainnya berfungsi untuk mengolah sinyal EMG agar dapat menghasilkan sinyal kotak dengan frekuensi yang diinginkan.



Gambar 3.1 Diagram blok rangkaian elektronika sistem

Diagram blok rangkaian elektronika dari sistem dapat dilihat pada gambar 3.1. Berikut ini adalah penjelasan singkat mengenai masing-masing komponen yang ada di dalam blok diagram tersebut. Penjelasan memdetail akan dipaparkan pada subbab dan subsubbab setelah ini.

1. Elektroda

Elektroda yang digunakan pada tugas akhir ini adalah elektroda jenis *disposable electrode* ukuran *child*. Dua buah elektroda ditempatkan pada leher di bagian otot *sternohyoideus*, yaitu di sebelah kiri-kanan jakung. Sebuah elektroda tambahan dipasang pada bagian tubuh yang keras, berfungsi sebagai *ground*. Penulis memasang elektroda *ground* pada siku kiri

- pengguna. Elektroda berfungsi untuk mengubah biosinyal (sinyal tercipta dari pergerakan ion-ion tubuh) menjadi sinyal elektronik (sinyal tercipta dari pergerakan elektron).
2. AD620
AD620 merupakan sebuah IC yang berisi rangkaian *instrumentational amplifier*. AD620 pada tugas akhir ini berfungsi sebagai pre-amplifier, yaitu amplifier pertama dengan gain yang tidak terlalu tinggi. AD620 memiliki CMRR yang tinggi sehingga dapat digunakan untuk mendapatkan sinyal dengan daya yang kecil seperti sinyal EMG.
 3. BPF
BPF (*Band-pass filter*) pada tugas akhir ini terdiri dari HPF 5Hz dan LPF 500Hz. BPF berfungsi untuk meredam *noise* yang memiliki frekuensi di luar 5Hz-500Hz yang ikut terekam bersama dengan EMG.
 4. *Notch Filter*
Selain *noise* dengan frekuensi di bawah 5Hz maupun di atas 500Hz, terdapat *noise* jala-jala listrik dengan frekuensi 50Hz. *Noise* ini belum teredam karena masih termasuk dalam pita frekuensi yang diloloskan oleh BPF. Oleh karena itu dibutuhkan *notch filter* dengan frekuensi *cut-off* pada 50Hz untuk meredam *noise* jala-jala listrik.
 5. *Non-inverting Amplifier*
Setelah sinyal EMG telah difilter, sinyal kemudian dikuatkan kembali dengan penguatan yang besar, hingga ribuan kali lipat dari sinyal aslinya. Penempatan amplifier setelah filter bertujuan agar sinyal *noise* tidak ikut dikuatkan. Penggunaan *non-inverting amplifier* sebagai amplifier bertujuan agar sinyal yang dikuatkan tidak berubah polaritasnya.
 6. *Envelope Detector*
Setelah sinyal EMG dikondisikan (dikuatkan dan difilter), sinyal EMG diambil *envelope*-nya. Tujuannya, didapatkan nilai tegangan dari EMG. Nilai tersebut akan menjadi dasar pembangkitan sinyal kotak oleh rangkaian *voltage controlled oscillator* (VCO) atau disebut juga dengan *V to f converter*.
 7. *Non-inverting Adder*
Non-inverting Adder berfungsi untuk menaikkan tegangan EMG yang telah di-*envelope*. Hal ini dikarenakan rangkaian *V to f converter* yang akan digunakan tidak memiliki linearitas

yang baik pada tegangan di bawah 1,5V. Untuk itu sinyal perlu dinaikkan sebesar kira-kira 1,5V.

8. Komparator
Komparator berfungsi untuk menghasilkan sinyal *on/off*. Komparator akan mengomparasikan sinyal EMG dengan tegangan *threshold*. Pada tugas akhir ini, tegangan *threshold* diset pada nilai 1,5V. nilai tersebut berdasarkan fluktuasi sinyal EMG yang terjadi pada 1,5V setelah melewati rangkaian *Non-inverting amplifier*.
9. *V to f Converter*
Rangkaian ini bisa juga disebut dengan *Voltage Controlled Oscillator (VCO)*. Berfungsi untuk menghasilkan gelombang kotak dengan frekuensi yang berubah-ubah sesuai dengan tegangan masukan. Tegangan masukan dari rangkaian ini adalah sinyal EMG yang telah di-*envelope*.
10. Gerbang AND (menggunakan gerbang NAND)
Setelah sinyal EMG melalui rangkaian komparator dan *V to f converter*, masing-masing rangkaian akan menghasilkan sinyal *on/off* dan sinyal kotak. Kedua sinyal tersebut perlu disatukan sehingga sinyal kotak nantinya akan terbangkit hanya pada saat terdapat sinyal *on/off* saja. Gerbang AND pada tugas akhir ini dirangkai menggunakan IC gerbang NAND. Gabungan gerbang NAND dan NOT (yang dirangkai menggunakan gerbang NAND juga) akan menghasilkan gerbang AND.
11. *Driver*
Driver pada tugas akhir ini berfungsi untuk menghasilkan arus yang besar untuk dialirkan pada solenoida, sehingga medan magnet yang dihasilkan di sekitar solenoida dapat memiliki nilai yang besar.
12. Solenoida
Merupakan aktuator dari keseluruhan sistem yang dirangkai. Semakin besar arus yang melalui solenoida, semakin besar medan magnet yang timbul, semakin kuat gaya tolak-menolak antara solenoida dengan magnet permanen, semakin kuat getaran yang dihasilkan oleh *plunger* mekanik elektrolaring.

3.1 Rangkaian Instrumentasi Sinyal EMG

Instrumentasi sinyal EMG terdiri dari penguat instrumentasi, *band-pass filter*, *notch filter*, dan *non-inverting adder*. Rangkaian

instrumentasi berfungsi untuk mengkondisikan sinyal EMG. Sinyal EMG yang kecil dan banyak *noise* tersebut diamplifier dan difilter sehingga dihasilkan sinyal EMG mentah yang dapat diolah oleh rangkaian selanjutnya.

3.1.1 Penguat Instrumentasi (AD620)

Untuk mengakuisisi sinyal EMG, IC AD620 digunakan sebagai komponen pertama dalam rangkaian instrumentasi. AD620 digunakan karena memiliki impedansi input yang tinggi dan nilai CMRR yang bagus sehingga dapat merekam sinyal kecil dengan baik. Selain itu, AD620 membutuhkan arus supply yang lebih kecil bila dibandingkan dengan merangkai menggunakan tiga op amp.

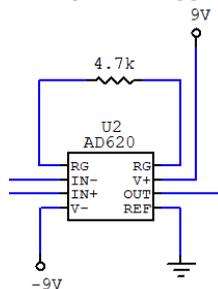
AD620 membutuhkan sebuah resistor eksternal untuk menetapkan besarnya penguatan. Pada tugas akhir ini, resistor yang digunakan sebagai resistor eksternal untuk penguatan pada IC AD620 memiliki nilai sebesar 4,7kΩ. Melalui persamaan 2.41, gain yang dihasilkan dapat dihitung sebagai berikut

$$G = \frac{49,4k\Omega}{4,7k\Omega} + 1 \quad (3.1)$$

$$G = 11,51 \text{ kali} \quad (3.2)$$

3.1.2 Rangkaian Band-pass Filter

Sinyal yang terekam oleh elektroda memiliki berbagai macam frekuensi yang mana tidak semuanya merupakan sinyal EMG. Bersamaan dengan EMG, terekam juga sinyal-sinyal lain seperti ECG. Untuk itu filter frekuensi perlu dirangkai. Frekuensi *pass-band* yang dibutuhkan adalah dalam rentang 5Hz hingga 500Hz [16].



Gambar 3.2 Desain penguat instrumentasi dengan IC AD620

3.1.2.1 High-pass Filter

Kapasitor yang digunakan pada rangkaian HPF di tugas akhir ini ditetapkan memiliki nilai sebesar 33nF. Kapasitor C_2 didesain memiliki nilai yang sama dengan C_1 . Begitu pula dengan resistor, nilai R_2 memiliki nilai yang sama dengan R_1 . Sehingga, mengacu pada persamaan 2.81, nilai resistor yang dibutuhkan untuk mendapatkan frekuensi *cut-off* sebesar 5Hz adalah

$$5 = \frac{1}{2\pi\sqrt{33n \cdot 33n \cdot R_1 \cdot R_1}} \quad (3.3)$$

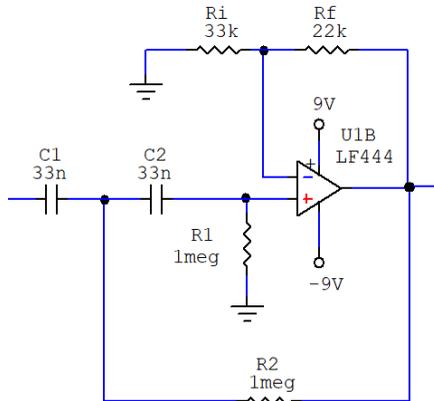
$$R_1 = \frac{1}{2\pi \cdot 33n \cdot 5} \quad (3.4)$$

$$R_1 = 964575,41 \quad (3.5)$$

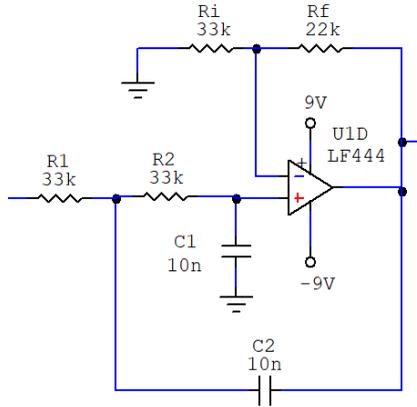
Atau dibulatkan menjadi 1M Ω .

3.1.2.2 Low-pass Filter

Kapasitor yang digunakan pada rangkaian LPF di tugas akhir ini ditetapkan memiliki nilai sebesar 10nF. Seperti pada HPF, kapasitor C_2 didesain memiliki nilai yang sama dengan C_1 . Begitu pula dengan resistor, nilai R_2 memiliki nilai yang sama dengan R_1 . Sehingga, mengacu pada persamaan 2.60, nilai resistor yang dibutuhkan untuk mendapatkan frekuensi *cut-off* sebesar 500Hz adalah



Gambar 3.3 Desain rangkaian HPF



Gambar 3.4 Desain rangkaian LPF

$$500 = \frac{1}{2\pi\sqrt{10n \cdot 10n \cdot R_1 \cdot R_1}} \quad (3.6)$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi \cdot 10n \cdot 500} \quad (3.7)$$

$$R_1 = 31830,99 \quad (3.8)$$

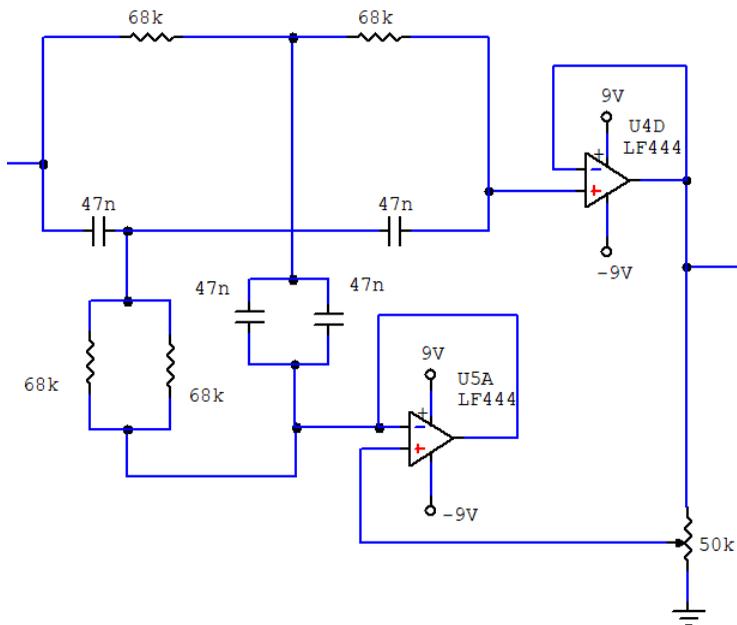
Atau dibulatkan menjadi 33k Ω .

3.1.3 Rangkaian *Notch Filter*

Setelah sinyal difilter untuk menangkis sinyal-sinyal yang tidak diinginkan, sinyal tetap terinferensi oleh derau dari jala-jala listrik. Derau ini tak bisa dihindari karena memiliki frekuensi sebesar 50Hz, yang mana termasuk dalam frekuensi *pass band* dari BPF. Derau jala-jala listrik memiliki magnitude yang tinggi, sehingga perlu dihilangkan dari sistem sebisa mungkin. Untuk meredam derau tersebut, diperlukan rangkaian *notch filter*.

Nilai kapasitor yang digunakan untuk desain *notch filter* pada tugas akhir ini ditetapkan sebesar 470nF. Sehingga, mengacu pada persamaan 2.82, nilai resistor yang diperlukan untuk mendapatkan frekuensi 50Hz adalah

$$50 = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot 470n} \quad (3.9)$$



Gambar 3.5 Desain rangkaian *notch filter*

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot 470n \cdot 50} \quad (3.10)$$

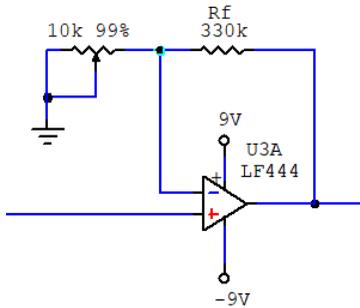
$$R = 6772,55 \quad (3.11)$$

Atau dibulatkan menjadi 6,8kΩ.

3.1.4 Rangkaian Penguat Utama

Setelah derau diredam, sinyal dikuatkan sebesar yang diinginkan. Pada tugas akhir ini, nilai penguatan dari penguat utama didesain tidak tetap, resistor yang digunakan adalah resistor variabel. Sehingga besarnya penguatan dapat diubah sesuai dengan yang dibutuhkan, yaitu hingga dapat diolah pada rangkaian berikutnya.

Penguat utama pada tugas akhir ini berupa rangkaian penguat tak membalik dengan nilai R_f sebesar 300kΩ dan R_i berupa variabel resistor dengan nilai maksimum sebesar 10kΩ.



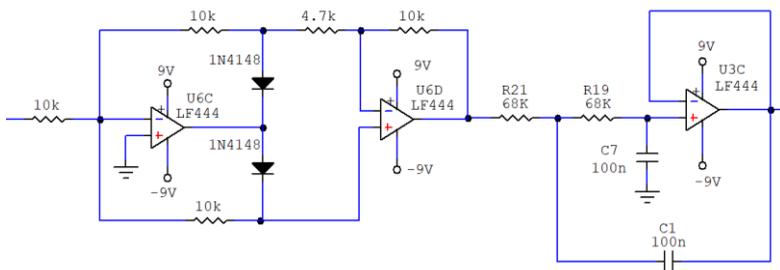
Gambar 3.6 Desain rangkaian penguat utama

3.2 Rangkaian Pengolah Sinyal EMG

Rangkaian pengolah sinyal EMG terdiri dari rangkaian *envelope detector*, rangkaian *adder* tak membalik, komparator, *V to f converter*, serta gerbang NAND.

3.2.1 Rangkaian Envelope Detector

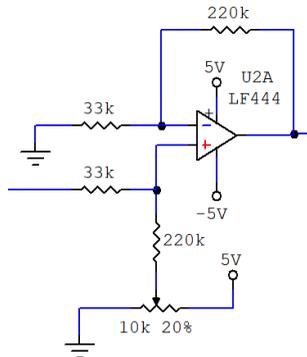
Rangkaian *envelope detector* digunakan untuk mendapatkan sinyal *envelope* dari EMG yang telah dikondisikan pada rangkaian-rangkaian sebelumnya. Seperti yang telah diterangkan pada bab 2.4.8, rangkaian ini tersusun atas dua buah rangkaian yang digabungkan yaitu rangkaian *precision full-wave rectifier* dan *low-pass filter* dengan frekuensi *cut-off* yang rendah. Pada rangkaian *precision fullwave rectifier*, resistor yang digunakan memiliki nilai sebesar 10kΩ. Sedangkan pada *low-pass filter*, frekuensi *cut-off* yang digunakan adalah 20Hz.



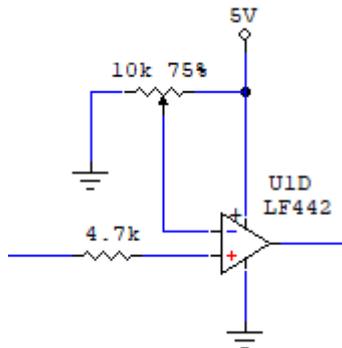
Gambar 3.7 Desain rangkaian *envelope detector*

3.2.2 Rangkaian Non-inverting Adder

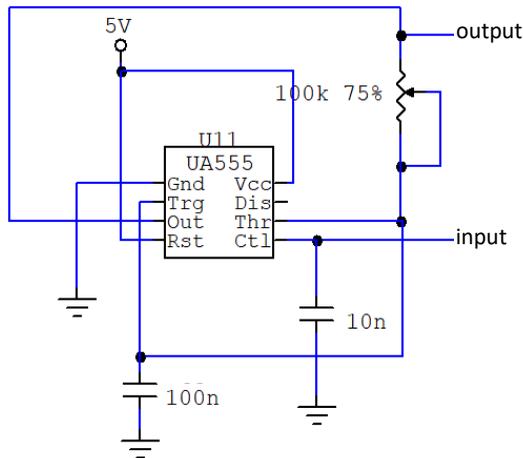
Rangkaian *V to f converter* yang nanti akan digunakan memiliki linearitas yang buruk pada tegangan di bawah 1,5V. Untuk itu, sinyal perlu dikondisikan agar memenuhi batas bawah linearitas *V to f converter*. Caranya adalah dengan memberikan DC *offset* sebesar 1,5V melalui rangkaian *non-inverting adder*. Nilai 1,5V didapatkan dari rangkaian pembagi tegangan, menggunakan variabel resistor yang bernilai 10k Ω . Bersamaan dengan diberikan tegangan DC *offset*, pada rangkaian ini juga dirancang penguat tak membalik dengan gain sebesar kurang lebih 6,5 kali. R_1 yang digunakan sebesar 33k Ω sedangkan R_3 yang digunakan memiliki nilai 220k Ω .



Gambar 3.8 Desain rangkaian *non-inverting adder*



Gambar 3.9 Desain rangkaian komparator



Gambar 3.10 Desain rangkaian *v to f converter*

3.2.2 Rangkaian Komparator

Fungsi dari rangkaian komparator adalah untuk mendapatkan sinyal yang dapat menjadi kontrol *on/off* elektrolaring. Sinyal yang dibandingkan adalah sinyal *envelope* dengan sinyal DC yang menjadi *threshold*. Besarnya nilai *threshold* disesuaikan dengan bentuk sinyal EMG yang terekam, sehingga nilai *threshold* didesain tidak tetap dengan memanfaatkan rangkaian pembagi tegangan dan variabel resistor.

3.2.3 Rangkaian V to f Converter

V to f converter pada tugas akhir ini menggunakan IC NE 555. *Power supply* yang digunakan memiliki nilai 5V, sehingga frekuensi output dari rangkaian *v to f converter* ini juga memiliki tegangan *high* sebesar 5V, yang dapat digunakan sebagai masukan untuk gerbang logika pada rangkaian berikutnya.

3.2.4 Gerbang Logika AND dan NOT Menggunakan NAND

Setelah sinyal diolah secara paralel pada rangkaian komparator sehingga menghasilkan sinyal *on/off* dan pada rangkaian *V to f converter* sehingga menghasilkan pulsa dengan frekuensi yang tergantung dari sinyal masukannya, kedua sinyal tersebut digabungkan dalam gerbang logika AND sehingga pulsa frekuensi keluar hanya pada saat dibutuhkan saja. Pulsa ini kemudian akan menjadi salah satu *input* pada driver

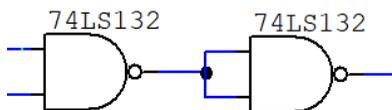
elektrolaring di rangkaian berikutnya. Terdapat *input* lain yang dibutuhkan oleh driver elektrolaring. *Input* tersebut harus berupa kebalikan dari *input* satunya. Karena gerbang logika AND menggunakan gerbang NAND merupakan gabungan dari gerbang NAND dan gerbang NOT, maka sinyal kebalikan tersebut dapat diambil dari gerbang NAND yang digunakan pada gerbang logika AND. Ilustrasi rangkaian dapat dilihat pada gambar 3.11.

3.3 Driver Elektrolaring

Setelah sinyal EMG dikondisikan dan diolah, sinyal yang dihasilkan sudah dapat menjadi sinyal masukan bagi *driver* elektrolaring. *Output* dari *driver* L293D kemudian dihubungkan dengan solenoida.

3.4 Solenoida

Solenoida berperan sebagai aktuator dalam sistem ini. Solenoida yang dialiri arus akan menghasilkan medan magnet. Besarnya medan magnet tergantung dari besarnya arus yang mengalir, sedangkan arah medan magnet tergantung dari arah arus yang mengalir. Medan magnet ini kemudian diadu dengan magnet permanen yang memiliki arah medan yang sama sehingga keduanya akan saling tolak-menolak bila solenoida dialiri listrik. Aktivitas tolak menolak tersebut akan menghasilkan getaran bagi elektrolaring.



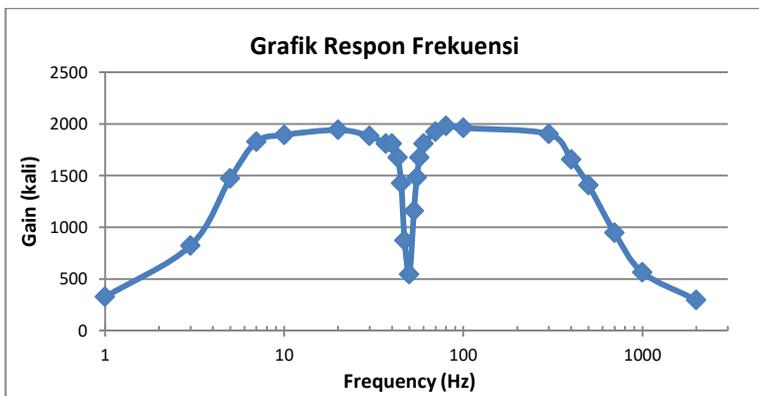
Gambar 3.11 Desain rangkaian gerbang logika

BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

4.1 Pengujian Filter Instrumentasi EMG

Filter intrumetasi EMG terdiri dari filter HPF, LPF, dan *notch filter*. Ketiga rangkaian tersebut diuji bersamaan dengan sinyal uji sebesar 1mV dengan frekuensi berbeda-beda dalam rentang 1Hz hingga 2000Hz. Tabel 4.1 menunjukkan hubungan antara tegangan *input* dengan tegangan *output* dari rangkaian. Gambar 4.1 dan gambar 4.2 menunjukkan grafik respon frekuensi dari filter instrumentasi EMG. Melalui grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa filter bekerja dengan baik sebagaimana yang diharapkan. Filter dapat menangkal frekuensi di bawah 5Hz dan di atas 500Hz, serta menangkal frekuensi 50Hz. Melalui tabel 4.1, dapat disimpulkan bahwa filter instrumentasi EMG memiliki gain yang flat/stabil pada frekuensi 70Hz hingga 300Hz.

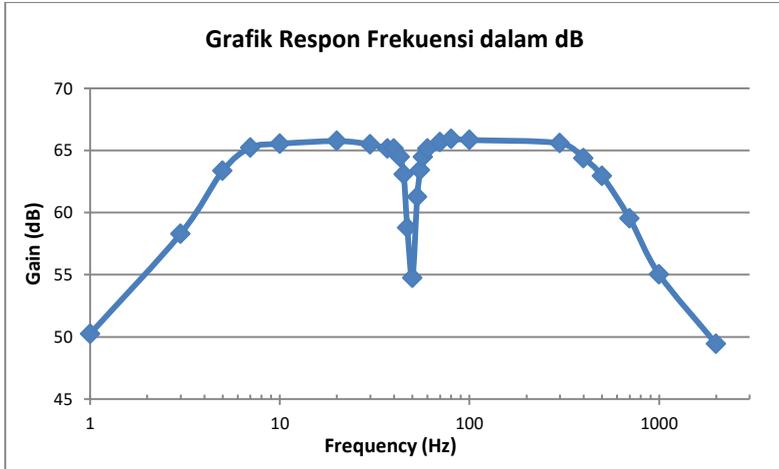
Pengujian filter instrumentasi menunjukkan bahwa pada frekuensi *cut-off*, penguatan yang didapat sebesar 1400 kali. Nilai ini didapat karena pengujian respon frekuensi dilakukan setelah semua desain terancang, atau dalam arti lain rangkaian penguat ikut andil dalam nilai penguatan yang terekam. Walaupun terkesan besar, sebenarnya nilai ini relatif kecil bila dibandingkan dengan penguatan pada frekuensi *band-pass* yang mencapai 1900 kali. Selain itu tegangan output yang dihasilkan tetep tidak mencapai batas tegangan komparator pada rangkaian berikutnya, sehingga dapat diabaikan.



Gambar 4.1 Grafik respon frekuensi rangkaian akuisisi sinyal EMG

Tabel 4.1 *Output* dan penguatan dari rangkaian filter

Frekuensi (Hz)	Output (mV)	Gain Total (dB)
1	325	50,24
3	822	58,30
5	1472	63,36
7	1826	65,23
10	1893	65,54
20	1941	65,76
30	1883	65,50
37	1807	65,14
40	1807	65,14
43	1673	64,47
45	1424	63,07
47	870	58,79
50	545	54,73
53	1157	61,27
55	1482	63,42
57	1673	64,47
60	1807	65,14
70	1922	65,68
80	1979	65,93
100	1960	65,85
300	1902	65,58
400	1654	64,37
500	1405	62,95
700	946	59,52
1000	564	55,03
2000	296	49,43
Rata-rata	1424,42	62,07



Gambar 4.2 Grafik respon frekuensi rangkaian akuisisi sinyal EMG dalam dB

Tabel 4.2 Pengujian rangkaian penguat instrumentasi EMG

Vin (mV)	Vout (mV)	Av	dB
0,5	1000	2000	66,02
0,75	1470	1960	65,85
1	2018	2018	66,10
1,25	2346	1876,8	65,47
1,5	2855	1903,33	65,59
1,75	3308	1890,29	65,53
2	3647	1823,5	65,22
2,25	4100	1822,22	65,21
2,5	4452	1780,8	65,01
Rata-rata		1897,22	65,56

4.2 Pengujian Penguatan Instrumentasi EMG

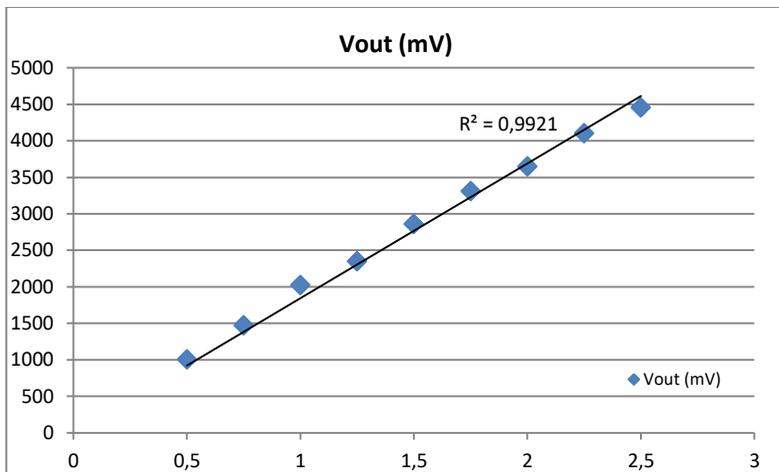
Penguatan rangkaian instrumentasi EMG diuji dengan memberikan sinyal uji yang memiliki frekuensi sebesar 125Hz pada rentang amplitudo 0,5V hingga 2,5V. Penentuan frekuensi uji

didasarkan pada stabilitas dan nilai gain yang baik pada rentang frekuensi 70Hz hingga 300Hz pada pengujian rangkaian filter sebelumnya, sehingga nilai 125Hz masih masuk di dalam rentang frekuensi yang stabil tersebut.

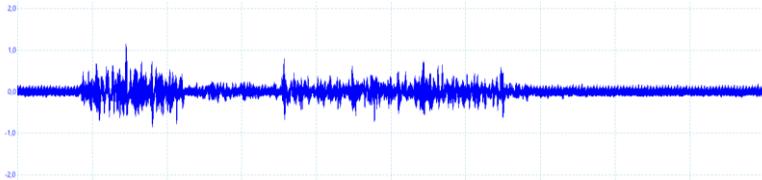
Gambar 4.3 menunjukkan grafik linearitas penguatan dari rangkaian instrumentasi EMG. Melalui grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa rangkaian instrumentasi EMG memiliki penguatan dengan linearitas yang sangat baik. Melalui tabel 4.2 dapat dilihat bahwa penguatan rata-rata yang dihasilkan oleh rangkaian penguat instrumentasi EMG adalah sebesar sekitar 1900 kali.

4.3 Pengujian Rangkaian *Envelope*

Pengujian rangkaian *envelope detector* dilakukan dengan cara memberikan sinyal EMG terhadap rangkaian yang dirancang. Gambar 4.4, gambar 4.5, dan gambar 4.6 menunjukkan perbandingan antara sinyal EMG asli, sinyal EMG yang telah disearahkan, dan sinyal EMG yang telah melalui rangkaian *envelope detector*.



Gambar 4.3 Grafik linearitas rangkaian penguat instrumentasi EMG



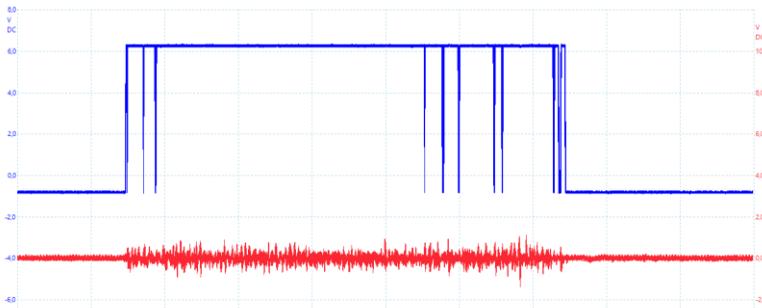
Gambar 4.4 Sinyal EMG yang telah dikondisikan



Gambar 4.5 Gambar sinyal EMG yang telah melalui rangkaian *rectifier*



Gambar 4.6 Gambar sinyal EMG yang telah melalui *envelope detector*



Gambar 4.7 Gambar pengujian rangkaian komparator

4.4 Pengujian Rangkaian Komparator

Rangkaian komparator diuji dengan menggunakan sinyal EMG sebagai sinyal masukannya. Nilai tegangan pada *inverting input* op-amp diubah-ubah dengan cara mengubah nilai variabel resistor yang

terpasang padanya. Nilai variabel resistor diubah-ubah menyesuaikan sinyal *input* EMG, diubah hingga sebisa mungkin sinyal *output* komparator bernilai *high* pada saat terdapat sinyal EMG saja, selebihnya *output* komparator diusahakan bernilai *low*. Gambar 4.7 menunjukkan sinyal *input* dan *output* dari rangkaian komparator.

4.5 Pengujian V to f Converter

Pengujian rangkaian *V to f converter* dilakukan dengan memberikan sinyal uji berupa tegangan DC dengan rentang tegangan sebesar 1V hingga 4,25V. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.3.

Nilai kapasitor uji yang digunakan adalah 100nF. Nilai resistor uji yang digunakan adalah 22k Ω , 33k Ω , 47k Ω , dan sebuah variabel resistor yang diset pada resistansi 29k Ω . Keempat resistor tersebut masing-masing menghasilkan sinyal kotak dengan frekuensi pada rentang 103Hz - 322Hz, 74Hz - 212Hz, 54Hz - 150Hz, dan 71Hz - 262Hz. Di antara keempat resistor tersebut, 29k Ω merupakan nilai yang paling baik untuk menghasilkan sinyal persegi dengan frekuensi yang dibutuhkan, yaitu rentang 70Hz hingga 250Hz.

Duty cycle yang dihasilkan oleh masing-masing frekuensi berbeda. Semakin tinggi frekuensi, semakin rendah *duty cycle*. Sebaliknya, semakin rendah frekuensi, semakin tinggi *duty cycle*. Tabel 4.4 menunjukkan perbandingan tersebut.

Melalui gambar 4.8 dan gambar 4.9, dapat dilihat bahwa linearitas *V to f converter* memiliki cacat pada tegangan 1V. Untuk itu sinyal yang akan diolah perlu disesuaikan agar dapat terproses dengan baik pada rangkaian ini. Penyesuaian dilakukan dengan memberi *DC offset* sebesar 1,5V pada sinyal.

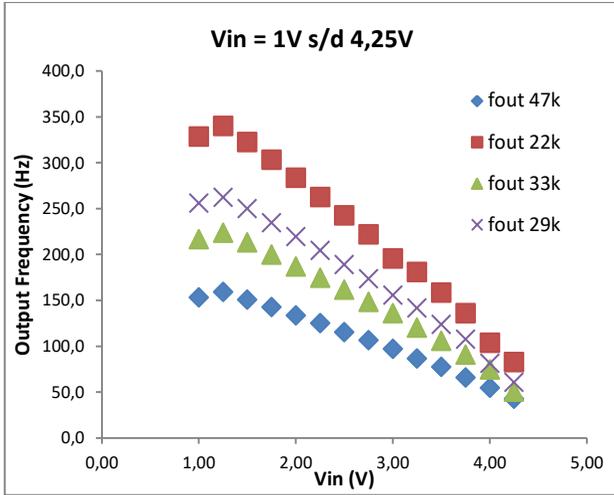
Tabel 4.3 Pengujian nilai RC terhadap *output frequency* rangkaian *V to f converter*

Vin	fout			
	47k	22k	33k	29k
1,00	153,0	328,4	216,6	250
1,25	158,8	340	223,4	260
1,50	150,6	322,5	212,9	247

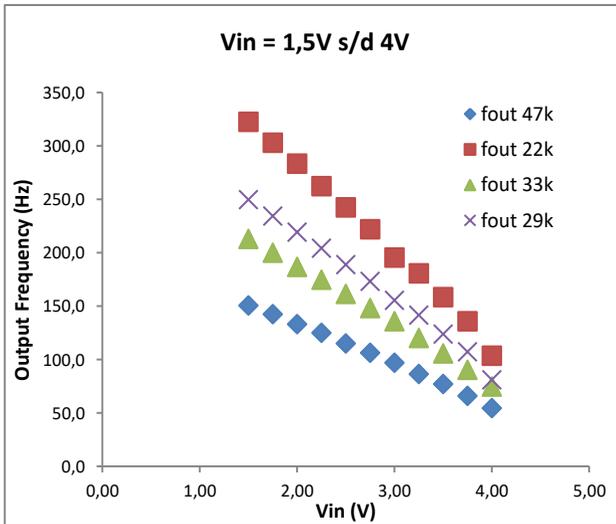
1,75	142,4	303,1	199,8	227
2,00	133,2	283,4	186,6	210
2,25	124,8	262,3	174,5	200
2,50	115,0	242,5	161,4	178,6
2,75	106,3	221,9	148	166
3,00	96,8	195,5	135,7	147
3,25	86,5	180,7	120,2	131,6
3,50	77,2	158,4	105,8	113
3,75	65,8	135,8	90,42	97
4,00	54,6	103,5	74,57	71,4
4,25	42,5	82,4	50,31	42

Tabel 4.4 Perbandingan frekuensi *output* dengan *duty cycle* yang dihasilkan

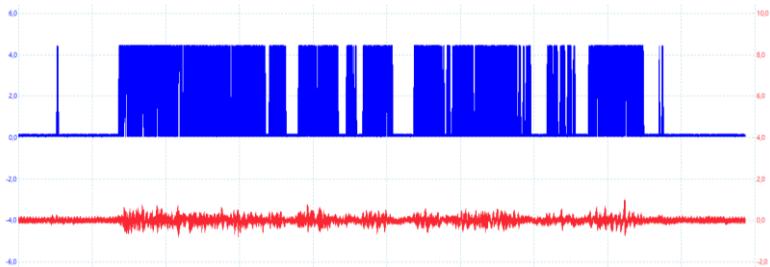
Vin	f _{out}	Duty Cicle
1,50	247	27%
1,75	227	32%
2,00	210	37%
2,25	200	40,80%
2,50	178	48,20%
2,75	166	50,80%
3,00	147	55,80%
3,25	131	60,50%
3,50	113	67%
3,75	97	71,14%
4,00	71	78%



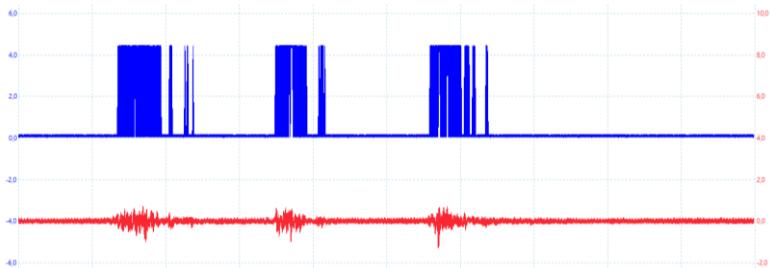
Gambar 4.8 Grafik relasi antara tegangan *input*, nilai resistor, dan frekuensi *output* pada tegangan 1V hingga 4,25V. Terlihat adanya cacat pada tegangan 1V



Gambar 4.9 Grafik relasi antara tegangan *input*, nilai resistor, dan frekuensi *output* pada tegangan 1,5V hingga 4V



Gambar 4.10 Sinyal driver elektrolaring pengucapan “Inasdiah Farras Fauziyyah”



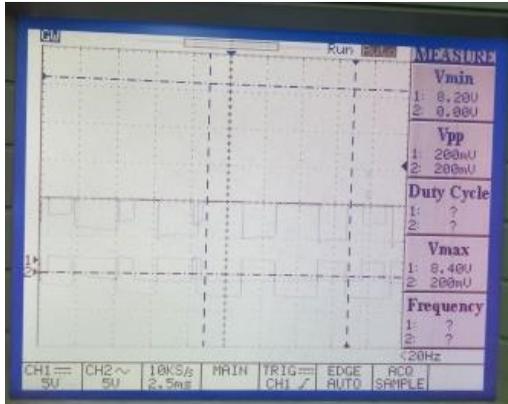
Gambar 4.11 Sinyal driver elektrolaring pengucapan “Halo Hai Halo”

4.6 Pengujian Gerbang NAND dan AND

Gambar 4.10 dan gambar 4.11 menunjukkan *output* gerbang AND. Sinyal kotak yang merupakan sinyal driver elektrolaring terbangkit hanya pada saat terdapat sinyal EMG, seperti yang diharapkan. Tegangan yang keluar saat *high* adalah sebesar 3,96V. Pada saat *low* adalah sebesar 460mV.

4.7 Pengujian L293D

Sinyal yang dihasilkan oleh L293D memiliki nilai 8,40V pada saat *high* dan 200mV pada saat *low*. Gambar 4.12 menunjukkan pengujian driver elektrolaring.



Gambar 4.12 Pengujian IC L293D

4.8 Pengujian Elektrolaring

Gambar 4.12 menunjukkan posisi *plunger* elektrolaring saat dialiri listrik dan saat tidak dialiri listrik. *Plunger* bergerak sebagaimana yang diharapkan, namun tidak memiliki daya yang cukup kuat untuk memukul *top head* elektrolaring dengan keras, sehingga elektrolaring belum bisa digunakan secara nyata.

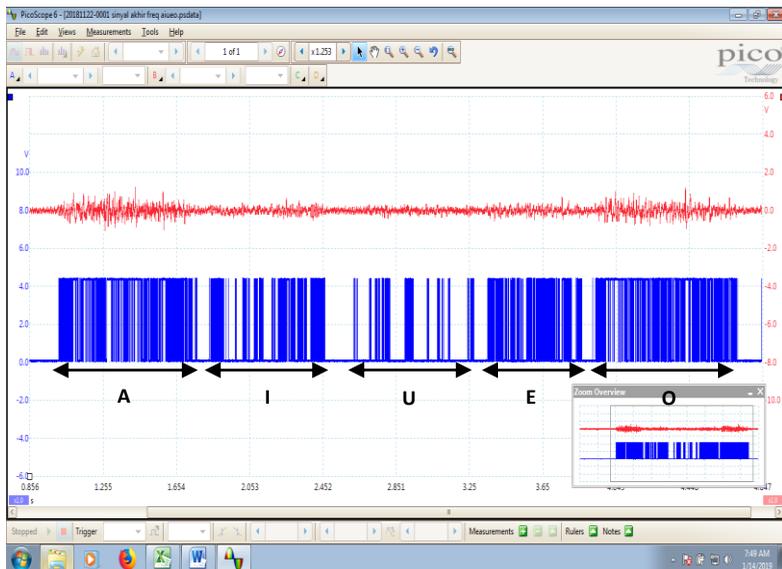


Gambar 4.13 Kiri: posisi *plunger* saat dialiri arus. Kanan: posisi *plunger* saat tidak dialiri arus.

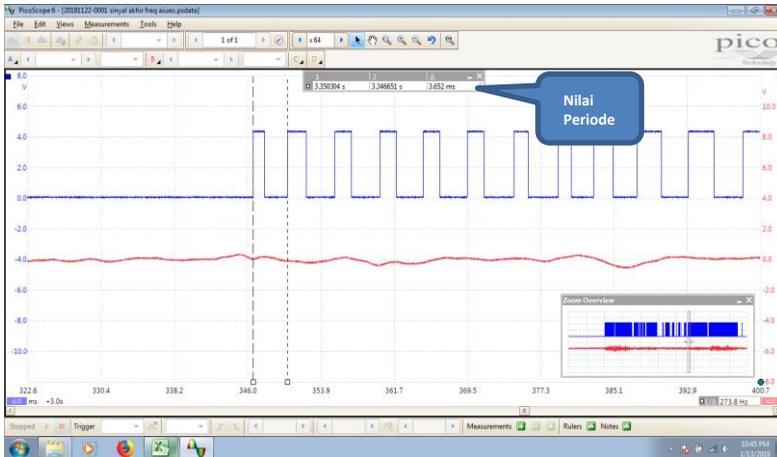
4.9 Analisa Spektrum Sinyal Elektrolaring

Berikut ini adalah analisa spektrum frekuensi yang dihasilkan oleh rangkaian elektronika elektrolaring untuk huruf vokal: “a”, “i”, “u”, “e”, dan “o”. Pengambilan data dilakukan dengan cara merekam sinyal kotak yang dihasilkan oleh rangkaian elektronika elektrolaring pada saat pengguna melafalkan huruf vokal selama beberapa detik. Data yang terekam, berupa gambar sinyal kotak, dianalisis frekuensi dari masing-masing gelombang kotak yang dihasilkan. Analisa frekuensi kemudian dicatat dan diplot sesuai dengan nilai frekuensinya dari waktu ke waktu. Setelah analisa frekuensi selesai, kemudian dilakukan analisa spectrum frekuensi untuk masing-masing data frekuensi setiap huruf vokal. Analisa spektrum akan menggambarkan frekuensi berapa yang dominan untuk masing-masing huruf vokal.

Gambar 4.14 merupakan gambar sinyal yang akan dianalisa. Terdapat beberapa segmen, sesuai dengan huruf vokal yang diucapkan pada saat pengambilan data. Masing-masing segmen akan dianalisa satu per satu.



Gambar 4.14 Sinyal “a”, “i”, “u”, “e”, “o” yang akan disampling dan dianalisa spectrum frekuensinya. Merah: sinyal EMG yang terekam. Biru: sinyal kotak yang dihasilkan oleh rangkaian elektronik sistem

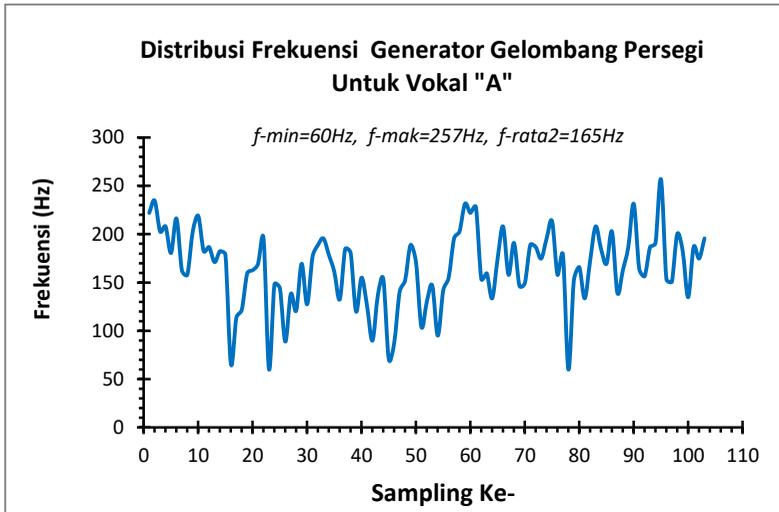


Gambar 4.15 Proses analisa data. Masing-masing gelombang dihitung periode dan frekuensinya

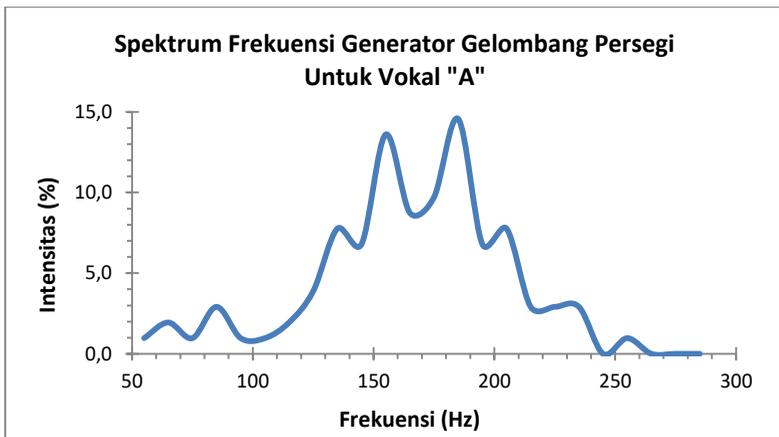
Gambar 4.15 menunjukkan proses yang digunakan untuk menghitung periode dan frekuensi dari gelombang kotak yang dihasilkan oleh rangkaian elektronika elektrolaring. Setiap gelombang dihitung waktu periodenya, kemudian dihitung frekuensi dari gelombang tersebut. Setelah didapat frekuensi untuk masing-masing gelombang kotak, frekuensi tersebut diplot berdasar urutan waktu pada saat frekuensi tersebut terbentuk. Sebagai contoh, pada proses analisa data untuk vokal “a”, gelombang kotak pertama yang muncul memiliki frekuensi dengan nilai sebesar 222Hz. Gelombang kotak kedua yang muncul memiliki frekuensi dengan nilai sebesar 234,7Hz. Gelombang kotak ketiga yang muncul memiliki frekuensi dengan nilai sebesar 202Hz. Nilai frekuensi tersebut kemudian diplot pada grafik, seperti pada gambar 4.16. Setelah melalui perhitungan dan analisa, dapat disimpulkan bahwa vokal “a” memiliki frekuensi minimum 60Hz, frekuensi maksimum 257Hz, dan frekuensi rata-rata 165Hz pada alat elektrolaring yang telah dirancang. Untuk nilai frekuensi minimum, masih tidak masuk dalam frekuensi dasar suara manusia. Namun untuk frekuensi maksimum dan frekuensi rata-rata dari vokal “a” masih masuk ke dalam frekuensi dasar suara manusia.

Selanjutnya, frekuensi diurutkan mulai dari yang terkecil hingga yang terbesar. Setelah itu, dihitung seberapa sering frekuensi tersebut

muncul. Terdapat beberapa frekuensi yang sering muncul pada saat pelafalan vokal “a”, yaitu pada frekuensi 155Hz dan 185Hz. Gambar 4.17 menunjukkan intensitas masing-masing frekuensi yang dihasilkan.

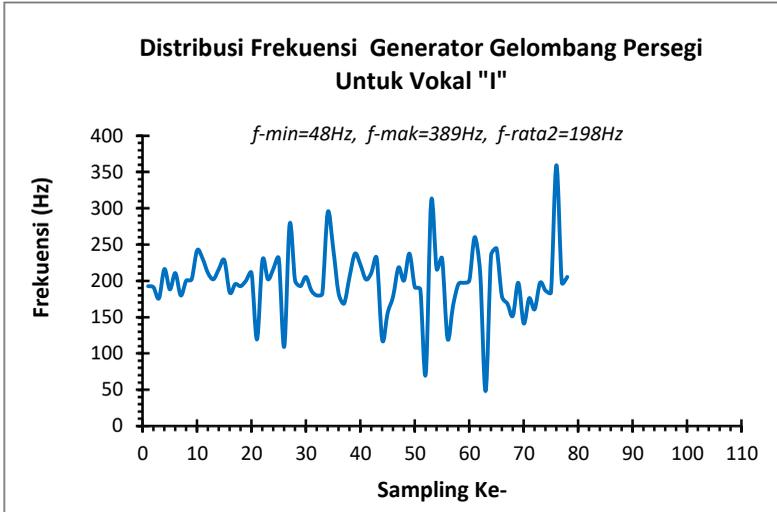


Gambar 4.16 Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vokal “A”

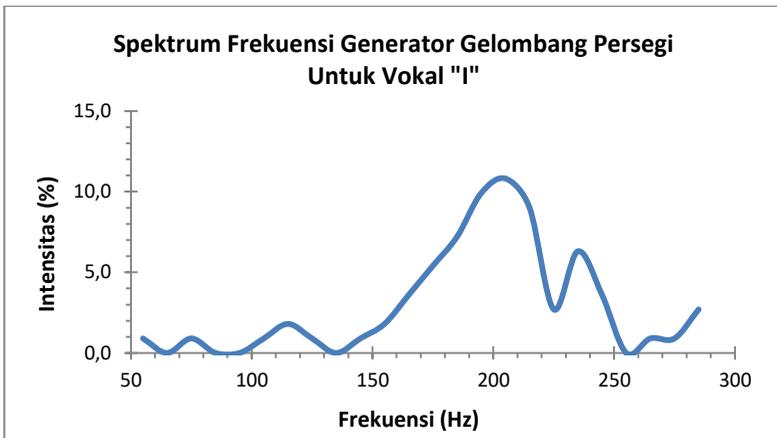


Gambar 4.17 Spektrum frekuensi vokal A

Gambar 4.18 dan gambar 4.19 merupakan grafik atas analisa yang sama untuk vokal “i”. Frekuensi 200Hz merupakan nilai yang sering dihasilkan oleh rangkaian untuk pelafalan vokal “i”.

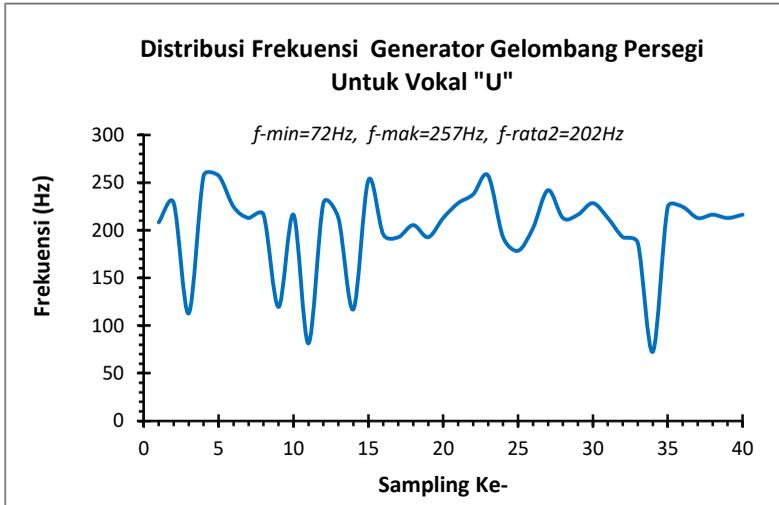


Gambar 4.18 Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vokal “I”

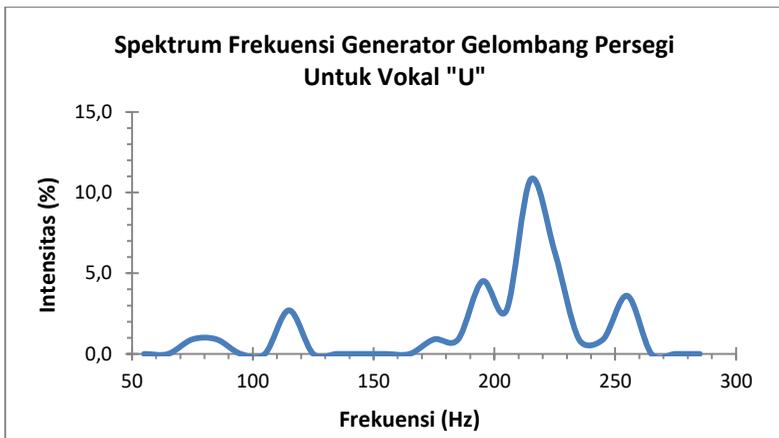


Gambar 4.19 Spektrum frekuensi vokal “I”

Gambar 4.20 dan gambar 4.21 merupakan grafik atas analisa yang sama untuk vokal “u”. Frekuensi 215Hz merupakan nilai yang sering dihasilkan oleh rangkaian untuk pelafalan vokal “u”.

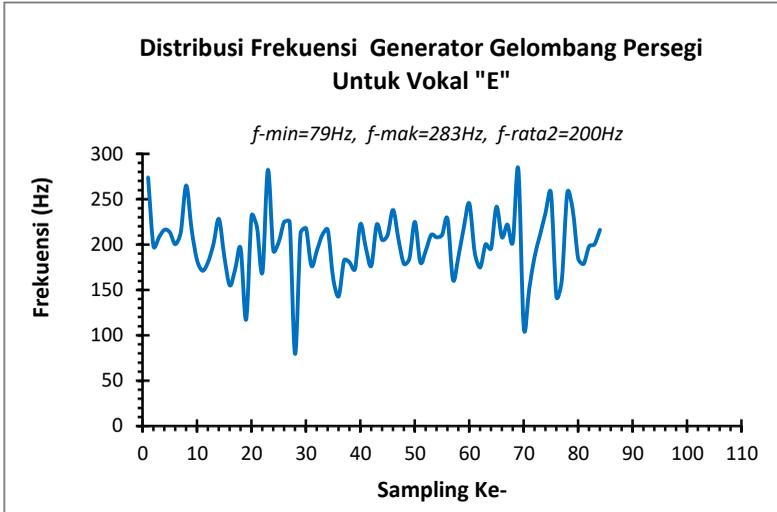


Gambar 4.20 Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vokal “U”

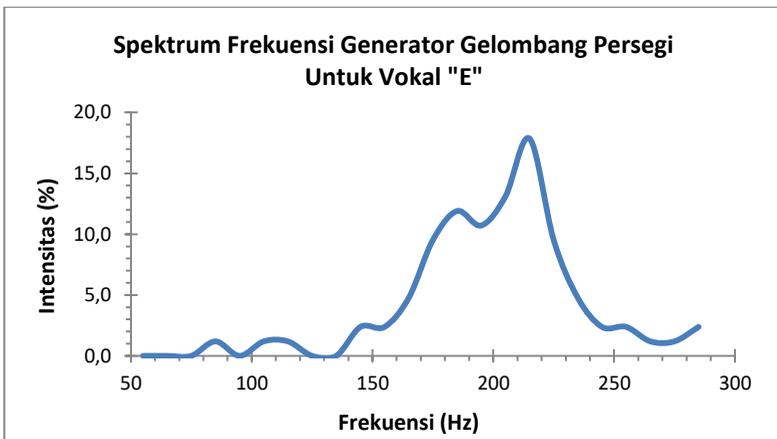


Gambar 4.21 Spektrum frekuensi vokal “U”

Gambar 4.22 dan gambar 4.23 merupakan grafik atas analisa yang sama untuk vokal “e”. Frekuensi 215Hz merupakan nilai yang sering dihasilkan oleh rangkaian untuk pelafalan vokal “e”.

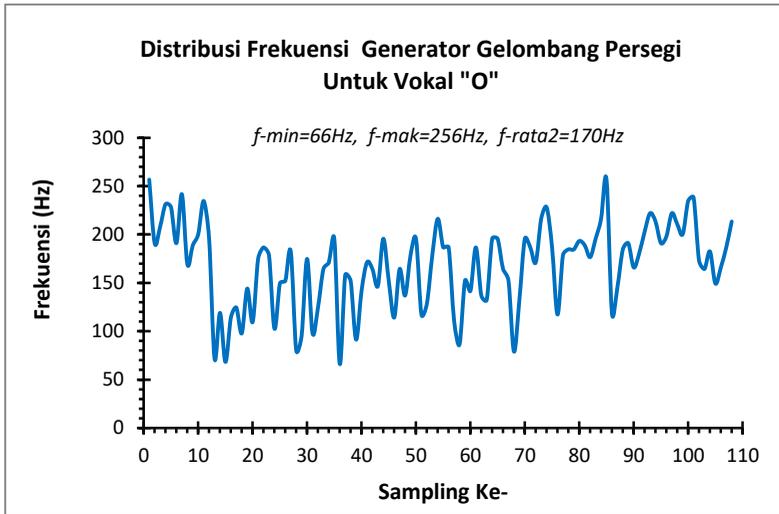


Gambar 4.22 Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vokal “E”

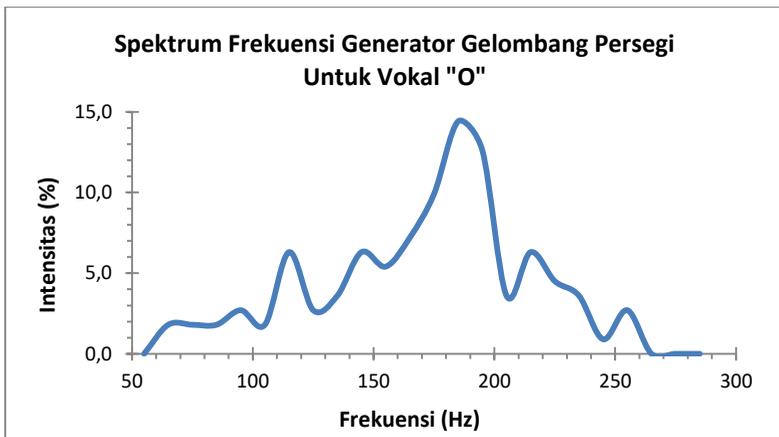


Gambar 4.23 Spektrum frekuensi vokal “E”

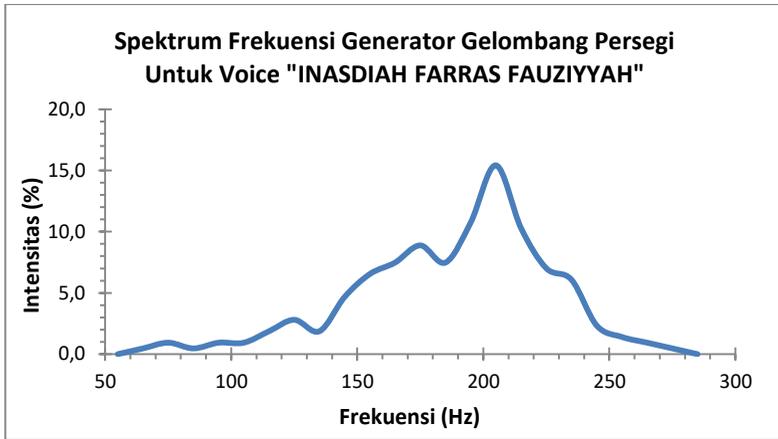
Gambar 4.24 dan gambar 4.25 merupakan grafik atas analisa yang sama untuk vokal “o”. Frekuensi 185Hz merupakan nilai yang sering dihasilkan oleh rangkaian untuk pelafalan vokal “o”.



Gambar 4.24 Distribusi frekuensi generator gelombang persegi untuk vokal “O”



Gambar 4.25 Spektrum frekuensi vokal “O”



Gambar 4.26 Spektrum frekuensi generator gelombang persegi untuk voice "Inasdiah Farras Fauziyyah"

Gambar 4.26 merupakan spektrum yang terbentuk pada saat pelafalan "Inasdiah Farras Fauziyyah". Pada pelafalan kalimat tersebut, frekuensi dominan memiliki nilai sebesar 205Hz.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang dilaksanakan pada tugas akhir ini, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Rangkaian *signal generator* elektrolaring dapat menghasilkan sinyal kotak dengan rentang frekuensi 71Hz hingga 247Hz
2. Besarnya tegangan dari sinyal kotak yang dihasilkan adalah 8,40V pada saat *high* dan 200mV pada saat *low*
3. Sinyal yang dihasilkan dapat digunakan sebagai sinyal penggerak elektrolaring
4. Getaran yang dihasilkan tidak cukup kuat untuk membuat elektrolaring dapat digunakan secara nyata

5.2 Saran

Saran untuk pengembangan elektrolaring selanjutnya adalah:

1. Sebaiknya menggunakan *supply* daya dengan arus yang besar untuk *driver* elektrolaring
2. Sebaiknya dilakukan perbaikan pada mekanik elektrolaring
3. Perancangan elektronika sebaiknya menggunakan komponen SMD agar sistem lebih *compact*
4. Sebaiknya menggunakan otot yang memiliki peran dalam membuat pita suara lebih tegang, bukan otot yang memiliki peran dalam membuat pita suara dalam posisi relaksasi
5. Sebaiknya menggunakan elektroda *nondisposable* agar dapat digunakan secara terus-menerus

-halaman ini sengaja dikosongkan-

REFERENSI

- [1] K. Ooe, C. Rafael, T. Villagran, K. Sekiyama, dan T. Fukuda, "Speech assistance devices controlled by neck myoelectric signal," dalam *Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS), 2011 International Symposium on*, 2011, hlm. 315–320.
- [2] K. Ooe, C. R. T. Villagran, dan T. Fukuda, "Development of the compact control system using of neck emg signal for welfare applications," dalam *Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS), 2010 International Symposium on*, 2010, hlm. 127–132.
- [3] F. Martini *dkk.*, *Fundamentals of anatomy & physiology*. 2018.
- [4] "File:Musculi colli sternohyoideus.svg."
- [5] W. Rahim dan U. Malik, "ANALISIS SPEKTRUM SUARA MANUSIA BERDASARKAN JENIS KELAMIN (GENDER) DAN KELOMPOK UMUR MENGGUNAKAN KOMPUTER," vol. 2, no. 1, hlm. 10, 2015.
- [6] E. A. Goldstein, J. T. Heaton, J. B. Kobler, G. B. Stanley, dan R. E. Hillman, "Design and Implementation of a Hands-Free Electrolarynx Device Controlled by Neck Strap Muscle Electromyographic Activity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 2, hlm. 325–332, Feb 2004.
- [7] A. Kusumojati, "Rancang Bangun Electrolarynx Menggunakan Mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran," Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2014.
- [8] A. Ahmad Dhelfin, "Perancangan Prototipe Elektrolaring Menggunakan H-Bridge Sebagai Penggerak Plunger," Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2010.

- [9] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, dan F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biol. Proced. Online*, vol. 8, no. 1, hlm. 11–35, Des 2006.
- [10] R. F. Coughlin dan F. F. Driscoll, *Operational amplifiers and linear integrated circuits*. New Jersey, USA: Prentice Hall, 2001.
- [11] J. G. Graeme, G. E. Tobey, dan L. P. Huelsman, Ed., *Operational amplifiers: design and applications*, Internat. student ed., 15. print. Auckland: McGraw-Hill, 1983.
- [12] Pujiono, *Rangkaian Elektronika Analog*. Yogyakarta: Graha Ilmu, 2012.
- [13] "How to Build a Voltage Controlled Oscillator (VCO) with a 555 Timer Chip," *Learning about Electronics*. .
- [14] W. W. N., *Teknik Digital*. Jakarta: Penerbit Erlangga, 2006.
- [15] F. Hilsenrath dan B. Pierce, *Digital Logic: Circuits and Systems*. New York: Delmar Publisher Inc., 1988.
- [16] K. Ooe, K. Reina, dan H. Yuya, "Myoelectric Control Method for Controllable Electrolarynx," *IEEE*, 2013.

LAMPIRAN

Data nilai frekuensi untu setiap pelafalan vokal “a”, “i”, “u”, “e”, dan “o”

No	fA (Hz)	fE (Hz)	fO (Hz)	fI (Hz)	fU (Hz)
1	222	273,8	256,7	192,6782	208,2466
2	234,7	197,9	191	190,9855	228,4148
3	202,8	208	208	176,0253	112,7396
4	208	216,2	231,4	216,3098	257,2678
5	180,5	213,4	228,2	188,2176	257,2678
6	216,2	200,3	191	210,7482	224,5173
7	162,7	213,4	241,6	179,9208	212,8112
8	158	265	169,4	200,3606	216,3098
9	202,8	216,2	188,8	202,2245	119,4886
10	219	182,5	200,3	242,0136	216,3098
11	182,5	171,1	234,7	230,8936	81,30081
12	186,7	180,5	195,6	210,7482	228,4148
13	171,1	200,3	71,7	202,2245	212,8112
14	182,5	228,2	119	216,3098	116,9864
15	178,6	186,7	68,2	228,467	252,3341
16	65,71	155	114,1	183,9926	195,5417
17	113,3	172,9	124,5	195,5799	192,6782
18	121,7	195,6	97,8	192,6782	205,4232
19	159,5	117,3	144,1	200,3606	192,6782
20	162,7	231,4	109,5	210,7482	212,8112
21	169,4	219	174,8	119,346	228,4148
22	195,6	169,4	186,7	228,4148	237,6426
23	60,2	282,2	178,6	202,2245	257,2678
24	148	193,3	102,7	216,3098	192,6782

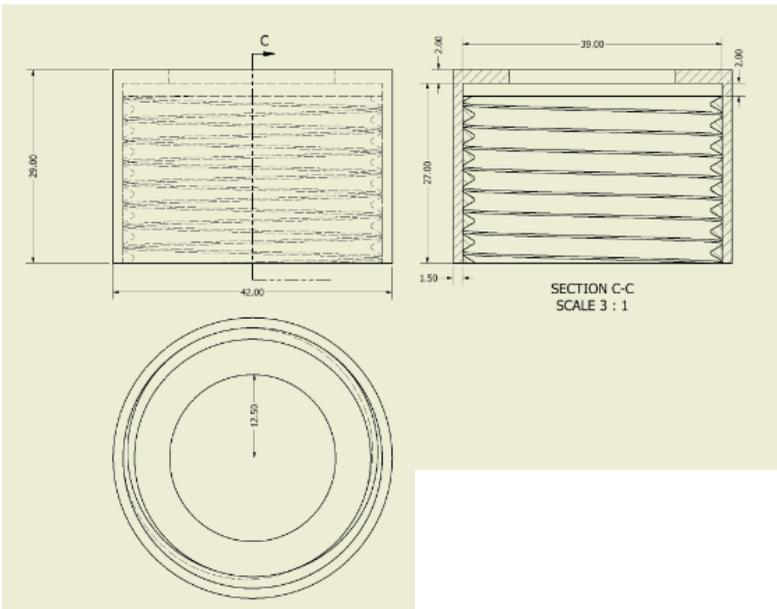
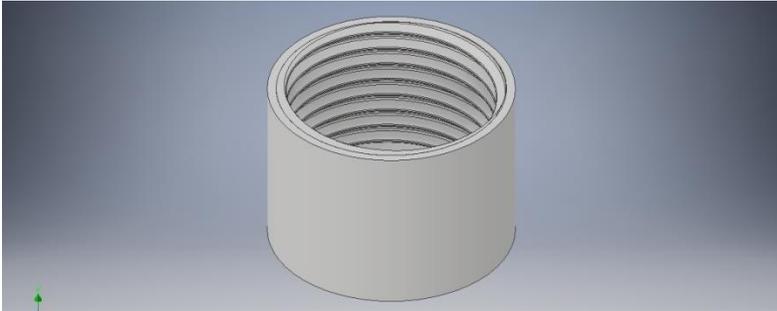
25	144,1	202,8	149,3	230,8936	178,444
26	88,8	225	152,1	109,1584	202,2654
27	138,1	225	182,5	278,1641	241,955
28	120,8	79,4	80,3	200,3606	212,8112
29	169,4	212,3	95,5	192,6782	216,3098
30	127,4	218,1	174,8	205,4232	228,4148
31	176,6	176,6	97,8	186,602	212,8112
32	188,8	193,3	124,5	179,9208	192,6782
33	195,6	210,6	164,3	182,4152	186,602
34	178,6	216,2	171,1	294,4641	72,51632
35	161,1	162,7	195,6	244,7381	224,5173
36	132,5	142,9	66,24	182,4152	224,5173
37	184,6	182,5	158	168,7479	212,8112
38	180,5	180,5	152,1	205,4232	216,3098
39	119,9	172,9	91,3	237,5861	212,8112
40	155	222,5	141,6	222,2222	216,3098
41	126,4	196,2	171,1	202,1019	
42	89,8	176,6	164,3	210,7038	
43	136,9	222	146,7	230,8936	
44	153,5	205	195,6	118,6944	
45	70,8	210,6	152,1	155,8361	
46	87,4	238,1	114,1	178,444	
47	140,4	205,4	164,3	218,4837	
48	152,1	178,6	136,9	200,3606	
49	188,8	184,6	178,6	237,5861	
50	171,1	225	195,6	190,9855	
51	104	180,5	117,3	188,2176	
52	130,4	193,3	128,3	71,68459	
53	146,7	210,6	178,6	309,8853	

54	95	208	216,2	216,3098	
55	141,6	210,6	186,7	230,8936	
56	155	228,2	186,7	120,4384	
57	195,6	161,1	111	165,3166	
58	202,8	186,7	86,3	195,5417	
59	231,4	219	152,1	197,3554	
60	222	245,2	141,6	200,3606	
61	228,2	191	186,7	260,3489	
62	153,5	174,8	136,9	210,7038	
63	159,5	200,3	132,5	48,14636	
64	133,6	195,6	195,6	235,0176	
65	174,8	241,6	195,6	244,858	
66	208	208	164,3	178,444	
67	158	222	152,1	168,7479	
68	191	202,8	79	151,8372	
69	146,7	283,2	132,5	197,3554	
70	149,3	108,8	195,6	141,3228	
71	188,8	150,7	186,7	176,0253	
72	186,7	186,7	171,1	160,8234	
73	174,8	210,6	216,2	197,3554	
74	195,6	234,7	228,2	186,602	
75	213,4	256,7	186,7	183,9926	
76	158	142,9	117,3	359,3245	
77	178,6	161,1	178,6	197,3554	
78	60	256,7	184,6	205,4232	
79	152,1	238,1	184,6		
80	165,9	184,6	193,3		
81	133,6	178,6	188,8		
82	172,9	197,9	176,6		

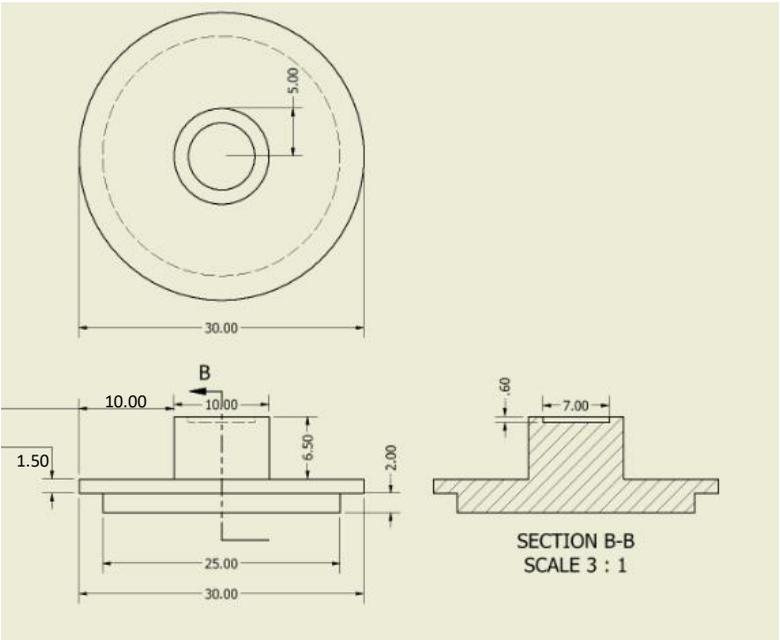
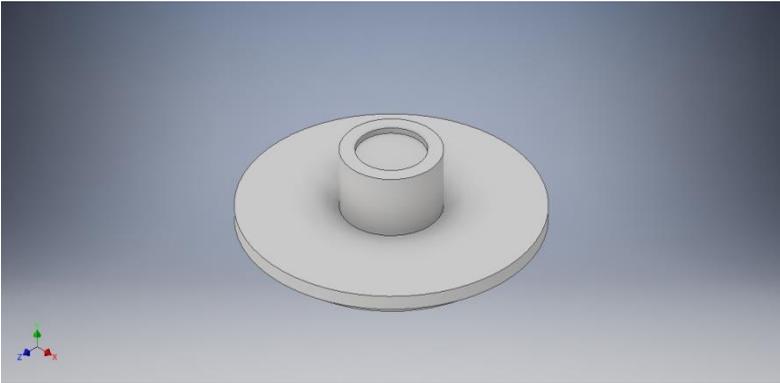
83	208	200,3	195,6		
84	184,6	216,2	216,2		
85	169,4		256,7		
86	202,8		118,2		
87	139,2		145,5		
88	162,7		184,6		
89	186,7		191		
90	231,4		165,9		
91	164,3		180,5		
92	156,5		202,8		
93	186,7		222		
94	191		213,4		
95	256,7		191		
96	153,5		198		
97	150,7		222		
98	200,3		210,6		
99	182,5		200,3		
100	134,7		234,7		
101	186,7		238,1		
102	174,8		173		
103	195,6		164,3		
104			182,5		
105			149,3		
106			165,9		
107			186,7		
108			213,4		
109			225		
110			252,7		
111			210,6		

Desain Mekanik Elektrolaring

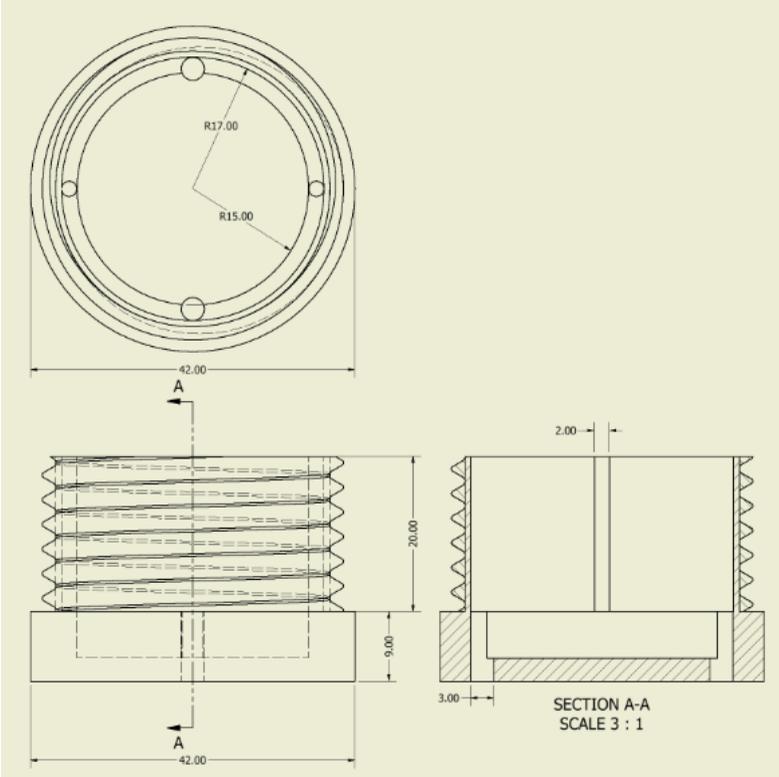
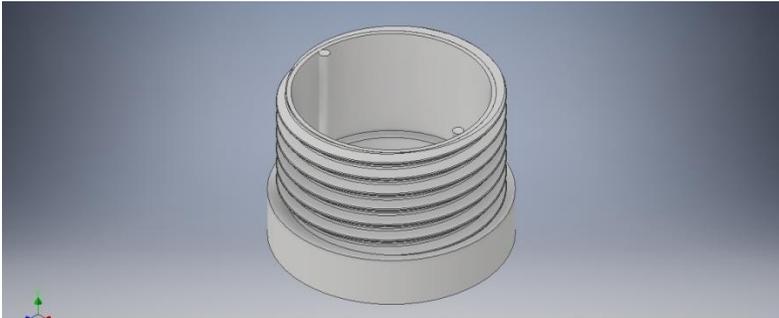
Bagian atas elektrolaring



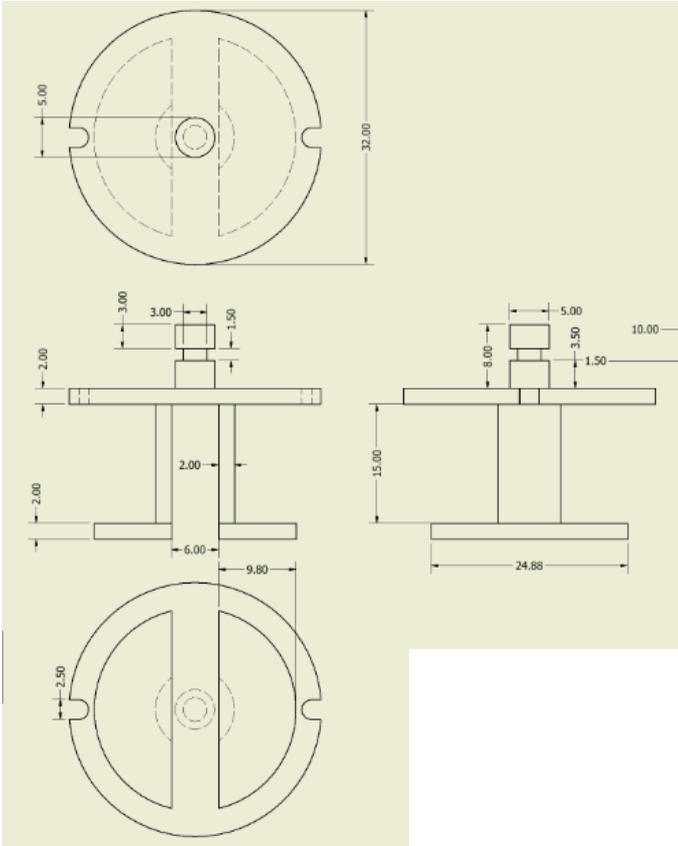
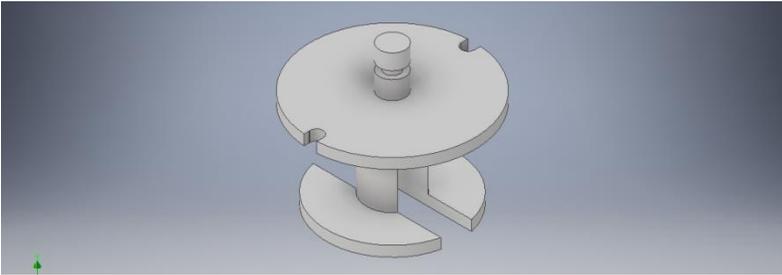
Bagian top head



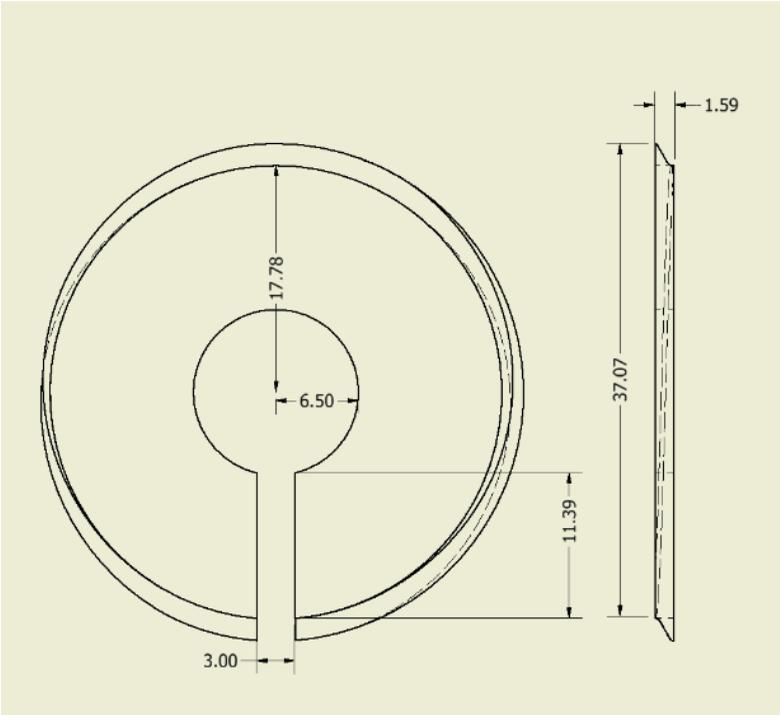
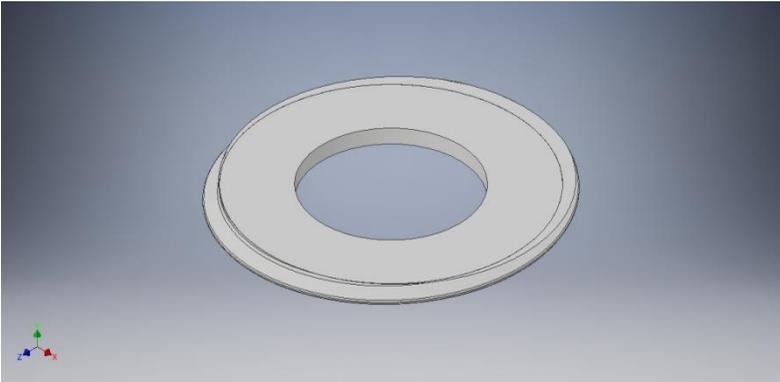
Bagian bawah elektrolaring



Bagian lilitan coil dan pemukul (*plunger*)



Pengunci



-halaman ini sengaja dikosongkan-

BIODATA PENULIS



Penulis lahir di Jombang pada tanggal 4 Agustus 1996. Penulis menempuh pendidikan di SMP 1 Malang, SMA 1 Malang, kemudian melanjutkan studi strata-I di Jurusan Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember pada tahun 2014, dan mendalami bidang elektronika. Selama menjalani studi, penulis aktif dalam kegiatan jurnalistik. Penulis mengikuti Pelatihan Jurnalistik Tingkat Dasar (PJTD) dan juga Pelatihan Jurnalistik Tingkat Lanjut (PJTL). Penulis sempat menjadi staff di Departemen Kominfo HIMATEKTRO serta menjadi sekretaris

event yang diselenggarakan oleh himpunan.