



TESIS - TE142599

**PERANCANGAN KONTROL AKTIVASI *ON-OFF*  
*ELECTROLARYNX* MENGGUNAKAN  
*ELECTROMYOGRAPH***

MIKAIL EKO PRASETYO WIDAGDA  
07111450040013

DOSEN PEMBIMBING  
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.  
Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D.

PROGRAM MAGISTER  
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA  
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO  
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2018





TESIS - TE142599

**PERANCANGAN KONTROL AKTIVASI *ON-OFF*  
*ELECTROLARYNX* MENGGUNAKAN  
*ELECTROMYOGRAPH***

MIKAIL EKO PRASETYO WIDAGDA  
07111450040013

DOSEN PEMBIMBING  
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.  
Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D.

PROGRAM MAGISTER  
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA  
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO  
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2018



## LEMBAR PENGESAHAN

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
Magister Teknik (M.T)

di

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

oleh:

Mikail Eko Prasetyo Widagda

NRP. 07111450040013

Tanggal Ujian: 3 Juli 2018

Periode Wisuda : September 2018

Disetujui oleh:

1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.

NIP: 19700212 199512 1 001

(Pembimbing I)

2. Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D.

NIP: 19810118 200312 1 003

(Pembimbing II)

3. Achmad Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP: 19710314 199702 1 001

(Penguji)

4. Dr. Ir. Hendra Kusuma, M.Eng., Sc.

NIP: 19640902 198903 1 003

(Penguji)

5. Astria Nur Irfansyah, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP: 19810325 201012 1 002

(Penguji)

6. Muhammad Attamimi, B.Eng., M.Eng., Ph.D.

NIP: 1985201711039

(Penguji)

Dekan Fakultas Teknologi Elektro

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

NIP: 197002121995121001

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“PERANCANGAN KONTROL AKTIVASI *ON-OFF ELECTROLARYNX* MENGGUNAKAN *ELECTROMYOGRAPH*”** 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, 3 Juli 2018



Mikail Eko Prasetyo Widagda  
NRP. 07111450040013

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## **PERANCANGAN KONTROL AKTIVASI *ON-OFF* *ELECTROLARYNX* MENGGUNAKAN *ELECTROMYOGRAPH***

Nama mahasiswa : Mikail Eko Prasetyo Widagda  
NRP : 07111450040013  
Pembimbing : 1.Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.  
2.Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D.

### **ABSTRAK**

Perancangan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* adalah suatu teknik kontrol *on-off electrolarynx* yang sistem penggerakannya menggunakan *electromyograph*. Dapat dijelaskan bahwa *electromyograph* mendeteksi potensi listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika otot ini aktif ataupun tidak aktif berkontraksi. Untuk mengetahui *electromyograph* aktif ataupun tidak aktif diperlukan elektroda Ag/AgCl sebagai konduktor yang dilekatkan di permukaan kulit dari otot yang akan di analisa kejadiannya. Otot yang digunakan sebagai kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* adalah otot ekstrinsik laring pada leher. *Electrolarynx* tersebut akan digunakan oleh penderita tuna laring dan tuna rungu (orang bisu) sebagai alat bantu bicara yang menggetarkan pita suara atau sebagai getar pita suara buatan.

Dipilihnya otot ekstrinsik laring sebagai kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* karena otot ekstrinsik laring inilah yang tersisa setelah dilakukan operasi laring (*laryngectomy*). Otot ekstrinsik laring terletak di daerah sekitar kerongkongan dan otot laring tersebut sangat berpengaruh pada proses bicara. Oleh sebab itu *electrolarynx* sangat dibutuhkan agar tuna laring dan tuna rungu dapat berbicara kembali.

Perancangan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* dilakukan dengan cara melekatkan elektroda Ag/AgCl pada permukaan kulit leher tepat dibawah rahang bawah mulut yang kemudian akan terdeteksi potensi listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika otot ini aktif ataupun tidak aktif berkontraksi sebagai masukan sinyal analog pada instrumentasi *electromyograph*. Instrumentasi *electromyograph* akan mengeluarkan sinyal analog menuju arduino nano sebagai pengolah sinyal analog menjadi sinyal digital untuk memberikan pengkodean pada rangkaian *relay* DC agar bisa menggetarkan *electrolarynx*.

Hasil uji coba perancangan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* sudah di uji di Sekolah Luar Biasa (SLB) dan mendapatkan hasil uji coba yang beraneka ragam, ada suara terdengar kecil, ada suara bercampur udara, dan ada yang tidak terdengar suara saat menggunakan *electrolarynx*. Hasil uji coba lainnya di depan dokter spesialis THT, secara lisan dokter setuju dengan hasil uji alat tersebut karena *electrolarynx* dapat membantu pasien tuna laring bicara. Alat ini diharapkan dapat di produksi dengan harga yang terjangkau.

**Kata kunci:** *Electrolarynx*, Elektroda Ag/AgCl, Laring.

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

***DESIGN OF ACTIVATION ON-OFF CONTROL  
ON ELECTROLARYNX  
USING ELECTROMYOGRAPH***

By : Mikail Eko Prasetyo Widagda  
Student Identity Number : 07111450040013  
Supervisor(s) : 1.Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.  
2.Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D.

**ABSTRACT**

The design of electrolarynx on-off activation control using electromyograph is an electrolarynx on-off control technique that drives the system using electromyograph. It can be explained that the electromyograph detects the electrical potential generated by the muscle cells when these muscles are active or inactive contracting. To determine the active or inactive electromyograph, an Ag / AgCl electrode is needed as a conductor attached to the skin surface of the muscle which will be analyzed. The muscle used as a control for electrolarynx on-off activation is the extrinsic laryngeal muscle in the neck. The electrolarynx will be used by laryngeal and deaf tuna sufferers (mute people) as speech aids that vibrate the vocal cords or as vibrating artificial vocal cords.

The extrinsic laryngeal muscle was chosen as the control of on-off electrolarynx activation because the extrinsic laryngeal muscle was left after laryngeal surgery (laryngectomy). Extrinsic laryngeal muscles located in the area around the esophagus and the laryngeal muscles are very influential in the speech process. Therefore electrolarynx is needed so that the tuna laring and deaf can talk again.

Designing the on-off electrolarynx activation control using electromyograph is done by attaching the Ag / AgCl electrode to the surface of the neck skin just below the lower jaw of the mouth which then will detect the electrical potential generated by muscle cells when the muscle is active or not actively contracting as an analog signal input electromyograph instrumentation. The electromyograph instrument will output analog signals to arduino nano as analog signal processors into digital signals to provide encoding on DC relay circuits in order to vibrate electrolarynx.

The results of the trial design of the electrolarynx on-off activation control using electromyograph have been tested in Sekolah Luar Biasa (SLB) and get the results of various trials, there is a small sound, there is sound mixed with air, and there are no audible sounds when using electrolarynx . Other trial results in front of THT specialists, orally, the doctor agrees with the test results of the device because electrolarynx can help the larynx patient. This tool is expected to be produced at an affordable price.

**Keywords:** Electrolarynx, Ag/AgCl Electrode, Larynx.

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis menghaturkan kepada Tuhan Yesus Kristus dan Bunda Maria atas semua curahan berkat, rahmat, dan kasih karunia dalam segala penyelenggaraan-Nya yang tiada berkesudahan. Berkat bimbingan-Nya tesis ini dapat diselesaikan penulis dengan baik.

Dengan selesai dibuatnya Tesis ini yang merupakan salah satu syarat untuk meraih gelar sarjana Magister Teknik pada Program Magister, Bidang Keahlian Teknik Elektronika, Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, pada kesempatan ini penulis mengucapkan terimakasih yang sebesar-besarnya kepada :

1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T., selaku pembimbing I atas segala bantuan berupa saran, ide, serta pemikiran yang sangat penulis perlukan dari awal proposal hingga selesainya Tesis.
2. Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D., selaku pembimbing II atas segala bantuan dalam membimbing dengan sabar dan mengarahkan penulis dari awal proposal hingga selesainya Tesis.
3. Dr. dr. Muhtarum Yusuf, Sp. THT–KL (K), FICS, selaku Kepala Departemen THT–KL FK UNAIR RSUD dr. Soetomo Surabaya atas segala bantuan dalam memberikan informasi mengenai THT dan bertatap muka langsung dengan para penderita laring di RSUD dr. Soetomo Surabaya.
4. dr. Sudhana Sogata, Sp. KFR (Spesialis Kedokteran Fisik dan Rehabilitasi), di RS. dr. Kanujoso Djatiwibowo Balikpapan atas segala bantuan dalam memberikan informasi seputar laring dan otot laring.
5. dr. Fajar Rudy Qimindra, Sp. S (Poliklinik EEG dan EMG), di RS. Pertamina Balikpapan atas segala bantuan dalam memberikan informasi seputar laring, otot laring dan *electromyography* (EMG).
6. dr. Erica Lukman, Sp. THT–KL, MQIH, Sp. KL, selaku Kepala Panacea Clinic Balikpapan atas segala bantuan dalam memberikan informasi mengenai THT dan mengujikan alat *electrolarynx* serta memberikan kesempatan untuk mengembangkan *electrolarynx*.

7. Direktur Politeknik Negeri Balikpapan, Ketua Jurusan Teknik Elektronika Politeknik Negeri Balikpapan, Kepala Kepegawaian Politeknik Negeri Balikpapan yang telah memberikan kesempatan untuk melanjutkan kuliah kejenjang Magister Teknik di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya hingga lulus kuliah.
8. Kepala Sekolah, Wakil Kepala Sekolah, dan bapak/ibu guru di Sekolah Luar Biasa (SLB) Negeri Balikpapan dan Sekolah Luar Biasa (SLB) Tunas Bangsa Balikpapan yang telah membantu penulis dalam uji coba *electrolarynx* kepada siswa/siswinya.
9. Alm. Bapak Drs. Petrus Mulyono, M.Pd., Ibu C.A. Sri Karsetyowati, serta adik Maria Dwi Widyasari, S.Pd., dan adik Gracio Sukmo Hutomo yang telah memberikan bantuan yang tidak ternilai baiknya berupa materiil maupun bantuan moril.
10. Bapak Bellarminus Subiyanto, MBA., Ibu Yosephine Widyantarti, Irene Arni Hapsari, Emmanuel Priyandito, Sekar Wulan Prasetya, Raphael, Mikhael, yang telah memberikan bantuan yang tidak ternilai baiknya.
11. Maria Bertha Wulansari, S.E., istri terkasih yang selalu bersama, mendukung, dan memberikan semangat untuk tidak mudah putus asa.
12. Teman-teman selama kuliah di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Program Magister Bidang Keahlian Teknik Elektronika : Ali Zainal Abidin, Tri Susanto, Ali U, Ali A, Hery Ardiansyah, Handi, Rahmat Saleh, Gamma, Budi, Rahman, dan semuanya yang tidak disebutkan satu-persatu.
13. Teman-teman main : Ondra, Sawal, Stefanus Purwantoro, Renata Purnawarman, Alexius Rukmono, Muhammad Romly, Putra Bagus Ramadhan, , Mas Mulyono, Thanks a lot for everything.
14. Teman-teman Sekolah Robot Indonesia : Mas Dhadang S.B.W dan mas Eric Dirgahayu, yang sudah memberikan tempatnya serta bantuan yang luar biasa kepada penulis.

Secara khusus penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada yang terhormat :

1. Rektor Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
2. Dekan Fakultas Teknologi Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

3. Ketua Program Studi Pascasarjana Departemen Teknik Elektro Fakultas Teknologi Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
4. Kepala Bagian Adm. Pembelajaran BAPKM Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
5. Kepala Perpustakaan Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
6. Dr. Muhammad Rivai, S.T., M.T., selaku Koordinator Bidang Keahlian Teknik Elektronika Prodi Magister Teknik Elektro ITS.
7. Dr. Muhammad Rivai, S.T., M.T., Dr. Rony Seto Wibowo, S.T., M.T., Ir. Rusdhianto Effendy, M.T., Dr. Ir. Suwadi, M.T., Drs. Nurul Hidayat, M.Komp, Dr. Dra. Erna Apriliani, M.Si, Dr. Dwi Ratna S, M.T., Endah Rochmati MP, S.Si, M.T., Bapak dan ibu dosen yang telah mengajar selama kuliah di jenjang Pra Magister (S2) Institut Teknologi Sepuluh Nopember Tahap Ke-2 Tahun Akademik 2013.
8. Ir. Djoko Purwanto, M.Eng., Ph.D., Dr. Muhammad Rivai, S.T., M.T., Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T., Achmad Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D., Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D., Bapak dosen yang telah mengajar selama kuliah di jenjang Magister Teknik (S2) Institut Teknologi Sepuluh Nopember Tahun Akademik 2014.
9. Seluruh *staf* dan karyawan di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Semoga Tuhan Yang Maha Esa membalas semua kebaikan yang telah mereka berikan kepada penulis.

Penulis menyadari bahwa masih ada kelemahan dan kekurangan dari karya tulis dan penelitian tesis ini, sehingga segala sesuatu saran yang bersifat membangun akan menjadi masukan bagi penulis dan diterima dengan senang hati. Pada akhirnya penulis berharap semoga karya tulis dan penelitian tesis ini dapat bermanfaat dan dapat digunakan oleh mahasiswa Program Pascasarjana Teknik Elektro dalam penulisan buku tesis di kemudian hari.

Surabaya, 3 Juli 2018

Penulis

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS.....	v
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT.....	ix
DAFTAR ISI.....	xv
DAFTAR GAMBAR.....	xix
DAFTAR TABEL.....	xxiii
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan.....	3
1.4 Batasan Masalah.....	3
1.5 Kontribusi.....	3
1.6 Metodologi Penelitian.....	4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA.....	5
2.1 Anatomi dan Fisiologi Laring.....	5
2.1.1. Anatomi Laring.....	10
2.1.2. Fisiologi Laring.....	11
2.2 Elektroda Ag/AgCl.....	13
2.3 Pengontrol Gerak <i>Electrolarynx</i> .....	14
2.3.1. Rangkaian <i>Protection Circuit</i> .....	15
2.3.2. Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i> .....	16
2.3.3. Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF)</i> .....	17
2.3.4. Rangkaian <i>High Pass Filter (HPF)</i> .....	22
2.3.5. Rangkaian <i>Notch Filter/Rangkaian Band Stop Filter (BSF)</i> .....	27
2.3.6. Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> .....	28

2.3.7. Rangkaian <i>Rectifier</i> .....	29
2.3.8. Rangkaian <i>Direct Current (DC) Output Amplifier</i> .....	31
2.4 <i>Electrolarynx</i> .....	32
2.5 Suara Mulut Manusia.....	34
2.6 <i>Fishbone</i> Diagram Penelitian.....	37
<b>BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN</b> .....	<b>39</b>
3.1 Studi Pustaka dan Literatur.....	40
3.1.1. Mempelajari Referensi Tentang <i>Electromyography (EMG)</i> .....	42
3.1.2. Mempelajari Referensi Tentang <i>Electrolarynx</i> .....	42
3.1.3. Mempelajari Referensi Tentang <i>Microcontroller</i> .....	42
3.1.4. Mempelajari Referensi Tentang Pembentukan Suara, Intonasi.....	43
3.1.4.1. Mempelajari Referensi Tentang Pembentukan Suara.....	43
3.1.4.2. Mempelajari Referensi Tentang Intonasi.....	44
3.2 Perancangan Alat <i>Electrolarynx</i> dan Perancangan Rangkaian <i>Electromyography (EMG)</i> .....	48
3.2.1. Perancangan Alat <i>Electrolarynx</i> .....	48
3.2.1.1. Alat-alat yang digunakan.....	48
3.2.1.2. Disain Tampak Depan Bentuk Luar Kepala <i>Electrolarynx</i> .....	54
3.2.1.3. Disain Tampak Atas Bentuk Dalam <i>Electrolarynx</i> .....	55
3.2.2. Perancangan Rangkaian <i>Electromyography (EMG)</i> .....	56
3.2.2.1. Rangkaian <i>Protection Circuit</i> .....	56
3.2.2.2. Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier (Gain=12,23x)</i> .....	57
3.2.2.3. Rangkaian <i>Right Leg Driver (RLD)</i> .....	58
3.2.2.4. Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF) 500Hz</i> .....	58
3.2.2.5. Rangkaian <i>High Pass Filter (HPF) 0Hz</i> .....	59
3.2.2.6. Rangkaian <i>Notch Filter/BSF 50Hz</i> .....	60
3.2.2.7. Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier (Gain=200x)</i> .....	61
3.2.2.8. Rangkaian <i>Rectifier/Precision Full Wave Rectifier</i> .....	61
3.2.2.9. Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF) 1,97Hz</i> .....	62

3.2.2.10. Rangkaian <i>DC Output Amplifier</i> ( <i>Gain=50Hz</i> ).....	63
3.3 Pengujian Hasil.....	64
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....	65
4.1 Pengujian Aplikasi Perangkat Keras ( <i>Hardware</i> ).....	65
4.1.1. Peralatan yang Berhubungan dengan <i>Electrolarynx</i> .....	65
4.1.2. Peralatan yang Berhubungan dengan <i>Driver</i> (Penggerak)	
<i>Electrolarynx</i> .....	73
4.2 Pengujian Aplikasi Perangkat Keras ( <i>Hardware</i> ) dengan Perangkat Lunak	
( <i>Software</i> ).....	74
4.2.1. Pengujian <i>Electromyography</i> .....	79
4.3 Pengujian Kontrol Aktivasi <i>On-Off Electrolarynx</i> Menggunakan	
<i>Electromyography</i> .....	80
BAB 5 KESIMPULAN.....	83
DAFTAR PUSTAKA.....	85
RIWAYAT PENULIS.....	89
LAMPIRAN.....	91

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Operasi <i>Larynx</i> .....	5
Gambar 2.2 Otot Ekstrinsik.....	7
Gambar 2.3 Letak Dari Otot Interaritenioides Transversal Dan Oblik Serta Otot Krikotiroideus.....	9
Gambar 2.4 Letak Dari Otot Krikoaritenioides Posterior.....	9
Gambar 2.5 Letak Dari Otot Tiroaritenioides dan Otot Vokalis Serta Otot Krikoaritenioides Lateral.....	10
Gambar 2.6 Susunan Anatomi Laring Manusia.....	12
Gambar 2.7 Sistem Pernafasan.....	12
Gambar 2.8 Posisi Pita Suara Saat Fonasi dan Respirasi.....	13
Gambar 2.9 Elektroda Gel.....	14
Gambar 2.10 Elektroda Ag/AgCl.....	14
Gambar 2.11 <i>Board Arduino Nano (User Manual Arduino Nano V2.3)</i> .....	14
Gambar 2.12 Rangkaian <i>Protection Circuit</i> .....	15
Gambar 2.13 Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i> .....	16
Gambar 2.14 Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF) -20dB/dec</i> .....	21
Gambar 2.15 Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF) -40dB/dec</i> .....	21
Gambar 2.16 Rangkaian <i>Low Pass Filter (LPF) -60dB/dec</i> .....	22
Gambar 2.17 Rangkaian <i>High Pass Filter (HPF) +20dB/dec</i> .....	26
Gambar 2.18 Rangkaian <i>High Pass Filter (HPF) +40dB/dec</i> .....	26
Gambar 2.19 Rangkaian <i>High Pass Filter (HPF) +60dB/dec</i> .....	27
Gambar 2.20 Rangkaian <i>Band Stop Filter (BSF)/Rangkaian Notch Filter</i> .....	27
Gambar 2.21 Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> menggunakan <i>Op-Amp tipe 741</i> .....	28
Gambar 2.22 Bentuk Sinyal <i>Input</i> dan <i>Output</i> Penguat Tak Membalik ( <i>Non-Inverting Amplifier</i> ).....	29
Gambar 2.23 Alat Ukur <i>Cathoda Ray Oscilloscope (CRO)</i> .....	29
Gambar 2.24 Rangkaian <i>Rectifier</i> .....	31

Gambar 2.25 Rangkaian <i>Filter Capacitor</i> .....	31
Gambar 2.26 Dioda dialiri Arus.....	32
Gambar 2.27 Cara Berbicara Menggunakan <i>Electrolarynx</i> .....	32
Gambar 2.28 <i>Larynx</i> yang diberi Tutup Supaya Tidak Menyebabkan Infeksi pada Saluran Pernafasan yang Ada di Dalam Tubuh.....	33
Gambar 2.29 The Western Electric <i>Electrolarynx</i> .....	34
Gambar 2.30 Gerakan Diafragma Sewaktu Bernafas.....	35
Gambar 2.31 Gerakan Rusuk Sewaktu Bernafas.....	35
Gambar 2.32 Anatomi Pita Suara Manusia Dalam Laring.....	36
Gambar 2.33 Bentuk Anatomi Pita Suara Manusia Saat Terbuka dan Menutup.....	36
Gambar 2.34 Diagram <i>Fishbone</i> .....	37
Gambar 3.1 <i>Flowchart</i> Tahapan Penelitian <i>Electromyography</i> (EMG).....	41
Gambar 3.2 Ilustrasi Studi Pustaka dan Literatur.....	45
Gambar 3.3 Diagram Blok Sistem Kerja <i>Electromyography</i> (EMG).....	45
Gambar 3.4 Diagram Blok Pengolahan Intonasi Suara.....	46
Gambar 3.5 Proses Pengenalan Suara Langsung Dari Mulut Penderita Laring.....	46
Gambar 3.6 Organ Pembentuk Suara Manusia.....	47
Gambar 3.7 Skematik Sistem Produksi Suara Manusia.....	47
Gambar 3.8 Alat Penggulung Kawat Tembaga.....	48
Gambar 3.9 Aturan Tangan Kanan.....	49
Gambar 3.10 Perhitungan Luas Penampang Klos Lilitan Kawat Tembaga.....	50
Gambar 3.11 Media Penghitung Jumlah Lilitan.....	51
Gambar 3.12 Tang Penjepit.....	52
Gambar 3.13 Obeng Plus dan Obeng Minus.....	52
Gambar 3.14 Kawat Tembaga.....	53
Gambar 3.15 Klos Tempat Lilitan Kawat Tembaga.....	53
Gambar 3.16 Multimeter Analog.....	53
Gambar 3.17 Alat 3D <i>Print</i> .....	53
Gambar 3.18 Gambar Disain Tampak Depan Bentuk Luar <i>Electrolarynx</i> .....	54

Gambar 3.19 Gambar Disain Tampak Atas Bentuk Dalam <i>Electrolarynx</i> .....	55
Gambar 3.20 Rangkaian <i>Protection Circuit</i> .....	56
Gambar 3.21 Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i> dengan <i>Gain</i> =12,23x.....	57
Gambar 3.22 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> (LPF) 500Hz.....	59
Gambar 3.23 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> (HPF) 0Hz.....	60
Gambar 3.24 Rangkaian <i>Notch Filter/Band Stop Filter</i> (BSF) 50Hz.....	61
Gambar 3.25 Rangkaian <i>Non-Inverting Amplifier</i> dengan <i>Gain</i> =200x.....	62
Gambar 3.26 Rangkaian <i>Rectifier/Precision Full Wave Rectifier</i> .....	62
Gambar 3.27 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> (LPF) 1,97Hz.....	63
Gambar 3.28 Rangkaian <i>DC Output Amplifier</i> dengan <i>Gain</i> =50x.....	63
Gambar 3.29 Pengujian Sinyal Otot Laring.....	64
Gambar 4.1 Arah Garis-garis Medan Magnet.....	66
Gambar 4.2 Klos Tempat Lilitan Kumparan Kawat Tembaga dan Lilitan Kumparan Kawat Tembaga.....	66
Gambar 4.3 Magnet.....	67
Gambar 4.4 Membran Karet.....	67
Gambar 4.5 <i>Head Casing Electrolarynx</i> .....	68
Gambar 4.6 Hasil Uji Coba Perangkat Keras ( <i>Hardware</i> ).....	68
Gambar 4.7 Medan Magnet pada Solenoida.....	72
Gambar 4.8 Pengujian Bicara Tanpa Mengeluarkan Suara dibantu <i>Microphone</i> ....	72
Gambar 4.9 Rangkaian <i>Electromyography</i> (EMG).....	72
Gambar 4.10 Elektroda Ag/AgCl dan Kabel Konektor ke Rangkaian <i>Electromyography</i> (EMG).....	72
Gambar 4.11 <i>Board Arduino Nano</i> .....	73
Gambar 4.12 Tampilan <i>Chart</i> .....	75
Gambar 4.13 Tampilan <i>Menu</i> Pengoperasian Perangkat Lunak di Layar Monitor...75	75
Gambar 4.14 Tampilan <i>Menu Setting Port</i> pada Komputer .....76	76
Gambar 4.15 Tampilan Koneksi Tidak Aktif/Aktif.....77	77
Gambar 4.16 Tampilan Data ADC dan <i>Electrolarynx</i> .....77	77

Gambar 4.17 Susunan <i>Database</i> .....	77
Gambar 4.18 Urutan Proses <i>Database</i> .....	78
Gambar 4.19 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘APA’ menggunakan Rangkaian <i>Electromyography</i> .....	79
Gambar 4.20 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘HALO APA KABAR’ menggunakan Rangkaian <i>Electromyography</i> .....	79
Gambar 4.21 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘HALO’ menggunakan Rangkaian <i>Electromyography</i> .....	80
Gambar 4.22 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘HALO-HALO’ menggunakan Rangkaian <i>Electromyography</i> .....	80
Gambar 4.23 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘KABAR’ menggunakan Rangkaian <i>Electromyography</i> .....	80
Gambar 4.24 Pengujian Kontrol Intonasi <i>Electrolarynx</i> Menggunakan <i>Electromyography</i> .....	81
Gambar 4.25 Hasil Keluaran Sinyal Saat Berbicara Menggunakan <i>Electrolarynx</i> dan Elektroda Ag/AgCl.....	81

## DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Uji Coba Siswa/siswi Tuna Rungu Menggunakan <i>Electrolarynx</i> di SLB Tunas Bangsa Balikpapan.....	69
Tabel 4.2 Uji Coba Siswa/siswi Tuna Rungu Menggunakan <i>Electrolarynx</i> di SLB Tunas Bangsa Balikpapan.....	70

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Kehilangan pita suara disebut dengan Tuna Laring. Kehilangan laring menyebabkan hilangnya kemampuan untuk menghasilkan suara dan berbicara. Menurut [23], lebih dari 600.000 orang di dunia penderita tuna laring (*laryngectomy*). Kehilangan pita suara tersebut disebabkan oleh banyak faktor, baik oleh karena virus pada laring atau karena terjadinya kecelakaan yang mengakibatkan pengangkatan pita suara.

Menurut data di Poli Audiologi THT-KL RSUD dr. Soetomo (2001-2009) tercatat 100 pasien penderita kanker laring yang telah menjalani operasi pengangkatan pita suara. Berbagai upaya agar para penderita tuna laring dapat kembali berbicara telah dilakukan. Menurut Shi K. CH, dkk., 2001; Liu H, dkk., 2007; Nusdwinuringtyas N, 2007; Nakamura K, 2010; Sardjono T.A, dkk., 2011; ada tiga cara yang telah dikenal, yaitu *Tracheo Esophageal* (TE), alat bantu yang ditanam (*shunt*); *Esophageal Speech* (SE), wicara *esophagus* (suara perut); *Electrolaryngeal* (EL), *electrolarynx speech*.

Dari tiga cara tersebut di atas, *electrolarynx speech* merupakan metoda yang paling mudah digunakan, akan tetapi kualitas suara yang dihasilkan sangat datar dan tidak ada intonasi sehingga terasa *monotone* terkesan mirip suara robot. Suara manusia dihasilkan dari kombinasi udara yang mengalir melewati paru-paru dan digetarkan oleh pita suara, serta diartikulasi oleh bentuk mulut dan hidung. Oleh karena itu, setelah pengangkatan *larynx* (juga pita suara) pasien *laryngectomy* tidak dapat berbicara secara normal lagi sebagaimana sebelum di operasi.

*Electrolarynx* mampu menghasilkan suara dengan cara menempelkan alat tersebut pada bagian leher yang berdekatan dengan kerongkongan. Laring (pangkal tenggorokan) merupakan bagian pangkal dari saluran pernapasan (trakea). Laring tersusun atas tulang rawan yang berupa lempengan dan membentuk struktur jakun. Diatas laring terdapat katup (*epiglottis*) yang akan

menutup saat menelan. Katup berfungsi mencegah makanan dan minuman masuk ke saluran pernapasan. Pada pangkal laring terdapat selaput suara. Selaput suara akan bergetar jika terhembus udara dari paru-paru. *Electrolarynx* memiliki kepala yang bergetar dan digunakan sebagai sumber suara untuk berbicara. Getaran tersebut akan mengeluarkan suara sesuai dengan pergerakan otot leher saat manusia melakukan buka tutup mulut tanpa bersamaan dengan suara asli dari dalam mulut.

Dalam hal kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* memperhatikan gerakan buka tutup mulut saat berbicara dan berkontraksinya otot ekstrinsik laring pada leher yang di deteksi oleh elektroda Ag/AgCl, sehingga *electrolarynx* akan bergetar aktif mengikuti gerakan mulut saat berbicara yang di kode oleh arduino nano kepada *relay DC*. *Electrolarynx* tidak aktif bergetar saat tidak ada gerakan mulut saat berbicara.

Harapannya pada penelitian saat ini, *electrolarynx* dikontrol aktivasi *on-off* nya dengan menggunakan *electromyograph* supaya bisa membantu manusia untuk berbicara dengan baik dan optimal, baik dari segi mekanik yang sederhana dan suaranya yang terdengar jelas.

## 1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan dari tinjauan latar belakang di atas, maka dapat dilakukan perumusan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimana merancang rangkaian *electromyograph*.
2. Bagaimana merancang rangkaian *electrolarynx*.
3. Bagaimana merancang kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph*.

## 1.3 Tujuan

Adapun tujuan dan manfaat dilakukan penelitian ini yaitu :

1. Rangkaian *electromyograph* dapat memunculkan sinyal suara dari gerakan otot ekstrinsik laring pada leher yang berdekatan dengan kerongkongan pada osiloskop.

2. Rangkaian *electromyograph* dapat menggetarkan kepala *electrolarynx* yang berfungsi membantu getar pita suara sebagai sumber suara untuk berbicara.
3. Mengaktifkan kontrol *on-off electrolarynx* suara tuna *larynx* dan tuna wicara (orang bisu) dari alat bantu bicara (*electrolarynx*) menggunakan *electromyograph*.

#### **1.4 Batasan Masalah**

Dalam penelitian ini dibatasi oleh beberapa hal, yaitu :

1. Elektroda Ag/AgCl ditempelkan pada otot ekstrinsik laring pada leher dekat dengan kerongkongan.
2. Elektroda Ag/AgCl mengontrol aktivasi *on-off electrolarynx*.
3. Kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan gerakan otot ekstrinsik laring pada leher.

#### **1.5 Kontribusi**

Kontribusi yang diharapkan dari hasil penelitian tesis terkait dengan tujuan penelitian akan dijadikan alat bantu bicara bagi penderita tuna laring (*laryngectomy*) dan siswa-siswi tuna rungu/tuna wicara di Sekolah Luar Biasa (SLB) agar bisa berkomunikasi dengan lawan bicaranya.

#### **1.6 Metodologi Penelitian**

Dalam penyelesaian tesis ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi *Literature*.

Mengumpulkan dasar teori yang menunjang dalam penulisan tesis ini. Dasar teori ini dapat di ambil dari buku-buku, jurnal, dan artikel-artikel di internet.

2. Perancangan Sistem.

Sistem yang akan di rancang menggunakan rangkaian elektronika, dan arduino nano, serta menggunakan media pemrograman *delphi*

untuk pengujian bentuk keluaran gelombang sinyal *electromyography* (EMG).

### 3. Pengujian Sistem.

Pengujian sistem dilakukan dengan beberapa hal, yaitu:

- a. Pengujian per bagian dari rangkaian elektronika untuk mengetahui kerja elektroda Ag/AgCl dan *electrolarynx*.
- b. Pengujian langsung guna mencari sampel data untuk mengetahui keoptimalan fungsi dari elektroda Ag/AgCl dan *electrolarynx* yang telah dikerjakan.

### 4. Pengolahan Data.

Pengolahan data dilakukan dengan menggunakan pemrograman *delphi* untuk menganalisa keluaran bentuk gelombang suara yang di rekam menggunakan *microphone*. Suara akan dibedakan menjadi dua, yaitu suara dengan *electrolarynx* dan suara normal yang keluar dari mulut penderita laring.

### 5. Penulisan Laporan Tesis.

Penulisan laporan tesis akan dilakukan saat pengujian sistem dimulai serta sesudahnya hingga selesai.

## **BAB 2**

### **KAJIAN PUSTAKA**

Penelitian perancangan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* di dalamnya terdapat beberapa materi yang akan digunakan, yaitu anatomi dan fisiologi laring, elektroda Ag/AgCl, pengontrol gerak *electrolarynx*, *electrolarynx*, dan suara mulut manusia. Adapun penjelasan dari masing-masing materi akan dibahas sebagai berikut :

#### **2.1. Anatomi dan Fisiologi Laring**

Perlu diketahui bahwa penelitian ini berpusat pada laring yang merupakan tempat melekatnya pita suara. Pita suara sangatlah berguna bagi manusia untuk bicara. Jika terdapat gangguan pada laring hingga sampai dilakukan pengangkatan laring dengan cara di operasi, maka pita suara akan terikut diangkat saat dilakukan operasi laring. Dengan begitu manusia tidak lagi dapat bicara dengan normal seperti sebelum di operasi. Berikut ditunjukkan gambar operasi laring pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Operasi Larynx [11]

Saat di operasi pengangkatan laring tentu saja ada banyak otot-otot di daerah laring yang rusak. Otot-otot laring terbagi dalam 2 (dua) kelompok besar, yaitu otot-otot ekstrinsik dan otot-otot intrinsik yang masing-masing mempunyai fungsi yang berbeda. Otot-otot ekstrinsik ini menghubungkan laring dengan struktur disekitarnya. Letak otot yang berhubungan dengan otot ekstrinsik dapat ditunjukkan pada Gambar 2.2. Kelompok otot ini menggerakkan laring secara keseluruhan terbagi atas :

1. Otot-otot Suprahoid/Otot-otot Elevator Laring, yaitu :

-Otot Stilohioideus.

Otot Stilohioideus adalah otot ramping di bagian bawah sudut rahang. Aksinya adalah menarik tulang hioid secara superior dan posterior, elongasi bagian dasar mulut selama menelan.

- Otot Milohioideus.

Otot Milohioideus adalah otot triangular pipih, tepat di bawah digastrik; kedua otot milohioid ini membentuk dasar berotot di bawah bagian depan mulut. Aksinya adalah elevasi tulang hioid dan dasar mulut sehingga lidah dapat menggerakkan bolus makanan ke dalam faring.

- Otot Geniohioideus.

Otot Geniohioideus adalah otot kecil, di sisi medial dalam pada milohioid. Aksinya adalah menarik tulang hioid ke arah anterior dan superior, memperpendek bagian dasar mulut dan memperlebar faring.

- Otot Digastrikus.

Otot Digastrikus adalah otot berbentuk V di bagian bawah rahang bawah. Aksinya adalah elevasi tulang hioid; membantu saat membuka rahang (depresi mandibula).

- Otot Genioglosus.

Otot Genioglosus adalah lapisan serabut otot vertikal, yang membentang ke dalam sisi interior dan posterior lidah. Aksinya adalah menjulurkan lidah (serabut posterior); retraksi ujung lidah (serabut anterior); depresi lidah.

- Otot Hioglosus.

Otot Hioglosus adalah lapisan pipih otot pada bagian tepi lidah. Aksinya adalah depresi dan retraksi lidah.

2. Otot-otot Infrahioid/Otot-otot Depresor Laring, yaitu :

- Otot Omohioideus.

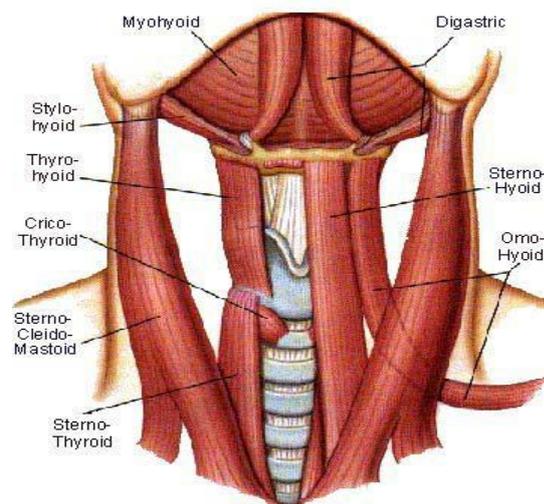
Otot Omohioideus adalah otot dengan dua badan; memanjang dari bahu ke tulang hioid. Aksinya adalah depresi dan retraksi hioid.

- Otot Sternokleidomastoideus.

Otot Sternokleidomastoideus adalah otot oblik di sepanjang sisi leher; menonjol saat berkontraksi. Aksinya adalah kontraksi simultan dari kedua otot akan memfleksi leher dan kepala; kontraksi dari salah satu otot akan merotasi wajah ke sisi yang berlawanan.

- Otot Tirohioideus.

Otot Tirohioideus adalah otot kecil; terlihat seperti perpanjangan sternotiroid ke arah superior; terletak antara laring dan tulang hioid. Aksinya adalah menarik hioid ke arah superior, dan elevasi laring.



Gambar 2.2 Otot Ekstrinsik [11]

Sedangkan otot-otot intrinsik menghubungkan kartilago satu dengan yang lainnya, dan berfungsi menggerakkan struktur yang ada di dalam laring terutama untuk membentuk suara dan bernafas. Otot-otot pada kelompok ini berpasangan kecuali otot interaritenoides yang serabutnya berjalan transversal dan oblik. Menurut kamus besar bahasa Indonesia, transversal memiliki arti dalam kata benda yaitu dalam potongan melintang. Sedangkan dalam istilah asing di ilmu kedokteran oblik adalah dalam posisi serong. Otot ini memiliki fungsi dalam proses pembentukan suara, proses menelan, dan bernafas. Bila otot interaritenoides berkontraksi, maka otot ini akan bersatu di garis tengah, sehingga menyebabkan adduksi pita suara. Yang termasuk dalam kelompok otot intrinsik adalah :

1. Otot-otot adduktor, terdiri dari :

- Otot Interaritenoides Transversal dan Oblik.
- Otot Krikotiroideus.

Berfungsi untuk menutup pita suara sehingga mencegah makanan masuk ke dalam laring pada waktu menelan. Dapat ditunjukkan letak dari otot interaritenoides transversal dan oblik serta otot krikotiroideus pada Gambar 2.3.

Otot-otot abduktor, terdiri dari :

- Otot Krikoaritenoides Posterior.

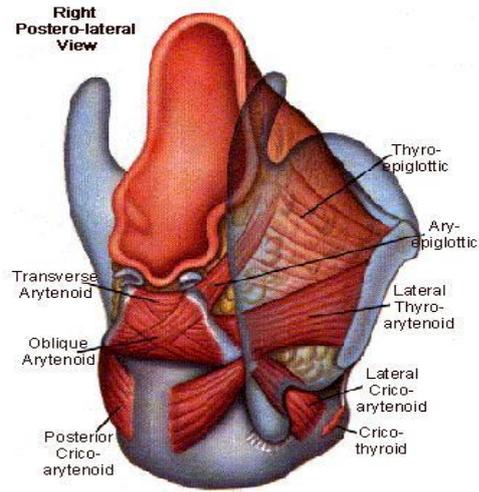
Berfungsi untuk membuka pita suara sehingga dapat dilalui oleh udara respirasi. Berlangsung secara otomatis (*involunter*) dan berada di bawah pengaruh *medulla oblongata*. Dapat ditunjukkan letak dari otot krikoaritenoides posterior pada Gambar 2.4.

2. Otot-otot Tensor, terdiri dari :

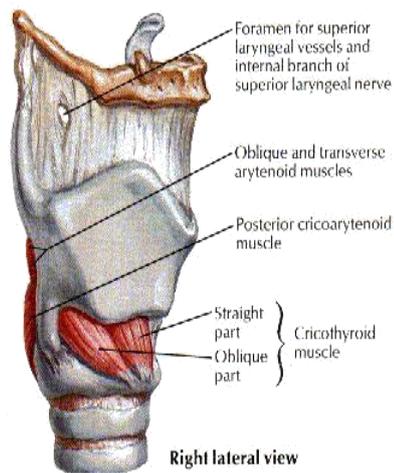
- Tensor internus : Otot Tiroaritenoides dan Otot Vokalis.
- Tensor eksternus : Otot Krikotiroideus.

Mempunyai fungsi untuk menegangkan pita suara. Pada orang tua, otot tensor internus kehilangan sebagian tonusnya sehingga pita suara melengkung ke lateral mengakibatkan suara menjadi lemah dan serak.

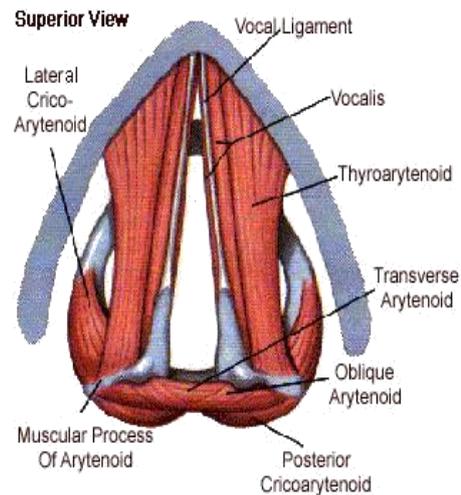
Dapat ditunjukkan letak dari otot tiroaritenoideus dan otot vokalis serta otot krikotiroideus pada Gambar 2.5.



Gambar 2.3 Letak Dari Otot Interaritenoideus Transversal Dan Oblik Serta Otot Krikotiroideus [11]



Gambar 2.4 Letak Dari Otot Krikoaritenoideus Posterior [11]



Gambar 2.5 Letak Dari Otot Tiroaritenoides dan Otot Vokalis Serta Otot Krikoaritenoides Lateral [11]

Anatomi dan fisiologi laring diperlukan untuk mengetahui letak laring dan otot-otot di daerah laring yang berada pada tenggorokan sehingga dapat dilekatkan elektroda Ag/AgCl di daerah leher. Dapat dijelaskan anatomi dan fisiologi laring sebagai berikut :

### 2.1.1. Anatomi Laring

Didalam anatomi laring dapat diketahui letak laring dan otot-otot di daerah laring yang berada pada tenggorokan. Menurut [16], laring terdiri atas pencacah yang tersusun dari kartilago hialin yang semakin mengalami mineralisasi setelah pubertas. Kartilago tersebut terhubung dengan ligamen, membran, dan otot satu sama lain serta dengan jaringan sekitarnya. Tulang rawan tiroid (*cartilago thyroidea*) sebagai struktur terpenting yang dapat dikenali dari luar, terfiksasi pada *os hyoideum* oleh ligamentum *tyrohyoideum*. Kartilago tersebut terhubung dengan kartilago cincin (*cartilago cricoidea*) di sebelah bawah oleh ligamentum *conicum*. Koniotomi dapat dilakukan untuk memastikan keamanan jalan napas pada keadaan darurat. Kartilago cincin terdapat pasangan *cartilago arytenoidea* yang merupakan tempat penarikan pita suara ke *cartilago thyroidea*. Di bagian *anterior cartilago thyroidea*, *epiglottis* terfiksasi, yaitu suatu struktur yang menyerupai daun pintu dan menutup laring selama proses menelan. Epiglottis

terjuler disebelah lateral ke arah hipofaring berupa bagian tepi mukosa, yaitu *plica aryepiglottica*. Di bawah tepi tersebut, *plicae vestibulares* menonjol karena mukosa, antara lipatan tersebut dan pita suara, terdapat *ventrikel morgagni*. Susunan anatomi laring manusia diperlihatkan pada Gambar 2.6.

Menurut [18], Antara faring dan tenggorokan terdapat struktur yang disebut laring. Laring merupakan tempat melekatnya pita suara. Pada saat berbicara, pita suara akan mengencang atau mengendor. Suara dihasilkan apabila udara bergerak melewati pita suara dan menyebabkan terjadinya getaran. Pita suara pada laki-laki lebih panjang dibanding pita suara perempuan. Adapun letak laring ditunjukkan seperti pada Gambar 2.7.

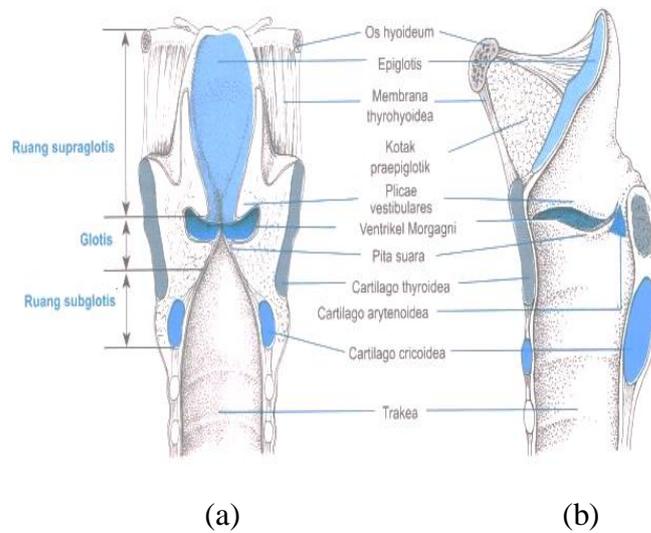
Menurut [20], Pangkal tenggorokan disebut laring. Pada pangkal tenggorokan terdapat selaput suara yang akan bergetar bila ada udara yang melaluinya, misalnya pada waktu bicara. Faring memiliki lubang yang disebut glotis, sedangkan penutupnya disebut *epiglottis*, tulang rawan (*cartilago*) terdapat pada faring. Pada laring terdapat pita suara, berlanjut ke trakea (batang tenggorok). Adapun letak laring dapat dilihat pada Gambar 2.7.

### **2.1.2. Fisiologi Laring**

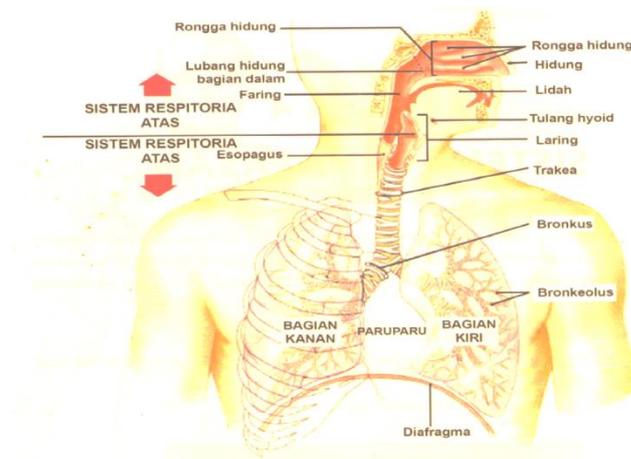
Fisiologi laring diperlukan untuk mengetahui fungsi laring dan pita suara sebagai organ fonasi. Fungsi laring bergantung pada posisi pita suara. Adapun posisi pita suara saat fonasi dan respirasi dapat dilihat pada Gambar 2.8. Laring mempunyai 3 (tiga) fungsi dasar [16] yaitu :

1. Fungsi respirasi. Bila laring terbuka, laring berada pada keadaan respirasi. Udara mengalir melalui laring ke dalam trakea dan bronkus. Di saluran nafas tersebut terdapat bagian tersempit pada setingkat kartilago krikoida. Karena itu, benda asing yang teraspirasi paling sering ditemukan dibagian tersebut. Saat rima glottidis menutup, laring berfungsi sebagai organ fonasi.
2. Fungsi fonasi. Fonasi adalah fungsi pembentuk suara. Pembentuk suara merupakan fungsi laring yang paling kompleks. Suara dibentuk karena adanya aliran udara respirasi yang konstan dan adanya interaksi antara udara dan pita suara. Nada suara dari laring diperkuat oleh adanya tekanan udara pernafasan sub glotik dan vibrasi laring serta adanya ruangan resonansi seperti rongga mulut, udara dalam paru-paru, trakea, faring, dan hidung.

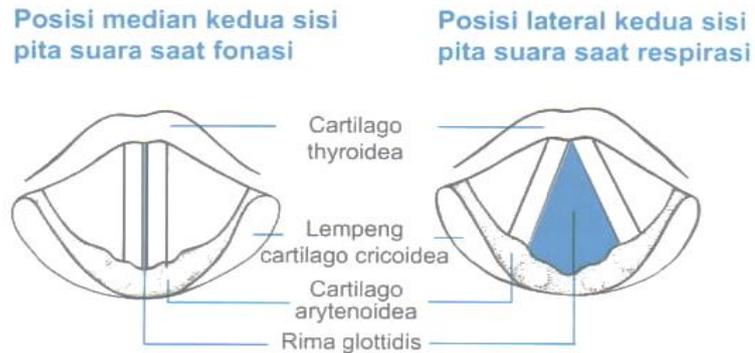
3. Fungsi perlindungan. Fungsi perlindungan adalah mencegah makanan dan benda asing masuk ke dalam trakea (batang tenggorok) dengan jalan menutup aditus laring dan rima glottis secara bersamaan. Terjadinya penutupan aditus laring dikarenakan pengangkatan laring keatas akibat kontraksi otot-otot ekstrinsik laring, sedangkan penutupan rima glottis dikarenakan aduksi dari plika vokalis.



Gambar 2.6 Susunan Anatomi Laring Manusia, (a) memperlihatkan potongan koronal dengan pandangan dari dorsal; (b) memperlihatkan potongan sagital dengan pandangan dari kiri [16].



Gambar 2.7 Sistem Pernafasan [20]



Gambar 2.8 Posisi Pita Suara Saat Fonasi dan Respirasi [16]

## 2.2. Elektroda Ag/AgCl

Elektroda Ag/AgCl adalah suatu barang medika yang berbentuk bundar dan tipis yang menyerupai karet/elastis, dan di dalamnya terdapat bundaran konduktor untuk mengevaluasi dan merekam isyarat pengaktifan otot dengan menghubungkan kabel pada konektor elektroda terhadap otot pasien sebagai media penghantar getaran/suara ke perangkat instrumentasi *electromyograph* yang digunakan untuk mengetahui kontraksi otot-otot di daerah laring yang berada pada tenggorokan saat membuka dan menutup rahang mulut untuk bicara.

Elektroda Ag/AgCl cara penggunaannya ditempelkan pada otot ekstrinsik laring pada leher dan akan menyimpan data beragam kondisi sesuai dengan peletakkan elektrodanya, sehingga dapat digunakan untuk mengendalikan suatu sistem. Agar elektroda Ag/AgCl berhasil digunakan dalam merekam sinyal EMG maka diperlukan Elektroda Gel yang di oleskan terlebih dahulu pada kulit leher tempat Elektroda Ag/AgCl akan dilekatkan. Adapun Elektroda Gel ditunjukkan pada Gambar 2.9. Hasil perekaman sinyal EMG juga telah banyak digunakan sebagai sinyal kendali untuk berbagai macam sistem diantaranya komputer, robot dan perangkat lainnya. Adapun elektroda Ag/AgCl yang digunakan adalah *Disposable ECG Electrode* seperti pada Gambar 2.10.

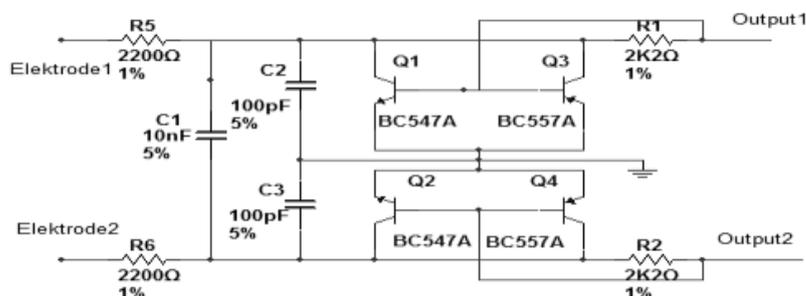


Sedangkan pengoperasian otomatis adalah sistem kerja gerak dari suatu alat yang sudah dilakukan menggunakan rangkaian elektronika.

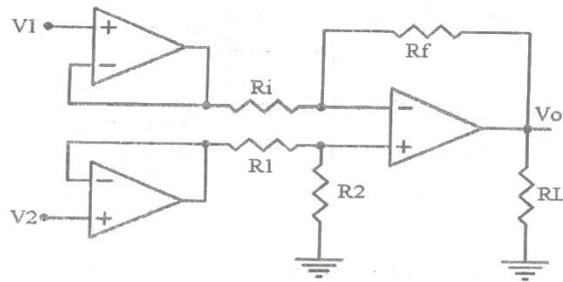
Dalam penelitian ini, rangkaian pengontrol gerak *electrolarynx* menggunakan pengoperasian otomatis yang terdapat sebuah alat kontroler arduino nano. Alat kontroler arduino nano sebelumnya mendapat masukan dari gerak kontraksi otot laring di daerah leher menggunakan elektroda Ag/AgCl yang dalam hal ini disebut *electrode signal*. *Electrode signal* akan menghasilkan *output signal* memerlukan beberapa rangkaian elektronika di dalam nya, yaitu rangkaian *protection circuit*, rangkaian *instrumentation amplifier*, rangkaian *Low Pass Filter* (LPF), rangkaian *High Pass Filter* (HPF), rangkaian *Notch Filter*/rangkaian *Band Stop Filter* (BSF), rangkaian *non-inverting amplifier*, rangkaian *Rectifier*, rangkaian *DC Output Amplifier*. Adapun *board* arduino nano ditunjukkan pada Gambar 2.11. Dapat dijelaskan rangkaian elektronika yang digunakan untuk menghasilkan *output signal* dari sumber *electrode signal* sebagai berikut :

### 2.3.1. Rangkaian *Protection Circuit*

Rangkaian *Protection Circuit* adalah rangkaian yang digunakan untuk mencegah terjadinya kesalahan (*error*). Oleh sebab itu diperlukan nilai dari komponen Resistor (R) dan *Capasitor* (C) harus sama di setiap elektroda. Tambahkan komponen C untuk mengurangi terjadinya ketidaksamaan yang menghubungkan kedua elektroda. Rangkaian *Protection Circuit* di disain memakai transistor NPN dan PNP. Adapun gambar Rangkaian *Protection Circuit* dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12 Rangkaian *Protection Circuit*



Gambar 2.13 Rangkaian *Instrumentation Amplifier* [17]

### 2.3.2. Rangkaian *Instrumentation Amplifier*

Rangkaian *Instrumentation Amplifier* atau Rangkaian Penguat Instrumentasi adalah suatu penguat yang sering digunakan pada peralatan ukur atau instrumen elektronik yang biasanya sinyal tegangan input sangat kecil (dalam mV atau mungkin  $\mu V$ ). Penguat instrumentasi terdiri dari 3 buah Op-Amp, yaitu 2 buah Op-Amp di depan berfungsi sebagai penyangga (*buffer*), dan 1 buah Op-Amp di belakang sebagai penguat selisih (*differential*). *Op-amp* yang berfungsi sebagai penyangga akan dimanfaatkan impedansi *input*nya yang nilainya sangat besar, tetapi penguatannya hanya satu, sedangkan *op-amp* sebagai penguat selisih mempunyai penguatan (*gain*) yang besar. Tegangan *output* sama dengan tegangan *output* penguat selisih. Gambar rangkaian *Instrumentation Amplifier* ditunjukkan seperti pada Gambar 2.13.

Persamaan perhitungan di dalam disain rangkaian penguat instrumentasi (*instrumentation amplifier*) dapat dituliskan seperti pada Persamaan (2.1), Tetapi apabila terjadi keseimbangan, maka digunakan Persamaan (2.2), sehingga didapatkan Persamaan (2.3),

$$V_0 = \left(\frac{R_f}{R_i} + 1\right) \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_2\right) - \frac{R_f}{R_i} \cdot V_1 \quad (2.1)$$

$$\frac{R_i}{R_1} = \frac{R_f}{R_2} \quad (2.2)$$

$$V_0 = \frac{R_f}{R_i} (V_2 - V_1) \quad (2.3)$$

dimana  $V_0$  adalah tegangan *output* (volt),  $V_1$  adalah tegangan pada sumber pertama *op-amp* (volt),  $V_2$  adalah tegangan pada sumber kedua *op-amp* (volt),  $R_1$  adalah hambatan pertama (ohm),  $R_2$  adalah hambatan kedua (ohm),  $R_i$  adalah hambatan pada nilai +V *op-amp* terakhir (ohm),  $R_f$  adalah hambatan pada nilai -V *op-amp* terakhir (ohm).

### 2.3.3. Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF)

Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) adalah rangkaian filter yang melewatkan sinyal dengan frekuensi di bawah frekuensi tertentu (frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ )) dan membuang sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ). Beberapa jenis LPF adalah LPF - 20 dB/dec, LPF - 40 dB/dec, LPF - 60 dB/dec.

LPF - 20 dB/dec adalah LPF yang penguatannya turun sebesar - 20 dB apabila frekuensinya naik sebesar 10 kali atau satu *decade*. Pada saat frekuensi sinyal input sama dengan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ), maka penguatannya sama dengan  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 dan sudut *phasenya* sebesar - 45<sup>0</sup>. Untuk menganalisa rangkaian filter LPF - 20 dB/dec menggunakan Persamaan (2.4), Persamaan (2.5), Persamaan (2.6),

$$V_o = \frac{Z_c}{R+Z_c} \cdot V_i \quad (2.4)$$

$$V_o = \frac{\frac{1}{j\omega.C}}{R+\frac{1}{j\omega.C}} \cdot V_i \quad (2.5)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1+j\omega.C.R} \quad (2.6)$$

Bahwa pada  $\omega = \omega_c$ , maka nilai penguatan  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$  dan sudut *phasenya* = - 45<sup>0</sup>. Jika  $|1 + j\omega.C.R| = \sqrt{2}$  sehingga

$$\omega_c.C.R = 1 \quad \text{atau} \quad \omega_c = \frac{1}{C.R} \quad (2.7)$$

Maka nilai penguatan atau transfer *function*  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  yang merupakan fungsi dari  $\omega_c$  dapat ditunjukkan pada Persamaan (2.8),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1+j\omega.C} = \frac{1}{1+j\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)} \quad (2.8)$$

dimana  $\left|\frac{V_o}{V_i}\right|$  adalah nilai penguatan,  $\theta$  adalah nilai sudut *phase* (derajat),  $\omega$  adalah nilai frekuensi (rad/s).

LPF - 40 dB/dec adalah LPF yang penguatannya turun sebesar - 40 dB apabila frekuensinya naik sebesar 10 kali atau satu *decade*. Pada saat frekuensi sinyal input sama dengan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ), maka penguatannya sama dengan  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 dan sudut phasanya sebesar  $-90^0$ . Untuk menganalisa rangkaian filter LPF - 40 dB/dec menggunakan aturan hukum Kirchoff I (hukum arus) Persamaan (2.9), Persamaan (2.10), Persamaan (2.11), Persamaan (2.12), Persamaan (2.13), Persamaan (2.14), Persamaan (2.15), Persamaan (2.16), Persamaan (2.17),

$$\text{Pada titik A adalah } I_1 = I_2 + I_3 \quad (2.9)$$

$$\text{Pada titik B adalah } I_2 = I + I_4 = I_4 \quad (2.10)$$

$$\text{Tegangan } V_o = \text{Tegangan } V_B$$

sehingga

$$I_4 = \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega.C_1}} = j\omega.C_1.V_B = j\omega.C_1.V_o \quad (2.11)$$

$$I_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.12)$$

maka

$$I_2 = I_4 = j\omega.C_1.V_o$$

sehingga

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j\omega.C_1.V_o \quad (2.13)$$

$$V_A = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.14)$$

$$I_3 = \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega \cdot C_2}} = (V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$I_3 = (V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2$$

$$I_3 = -\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.15)$$

$$I_1 = \frac{V_i - V_A}{R_1} \quad (2.16)$$

$$I_1 = I_2 + I_3$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o + (-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o)$$

$$V_i = V_A + j\omega \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$V_i = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o$$

$$V_i = V_o \{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)\}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)} \quad (2.17)$$

Bahwa pada  $\omega = \omega_c$ , maka nilai penguatan  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$  dan sudut *phasenya* =  $-90^\circ$ . Supaya menghasilkan sudut *phase* +  $90^\circ$ , maka nilai

$$1 - \omega_c^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2$$

atau

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.18)$$

Apabila nilai resistor dibuat  $R_1 = R_2 = R$  dan nilai kapasitor dibuat  $C_2 = 2 \cdot C_1$ , maka

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot (2C_1) \cdot R \cdot R}} = \frac{1}{\sqrt{2C_1 \cdot R}} = \frac{0,707}{C_1 \cdot R} \quad (2.19)$$

atau nilai

$$C1 = \frac{0,707}{\omega_c \cdot R} \quad (2.20)$$

Sehingga nilai penguatan atau transfer *function*  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  dari Persamaan (2.17) sebagai fungsi dapat ditunjukkan pada Persamaan (2.21),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot \frac{0,707}{\omega_c \cdot R} \cdot \left( 2 \cdot \frac{0,707}{\omega_c \cdot R} \right) \cdot R \cdot R + j\omega \cdot \left( \frac{0,707}{\omega_c \cdot R} \right) (R+R)}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \left( \frac{\omega}{\omega_c} \right)^2 + j\sqrt{2} \cdot \left( \frac{\omega}{\omega_c} \right)} \quad (2.21)$$

dimana  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  adalah nilai penguatan,  $\theta$  adalah sudut *phase* (derajat),  $\omega$  adalah frekuensi (rad/s).

LPF - 60 dB/dec adalah LPF yang penguatannya naik sebesar - 60 dB apabila frekuensinya naik sebesar 10 kali atau satu *decade*. Pada saat frekuensi sinyal input sama dengan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ), maka penguatannya sama dengan  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 dan sudut phasena sebesar  $-135^\circ$ . Rangkaian filter LPF - 60 dB merupakan 2 buah filter LPF yang disusun bertahap dan gabungan antara LPF - 40 dB/dec dengan LPF - 20 dB/dec. Untuk menganalisa rangkaian filter LPF - 60 dB/dec menggunakan Persamaan (2.22), Persamaan (2.23), Persamaan (2.24), Persamaan (2.25),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{V_{o1}}{V_i} \times \frac{V_o}{V_{o1}} \quad (2.22)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2 + j\omega \cdot C1 \cdot (R1 + R2)} \times \frac{1}{1 + j\omega \cdot C3 \cdot R3} \quad (2.23)$$

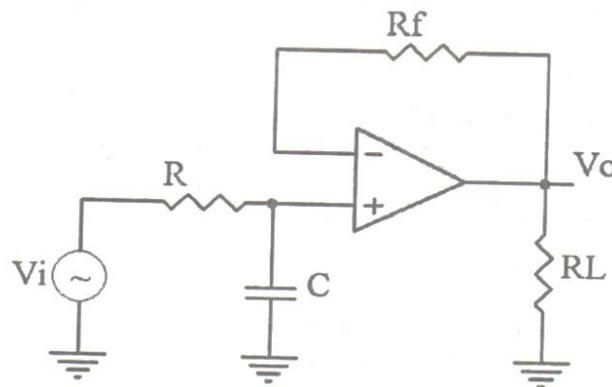
Bahwa pada  $\omega = \omega_c$ , maka nilai penguatan  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$  dan sudut phasena =  $-135^\circ$ . Apabila nilai resistor  $R1 = R2 = R3 = R$ ,  $C1 = 0,5 \cdot C3$ ,  $C2 = 2 \cdot C3$ , maka besarnya frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ )

$$\omega = \frac{1}{C3 \cdot R} \quad (2.24)$$

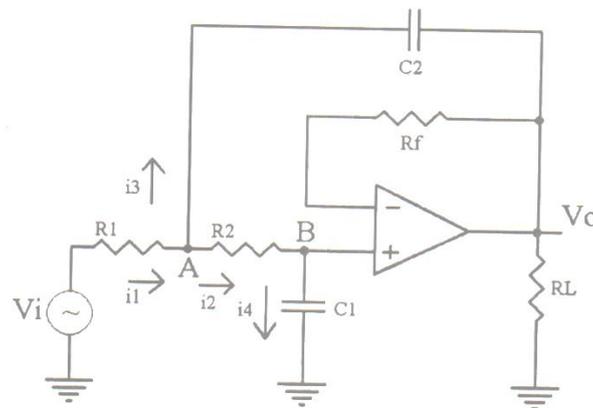
Sehingga nilai penguatan atau transfer *function*  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  dari Persamaan (2.23) sebagai fungsi dapat ditunjukkan pada Persamaan (2.25),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2 + j\sqrt{2}\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)} \times \frac{1}{1 + j\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2} \quad (2.25)$$

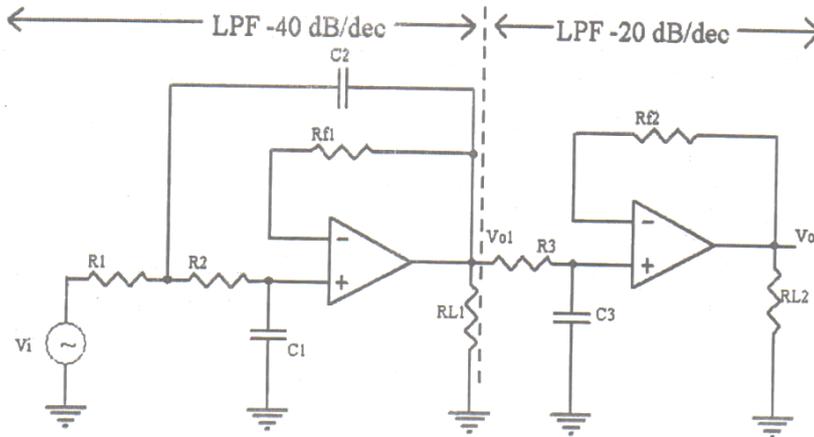
dimana  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  adalah nilai penguatan,  $\theta$  adalah sudut phase (derajat),  $\omega$  adalah frekuensi (rad/s). Adapun gambar Rangkaian LPF - 20 dB/dec, LPF - 40 dB/dec, LPF - 60 dB/dec dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.14, Gambar 2.15, Gambar 2.16.



Gambar 2.14 Rangkaian LPF - 20 dB/dec [17]



Gambar 2.15 Rangkaian LPF - 40 dB/dec [17]



Gambar 2.16 Rangkaian LPF - 60 dB/dec [17]

### 2.3.4. Rangkaian High Pass Filter (HPF)

Rangkaian *High Pass Filter* adalah rangkaian filter yang melewatkan sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi tertentu (frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ )), dan membuang sinyal dengan frekuensi di bawah frekuensi tertentu (frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ )). Beberapa jenis HPF adalah HPF + 20 dB/dec, HPF + 40 dB/dec, HPF + 60 dB/dec.

HPF + 20 dB/dec adalah HPF yang penguatannya naik sebesar + 20 dB apabila frekuensinya naik sebesar 10 kali atau satu *decade*. Pada saat frekuensi sinyal input sama dengan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ), maka penguatannya sama dengan  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 dan sudut *phasenya* sebesar + 45°. Untuk menganalisa rangkaian filter HPF + 20 dB/dec menggunakan Persamaan (2.26), Persamaan (2.27), Persamaan (2.28),

$$V_o = \frac{R}{Z_c + R} \cdot V_i \quad (2.26)$$

$$V_o = \frac{R}{\frac{1}{j\omega.C} + R} \cdot V_i \quad (2.27)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 + \frac{1}{j\omega.C.R}} \quad (2.28)$$

Bahwa pada  $\omega = \omega_c$ , maka nilai  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$  dan sudut *phasenya* = + 45°.

Jika  $\left| 1 + \frac{1}{j\omega.C.R} \right| = \sqrt{2}$  sehingga

$$\frac{1}{\omega_c \cdot C \cdot R} = 1 \quad \text{atau} \quad \omega_c = \frac{1}{C \cdot R} \quad \text{atau} \quad C = \frac{1}{\omega_c \cdot R} \quad (2.29)$$

Sehingga nilai penguatan atau transfer *function*  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  yang merupakan fungsi  $\omega_c$  dari Persamaan (2.28), dapat ditunjukkan pada Persamaan (2.30),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 + \frac{1}{j\omega \cdot C \cdot R}} = \frac{1}{1 + \left( \frac{\omega_c}{j\omega} \right)} = \frac{1}{1 - j \left( \frac{\omega_c}{\omega} \right)} \quad (2.30)$$

dimana  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  adalah nilai penguatan,  $\theta$  adalah nilai sudut *phase* (derajat),  $\omega$  adalah nilai frekuensi (rad/s).

HPF + 40 dB/dec adalah HPF yang penguatannya naik sebesar + 40 dB apabila frekuensinya naik sebesar 10 kali atau satu *decade*. Pada saat frekuensi sinyal input sama dengan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ), maka penguatannya sama dengan  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 dan sudut *phasenya* sebesar + 90<sup>0</sup>. Untuk menganalisa rangkaian filter HPF + 40 dB/dec menggunakan aturan hukum Kirchoff I (hukum arus) Persamaan (2.31), Persamaan (2.32), Persamaan (2.33), Persamaan (2.34), Persamaan (2.35), Persamaan (2.36), Persamaan (2.37), Persamaan (2.38), Persamaan (2.39), Persamaan (2.40),

$$\text{Pada titik A adalah } I_1 = I_2 + I_3 \quad (2.31)$$

$$\text{Pada titik B adalah } I_1 = I + I_4 = I_4 \quad (2.32)$$

$$\text{Tegangan } V_o = \text{Tegangan } V_B$$

sehingga

$$I_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.33)$$

$$I_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega \cdot C_2}} = (V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.34)$$

maka

$$I_2 = I_4$$

sehingga

$$(V_A - V_O).j\omega.C_2 = \frac{V_O}{R_1} \quad (2.35)$$

$$V_A = V_O + \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} \quad (2.36)$$

$$I_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega.C_1}} = (V_i - V_A).j\omega.C_1 \quad (2.37)$$

$$I_1 = \left( V_i - V_O - \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} \right).j\omega.C_1 \quad (2.38)$$

$$I_3 = \frac{V_A - V_O}{R_2} \quad (2.39)$$

$$I_1 = I_2 + I_3 \quad (2.40)$$

$$\left( V_i - V_O - \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} \right).j\omega.C_1 = (V_A - V_O).j\omega.C_2 + \frac{V_A - V_O}{R_2}$$

$$\left( V_i - V_O - \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} \right).j\omega.C_1 = \left( V_O + \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} - V_O \right).j\omega.C_2 + \frac{V_O + \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} - V_O}{R_2}$$

$$\left( V_i - V_O - \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} \right).j\omega.C_1 = \frac{V_O}{R_1} + \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1.R_2}$$

$$\left( V_i - V_O - \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} \right) = \frac{V_O}{j\omega.C_1.R_1} + \frac{V_O}{-\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2}$$

$$V_i = V_O + \frac{V_O}{j\omega.C_2.R_1} + \frac{V_O}{j\omega.C_1.R_1} - \frac{V_O}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2}$$

$$V_i = V_O \left\{ 1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} + \frac{1}{j\omega.R_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right\}$$

$$\frac{V_O}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} - j\frac{1}{\omega.R_1} \left( \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.41)$$

Bahwa pada  $\omega = \omega_c$ , maka nilai  $\left| \frac{V_O}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$  dan sudut *phasenya* = + 90°.

Sehingga nilai penguatan atau transfer *function*  $\left| \frac{V_O}{V_i} \right|$  yang merupakan fungsi  $\omega_c$  dari Persamaan (2.41) dapat ditunjukkan pada Persamaan (2.43),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C \cdot C} \cdot \frac{\sqrt{2}}{\omega_c \cdot C} \cdot \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \frac{\sqrt{2}}{\omega_c \cdot C} - j \frac{1}{\omega} \cdot \frac{\sqrt{2}}{\omega_c \cdot C} \cdot \left(\frac{1}{C} + \frac{1}{C}\right)} \quad (2.42)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \left(\frac{\omega_c}{\omega}\right)^2 - j\sqrt{2}\left(\frac{\omega_c}{\omega}\right)} \quad (2.43)$$

dimana  $\left|\frac{V_o}{V_i}\right|$  adalah nilai penguatan,  $\theta$  adalah sudut *phase* (derajat),  $\omega$  adalah frekuensi (rad/s).

HPF + 60 dB/dec adalah HPF yang penguatannya naik sebesar + 60 dB apabila frekuensinya naik sebesar 10 kali atau satu *decade*. Pada saat frekuensi sinyal input sama dengan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ), maka penguatannya sama dengan  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 dan sudut *phasenya* sebesar + 135°. Rangkaian filter HPF + 60 dB merupakan 2 buah filter HPF yang disusun bertahap dan gabungan antara HPF + 40 dB/dec dan HPF + 20 dB/dec. Untuk menganalisa rangkaian filter HPF + 60 dB/dec menggunakan Persamaan (2.44), Persamaan (2.45),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{V_{o1}}{V_i} \times \frac{V_o}{V_{o1}} \quad (2.44)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} - j \frac{1}{\omega \cdot R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2}\right)} \times \frac{1}{1 - j \frac{1}{\omega C_3 \cdot R_3}} \quad (2.45)$$

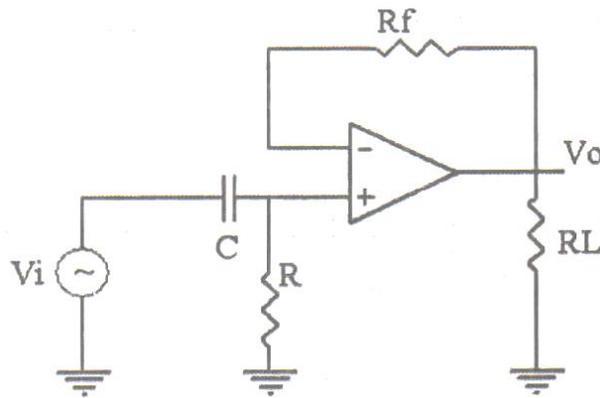
Bahwa pada  $\omega = \omega_c$ , maka nilai  $\left|\frac{V_o}{V_i}\right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$  dan sudut *phasenya* = + 135°. Apabila nilai *capasitor*  $C_1 = C_2 = C_3 = C$ ,  $R_1 = 2 \cdot R_3$ ,  $R_2 = 0,5 \cdot R_3$ , maka besarnya frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ )

$$\omega_c = \frac{1}{C \cdot R_3} \quad \text{atau} \quad R_3 = \frac{1}{\omega_c \cdot C} \quad (2.46)$$

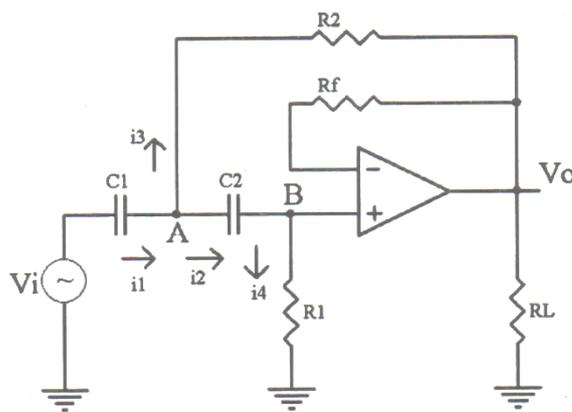
Sehingga nilai penguatan atau transfer *function*  $\left|\frac{V_o}{V_i}\right|$  yang merupakan fungsi  $\omega_c$  dari Persamaan (2.45) dapat ditunjukkan pada Persamaan (2.47),

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \left(\frac{\omega_c}{\omega}\right)^2 - j\sqrt{2}\left(\frac{\omega_c}{\omega}\right)} \times \frac{1}{1 - j\left(\frac{\omega_c}{\omega}\right)} \quad (2.47)$$

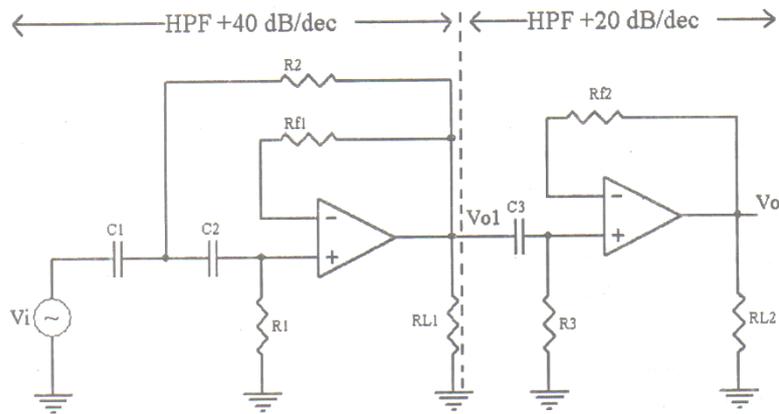
dimana  $\left| \frac{V_o}{V_i} \right|$  adalah nilai penguatan,  $\theta$  adalah sudut *phase* (derajat),  $\omega$  adalah frekuensi (rad/s). Adapun gambar Rangkaian HPF + 20 dB/dec, HPF + 40 dB/dec, HPF + 60 dB/dec dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.17, Gambar 2.18, Gambar 2.19.



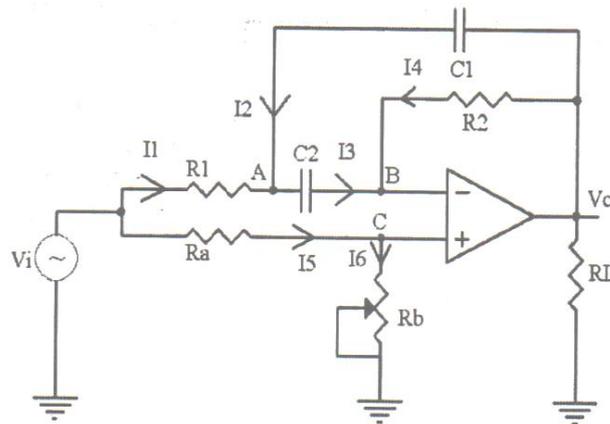
Gambar 2.17 Rangkaian HPF + 20 dB/dec [17]



Gambar 2.18 Rangkaian HPF + 40 dB/dec [17]



Gambar 2.19 Rangkaian HPF + 60 dB/dec [17]



Gambar 2.20 Rangkaian BSF/Rangkaian Notch Filter [17]

### 2.3.5. Rangkaian Notch Filter/Rangkaian Band Stop Filter (BSF)

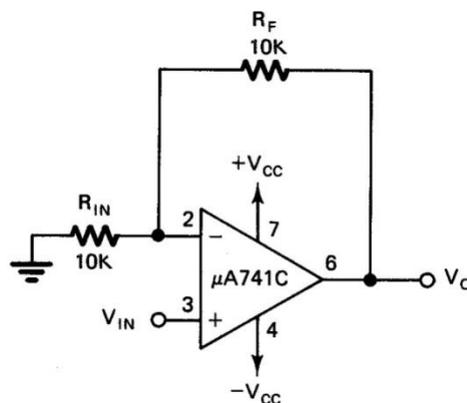
Rangkaian *Notch Filter*/Rangkaian *Band Stop Filter* (BSF) adalah filter kebalikan dari *Band Pass Filter* (BPF) yaitu filter yang membuang (*stop*) sinyal dengan lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) tertentu yang dibatasi oleh frekuensi *cut-off* rendah (*low*) ( $\omega_{cl}$ ) dan frekuensi *cut-off* atas (*high*) ( $\omega_{ch}$ ) dan melewatkan (*pass*) sinyal dengan frekuensi di bawah *cut-off* rendah (*low*) ( $\omega_{cl}$ ) dan frekuensi *cut-off* atas (*high*) ( $\omega_{ch}$ ).

BSF atau *Notch Filter* digolongkan menjadi filter pita sempit (*narrow band filter*) dan filter pita lebar (*wide band filter*). Filter pita sempit adalah filter yang mempunyai lebar bidang frekuensi (*bandwidth* – B) lebih kecil dari

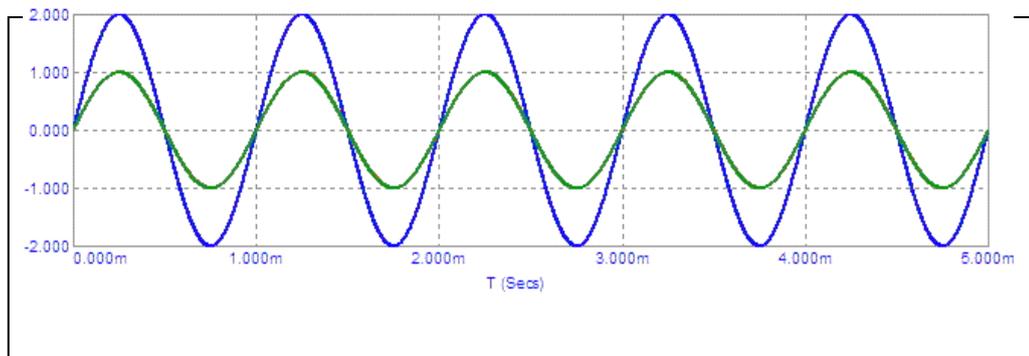
sepersepuluh frekuensi resonansinya ( $B < 0,1.\omega_r$ ). Sedangkan filter pita lebar mempunyai lebar bidang frekuensi lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ( $B > 0,1.\omega_r$ ). Perbandingan frekuensi resonansi dengan lebar bidang frekuensi dinamakan faktor kualitas (Q) atau  $Q = \frac{\omega_c}{B}$ . Apabila penguatannya naik menjadi  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  atau 0,707 maka ada dua buah frekuensi *cut-off* yaitu frekuensi *cut-off* rendah (*low*) ( $\omega_{cl}$ ) dan frekuensi *cut-off* atas (*high*) ( $\omega_{ch}$ ). Selisih dari frekuensi *cut-off* dinamakan B atau ( $B = \omega_{ch} - \omega_{cl}$ ). Adapun gambar Rangkaian BSF/Rangkaian *Notch Filter* dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.20.

### 2.3.6. Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* adalah rangkaian penguat sinyal dengan karakteristik dasar sinyal *output* yang dikuatkan memiliki fasa yang sama dengan sinyal input. Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* dapat digunakan untuk memperkuat isyarat AC maupun DC dengan keluaran yang tetap sefase dengan sinyal *input*nya. Sebagai contoh rangkaian *Non-Inverting Amplifier* dibawah ini menggunakan operasional *amplifier* (Op-Amp) tipe 741 dan menggunakan sumber tegangan DC simetris. Sinyal input yang diberikan pada terminal input *Non-Inverting Amplifier*, maka besarnya penguatan tegangan rangkaian *Non-Inverting Amplifier* tergantung pada harga  $R_{in}$  dan  $R_f$  yang dipasang. Adapun gambar Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.21 dan bentuk sinyal *input* dan *output* penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) dapat ditunjukkan pada Gambar 2.22.



Gambar 2.21 Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* menggunakan *Op-Amp* tipe 741



Gambar 2.22 Bentuk sinyal *input* dan *output* penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*)

dimana pada gambar diatas terlihat rangkaian penguat tak membalik (*non-inverting amplifier*) diberikan *input* sinyal AC dengan tegangan 1 Vpp. Dari gambar sinyal *input* dan *output* diatas terbukti bahwa rangkaian penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) memiliki *output* yang tegangannya 2 (dua) kali lebih besar dari sinyal *input* dan memiliki fasa yang sama dengan sinyal *input* yang diberikan ke rangkaian penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) tersebut.

### 2.3.7. Rangkaian Rectifier

*Rectifier* adalah rangkaian yang digunakan untuk mengubah sumber arus bolak-balik/*alternating current* (AC) menjadi sinyal sumber arus searah/*direct current* (DC). Gelombang AC yang berbentuk gelombang sinus hanya dapat dilihat dengan alat ukur *Cathoda Ray Oscilloscope* (CRO). Contoh CRO dapat dilihat pada Gambar 2.23.



Gambar 2.23 Alat ukur *Cathoda Ray Oscilloscope* (CRO)

Rangkaian *rectifier* banyak menggunakan transformator *step down* yang digunakan untuk menurunkan tegangan sesuai dengan perbandingan transformasi transformator yang digunakan. Penyearah dibedakan menjadi 2 jenis, penyearah setengah gelombang dan penyearah gelombang penuh, sedangkan untuk penyearah gelombang penuh dibedakan menjadi penyearah gelombang penuh dengan *center tap* (CT), dan penyearah gelombang penuh dengan menggunakan *diode bridge*.

Rangkaian *rectifier* dapat dilihat pada Gambar 2.24. *Rectifier* dapat digunakan untuk keperluan catu daya pada rangkaian elektronika seperti, HT (*handy talky*), televisi, pesawat radio CB (*Cityzen Band*), dan lain-lain. Ada 3 bagian utama dalam penyearah gelombang pada suatu *power supply* yaitu, penurun tegangan (*transformer*), penyearah gelombang/*rectifier* (diode), dan *filter* (kapasitor).

Agar tegangan penyearahan gelombang AC lebih rata dan menjadi tegangan DC, maka dipasang *filter* kapasitor pada bagian *output* rangkaian penyearah seperti terlihat pada Gambar 2.25. Fungsi kapasitor pada rangkaian diatas untuk menekan *ripple* yang terjadi dari proses penyearahan gelombang AC. Setelah dipasang *filter* kapasitor maka *output* dari rangkaian penyearah gelombang penuh akan menjadi tegangan DC (*Direct Current*) yang dapat diformulasikan seperti pada Persamaan (2.48), Persamaan (2.49), Persamaan (2.50), Persamaan (2.51),

$$V_r = 0.5 \times I \times T / C \quad (2.48)$$

$$V_{dc_{max}} = V_{ac} \times 1.4142 - 1.2V \quad (2.49)$$

$$I_L = V_{dc_{max}} / R_L \quad (2.50)$$

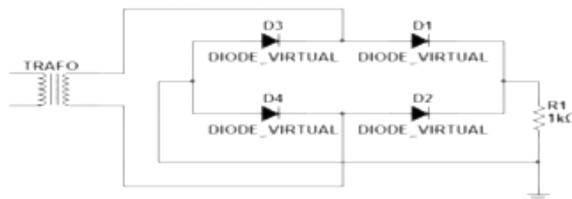
$$V_{dc_{min}} = V_{dc_{max}} - V_r \quad (2.51)$$

dimana  $V_r$  adalah Tegangan *ripple* dalam Volt,  $I$  adalah Arus dalam Ampere,  $T$  adalah Periode dalam detik, untuk di Indonesia frekuensi PLN = 50Hz (20 mS/0.02 S), dan  $C$  adalah nilai Kapasitor penyearah dalam Farad, 1.2V adalah Tegangan *drop* pada *diode bridge*,  $V_{ac}$  adalah tegangan sekunder trafo  $V_{ac}$ ,  $\pi$  adalah 1.4142, dan  $V_{dc_{max}}$  adalah  $V_{ripple}$  saat *maximal*,  $I_L$  merupakan Arus

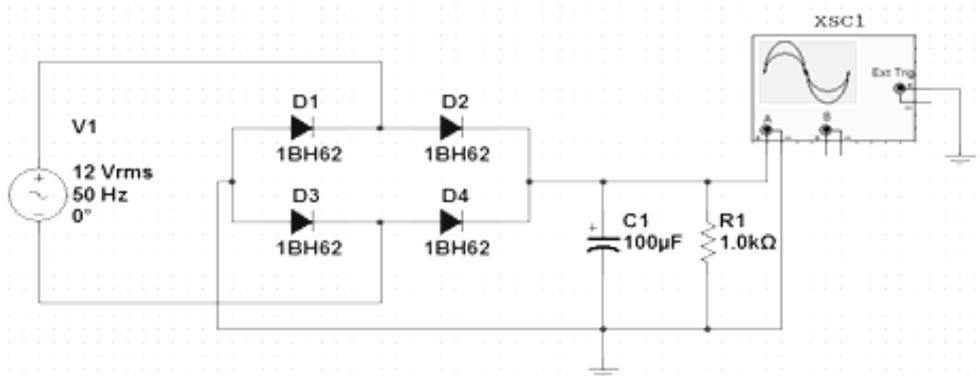
Beban (*Ampere*),  $V_{dcmax}$  merupakan *Vripple* saat *maximal*,  $R_L$  merupakan Hambatan Beban,  $V_{dcmin}$  merupakan *Vripple* saat *manimum*,  $V_{dcmax}$  merupakan *Vripple* saat *maximal*, dan  $V_r$  merupakan Tegangan *ripple* dalam *Volt*.

### 2.3.8. Rangkaian *Direct Current (DC) Output Amplifier*

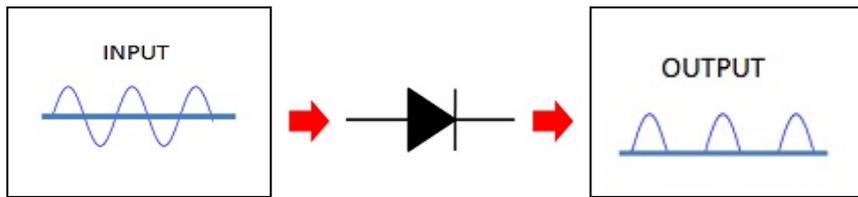
Rangkaian *DC Output Amplifier* akan menghasilkan Penguat DC yang stabil dikarenakan adanya rangkaian *Supply Input*, rangkaian *Instrumentation Amplifier*, rangkaian LPF, rangkaian HPF, rangkaian *Notch Filter*, rangkaian *Non-Inverting*, rangkaian *Rectifier*. Rangkaian *Rectifier* (Penyearah Gelombang) pada umumnya menggunakan dioda sebagai komponen utamanya. Hal ini dikarenakan dioda memiliki karakteristik yang hanya melewatkan arus listrik ke satu arah dan menghambat arus listrik dari arah sebaliknya. Jika sebuah dioda dialiri arus bolak-balik (*Alternating Current (AC)*), maka dioda tersebut hanya akan melewatkan setengah gelombang, sedangkan setengah gelombang lagi di blokir. Berikut ditunjukkan pada Gambar 2.26.



Gambar 2.24 Rangkaian *Rectifier*



Gambar 2.25 Rangkaian *Filter Capasitor*

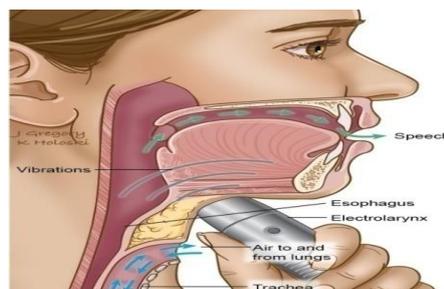


Gambar 2.26 Dioda dialiri Arus

#### 2.4. *Electrolarynx*

Pengertian *electrolarynx* mempunyai arti yang berbeda-beda, menurut [4], *electrolarynx* adalah salah satu piranti yang digunakan untuk berbicara pasca *laryngectomy*. Adapun juga pengertian *electrolarynx* menurut [1] adalah bantuan pidato elektronik yang memungkinkan *laryngectomy* untuk berkomunikasi dengan orang lain secara cepat, sedangkan pengertian *electrolarynx* menurut adalah perangkat elektronik yang memberikan suara melalui leher, atau melalui selang yang dimasukkan ke dalam mulut. Mulut dan lidah kemudian digunakan secara normal untuk membentuk kata-kata dari suara ini. Cara berbicara menggunakan *electrolarynx* diperlihatkan pada Gambar 2.27.

Menggunakan *electrolarynx* untuk membantu agar tuna laring dapat kembali berbicara [2]. Menurut [13], laring adalah bagian atas tenggorokan yang berisi pita suara. Disebut tuna laring karena telah melakukan penghapusan laring dan pemisahan jalan napas dari hidung, mulut, dan kerongkongan yang disebut *laryngectomy*. Tindakan operasi *larynx* diperlihatkan pada Gambar 2.1. Pasien *Laryngectomy* bernafas melalui sebuah lubang leher, yaitu *stoma* [5]. Dalam perkembangannya penggunaan *stoma* diberi tutup supaya tidak menyebabkan infeksi pada saluran pernafasan yang ada didalam tubuh diperlihatkan pada Gambar 2.28.



Gambar 2.27 Cara berbicara menggunakan *electrolarynx* [16]



Gambar 2.28 *Larynx* yang diberi tutup supaya tidak menyebabkan infeksi pada saluran pernafasan yang ada di dalam tubuh [12]

*Electrolarynx* pertama diperkenalkan oleh [10] pada tahun 1942 dengan nama *Sonovox*. Unit ini diproduksi oleh Aurex pada tahun 1945, dan menetapkan dasar disain transervikal laring buatan *modern*. Pada tahun 1959, *transistorized electrolarynx* dikembangkan oleh Bell Laboratories [14]. The Bell atau *Western Electric* diproduksi dalam dua model 5A dan 5B, yang dimasukkan rentang frekuensi yang telah ditetapkan *intern* untuk pria dan wanita masing-masing. Rentang *pitch preset* ini dapat disesuaikan untuk memenuhi preferensi individu. *Laryngectomy* tambahan bisa memodifikasi lapangan dengan saklar aktivasi nada eksternal. *The Western Electric 5A* dan *5B* tidak memiliki intensitas eksternal atau penyesuaian volume. *The Western Electric* didukung oleh baterai karbon-seng. Namun, penyesuaian fisik pada baterai seperti dilansir Eric Blom pada tahun 1978, memungkinkan unit untuk mengakomodasi standar 9-Volt baterai [14]. Bentuk alat *The Western Electric Electrolarynx* [10] diperlihatkan pada Gambar 2.29.

Sebelumnya telah ada penelitian yang berkaitan dengan *electrolarynx*. Di antaranya seperti pada jurnal yang ditulis oleh [1], “Design and Implementation of a Hands-Free Electrolarynx Device Controlled by Neck Strap Muscle Electromyographic Activity”, *Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 2. Penelitian ini membahas tentang *electrolarynx* dipicu oleh otot leher sehingga aktivitas *electromyography* (EMG) dikembangkan. Pengolahan sinyal kontrol transformasi kegiatan EMG menjadi sinyal kontrol untuk inisiasi dan penghentian penyuaran.



Gambar 2.29 *The Western Electric Electrolarynx* [10]

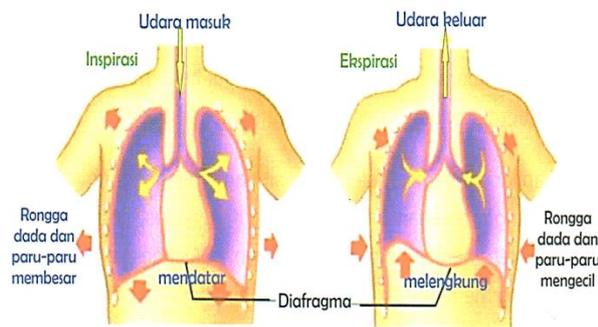
Sinyal kontrol dari otot leher tersebut diumpankan ke *electrolarynx* sehingga kinerja EMG-*Electrolarynx* di evaluasi dengan perbandingan suara normal, panduan suara *Electrolarynx* (EL), dan trakeo-esofagus (TE) suara dalam serangkaian waktu reaksi eksperimen. Pemutusan suara dengan EMG-EL lebih lambat dari suara normal, tetapi tidak berbeda secara signifikan dibandingkan dengan EL manual. Penghentian suara subjek *laryngectomy* di produksi dengan EMG-EL yang lambat dari TE atau petunjuk EL, sehingga kesimpulannya adalah sinyal EMG dari otot leher dapat digunakan secara efektif untuk mengontrol inisiasi dan penghentian suara *electrolarynx*. Keuntungan utama dari sistem kontrol EMG-EL, dibandingkan dengan EL dan TE pidato dimana penggunaan satu tangan biasanya diperlukan. Hasil dari data inisiasi suara menunjukkan bahwa EMG-EL sebgus suara normal dan perangkat EL komersial, dan lebih cepat dari suara TE. Subjek normal juga mampu mencapai EMG-EL pemutusan suara yang tidak berbeda daripada yang dihasilkan dengan EL komersial. Pekerjaan di masa depan akan fokus pada pemeriksaan peran pelatihan formal dapat digunakan untuk mengoptimalkan EMG-EL, ditambah dengan evaluasi kinerja EMG-EL selama komunikasi pidato vokal yang berarti.

## 2.5. Suara Mulut Manusia

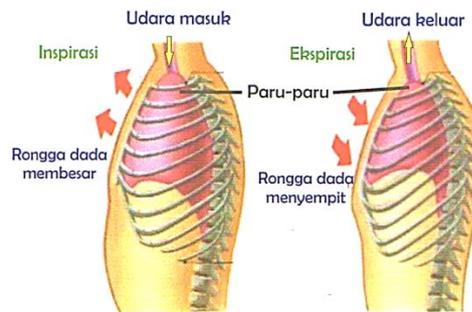
Pada pembahasan sebelumnya sudah di bahas tentang anatomi laring dan fisiologi laring, bahwa laring terletak di antara faring dan tenggorokan, dan laring juga sebagai tempat melekatnya pita suara. Pita suara (*vocal cord*) adalah dua

buah pita otot elastis yang terletak di dalam laring (kotak suara), tepat di atas trakea (saluran udara). Pembentukan suara yang keluar dari mulut manusia dimulai dengan adanya hembusan udara yang dihasilkan oleh paru-paru.

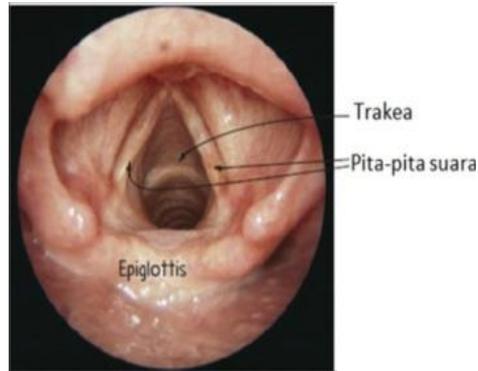
Paru-paru mengembang dan mengempis untuk menarik dan mengeluarkan udara. Udara yang dihembuskan oleh paru-paru keluar melewati suatu daerah yang dinamakan daerah *glotal*. Pita suara (*vocal cord*) pada keadaan ini bervibrasi menghasilkan berbagai jenis gelombang suara. Udara kemudian melewati lorong yang dinamakan faring. Dari faring, udara melewati dua lintasan, yaitu melalui hidung dan melalui rongga mulut. Adapun gerakan diafragma sewaktu bernafas ditunjukkan seperti pada Gambar 2.30, gerakan rusuk sewaktu bernafas ditunjukkan seperti pada Gambar 2.31, dan anatomi pita suara manusia dalam laring ditunjukkan seperti pada Gambar 2.32.



Gambar 2.30 Gerakan Diafragma Sewaktu Bernafas [18]

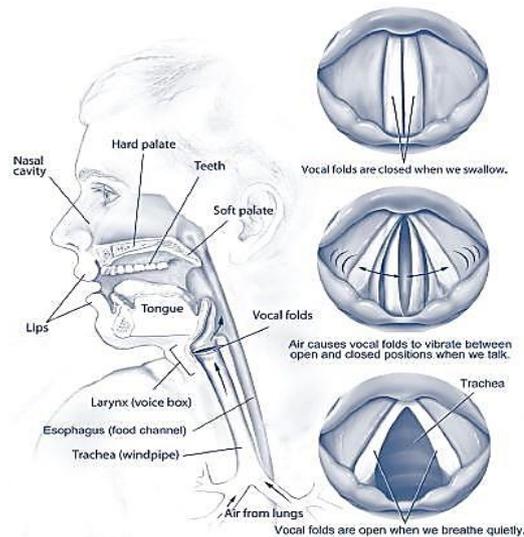


Gambar 2.31 Gerakan Rusuk Sewaktu Bernafas [18]



Gambar 2.32 Anatomi Pita Suara Manusia Dalam Laring [16]

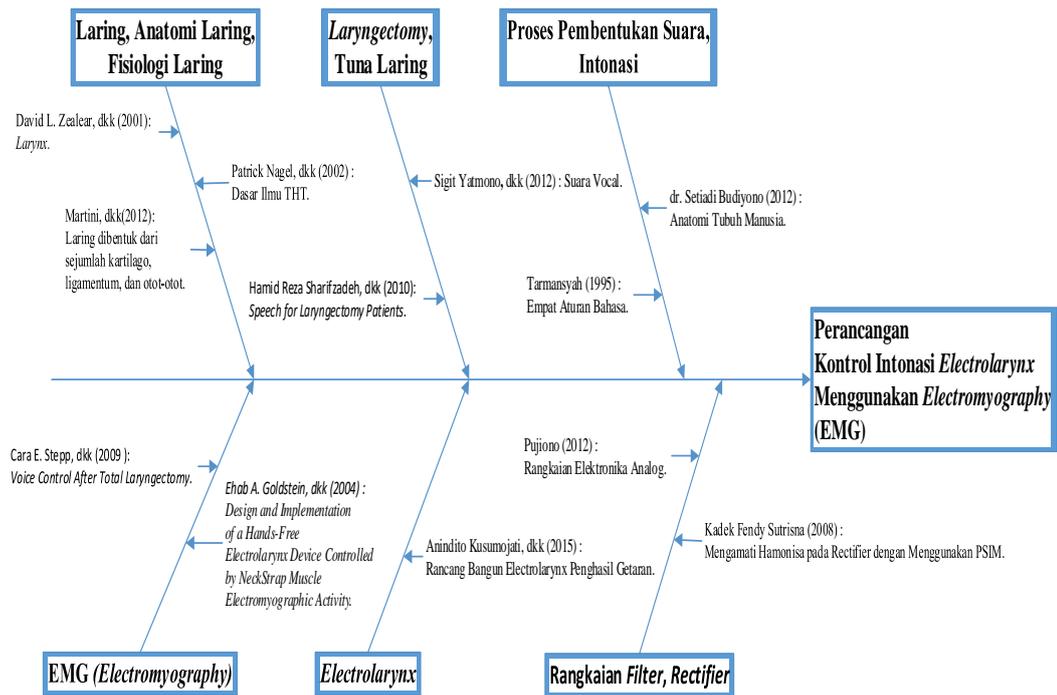
Dapat dijelaskan bahwa saat berbicara pita suara akan mengencang atau mengendor, bergetar ratusan bahkan ribuan kali per detik tergantung nada atau frekuensi yang diucapkan. Suara akan dihasilkan apabila udara bergerak dari diafragma menuju paru-paru melewati tenggorokan dan menyebabkan pita suara bergetar. Ketika tidak sedang berbicara, pita suara terpisah satu sama lain sehingga bisa bernafas. Bentuk anatomi pita suara manusia saat terbuka dan menutup dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.33.



Gambar 2.33 Bentuk Anatomi Pita Suara Manusia saat Terbuka dan Menutup [16]

## 2.6. Fishbone Diagram Penelitian

Kerangka diagram *Fishbone* pada penelitian yang akan dilakukan diperlihatkan pada Gambar 2.34. Diagram *Fishbone* digunakan sebagai dasar dalam penelitian yang berhubungan dengan Laring, Anatomi Laring, Fisiologi Laring, dan lain sebagainya.



Gambar 2.34 Diagram *Fishbone*

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## **BAB 3**

### **METODOLOGI PENELITIAN**

Dalam metodologi penelitian akan dirancang dan dianalisa suatu alat bantu bicara (*electrolarynx*) yang dikontrol aktivasi *on-off* nya menggunakan *electromyograph*, agar dapat memunculkan suara penderita laring dengan cara menempelkan elektroda Ag/AgCl pada otot-otot ekstrinsik laring yang berkontraksi pada tenggorokan saat membuka dan menutup rahang mulut untuk bicara. Dimulai dengan tahap pertama yaitu membuat *flowchart* tahapan penelitian *Electromyograph*, kemudian dilanjutkan tahap kedua yaitu merancang rangkaian *electromyograph*, merancang rangkaian *electrolarynx*, merancang kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph*.

Setelah tahap kedua selesai dikerjakan harapan tujuannya adalah rangkaian *electromyograph* dapat memunculkan sinyal suara dari berkontraksinya otot leher yang berdekatan dengan kerongkongan menggunakan osiloskop, rangkaian *electromyograph* dapat menggetarkan kepala *electrolarynx* yang berfungsi membantu getar pita suara sebagai sumber suara untuk berbicara, memunculkan suara tuna *larynx* dan tuna wicara (orang bisu) dari alat bantu bicara (*electrolarynx*) menggunakan *electromyograph*.

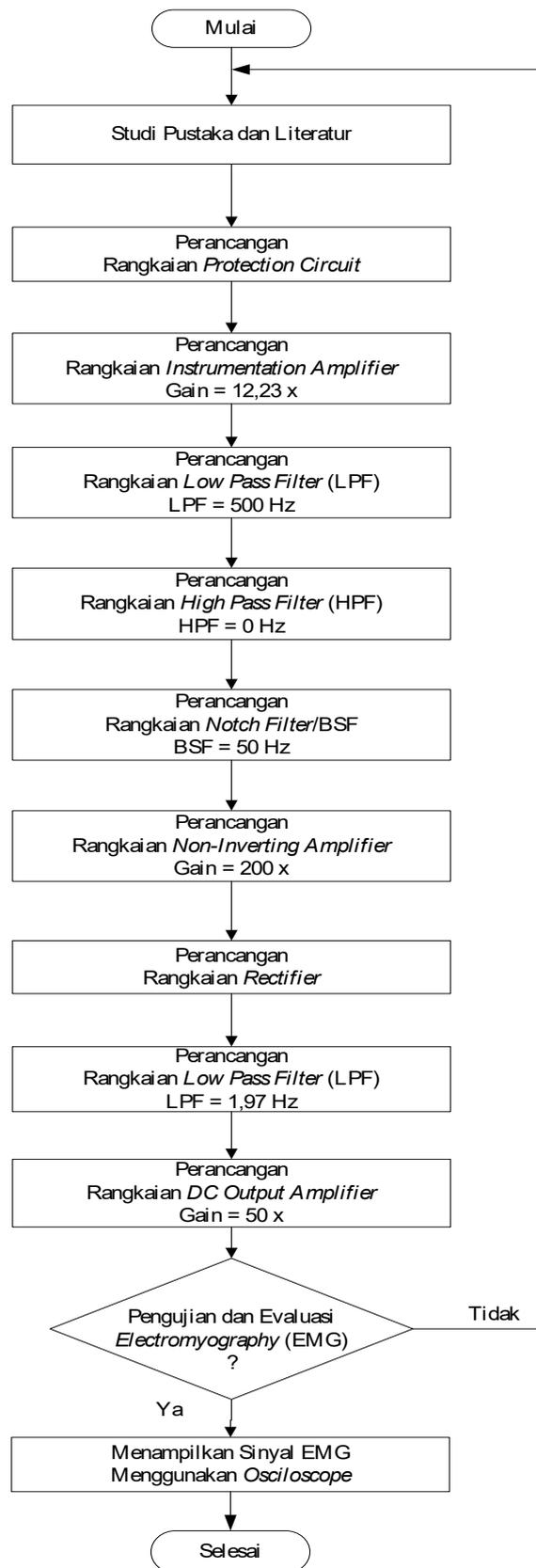
Adapun *flowchart* tahapan penelitian EMG dapat dilihat pada Gambar 3.1. Sebagai persiapan sebelum tahap perancangan kontrol intonasi *electrolarynx* menggunakan *electromyography* (EMG) dapat digambarkan ilustrasi studi pustaka dan literatur seperti pada Gambar 3.2, diagram blok sistem kerja *electromyography* (EMG) dapat dilihat pada Gambar 3.3, dan itu juga diagram blok pengolahan intonasi suara dapat dilihat pada Gambar 3.4. Supaya penelitian ini dapat berjalan sesuai harapan harus memperhatikan juga studi pustaka dan literaturnya seperti pada pembahasan dibawah ini.

### 3.1. Studi Pustaka dan Literatur

Merancang rangkaian *electromyograph* digunakan untuk dihubungkan pada konektor elektroda Ag/AgCl. Elektroda yang digunakan adalah elektroda Ag/AgCl (*Disposable ECG Electrode*). Rangkaian *electromyograph* akan aktif bila menerima *electrode signal* dari kontraksi otot laring yang ada di daerah tenggorokan saat rahang mulut bergerak buka tutup waktu bicara dan akan menghasilkan *output signal* EMG otot laring.

Rangkaian *electromyograph* memerlukan beberapa rangkaian elektronika di antara nya yaitu rangkaian *Protection Circuit*, *Instrumentation Amplifier*, rangkaian *Low Pass Filter* (LPF), rangkaian *High Pass Filter* (HPF), rangkaian *Notch Filter*/rangkaiannya *Band Stop Filter* (BSF), rangkaian *Non-Inverting Amplifier*, rangkaian *Rectifier* dan rangkaian *DC Output Amplifier*, yang kesemuanya itu akan digunakan untuk membuktikan ada atau tidaknya sinyal keluaran dari kontraksi otot laring di leher saat rahang mulut buka tutup waktu bicara. Setelah terbukti ada atau tidaknya sinyal keluaran dari berkontraksinya otot laring di leher saat rahang mulut buka tutup waktu bicara saat itu juga proses kontrol aktivasi *electrolarynx* menggunakan *electromyograph* aktif.

Studi pustaka dan literatur dipergunakan untuk acuan dalam penulisan penelitian dan pengambilan data. Pada tahapan ini akan mencari dan menelaah serta mempelajari dari beberapa pustaka dan literatur yang relevan dengan penelitian yang akan dikerjakan. Pada penelitian sebelumnya juga telah dilakukan penelitian terhadap literatur proses pengenalan suara langsung dari mulut penderita laring seperti Gambar 3.5.



Gambar 3.1 Flowchart Tahapan Penelitian *Electromyography* (EMG)

### 3.1.1. Mempelajari Referensi Tentang *Electromyography* (EMG)

Pada penelitian sebelumnya juga telah dilakukan penelitian menggunakan EMG, sehingga didapatkan literatur EMG dari beberapa pustaka dan literatur yang relevan dengan penelitian yang akan dikerjakan sebagai berikut,

- i. Pengembangan *electrolarynx* yang mempunyai variasi intonasi berbasis sinyal EMG otot leher diperlukan bagi pasien *laryngectomy* yang tidak lagi mempunyai pita suara, akan tetapi otot yang terkait dengan pita suara masih ada yang tersisa. Gerakan otot inilah yang direkam sinyal EMG nya, yang nantinya akan dipergunakan untuk peningkatan kualitas suara *electrolarynx* [2].
- ii. Menghubungkan frekuensi suara manusia dengan sinyal EMG otot leher dan memanfaatkannya untuk mengatur *pitch of electrolarynx* [1].
- iii. Sinyal EMG otot leher akan lebih banyak memberikan informasi tentang *loudness* jika dibandingkan dengan *pitch* [3].

### 3.1.2. Mempelajari Referensi Tentang *Electrolarynx*

Pembahasan tentang *electrolarynx* dalam penelitian sebelumnya juga sudah dibahas dengan pengertian-pengertian tentang *electrolarynx* yang berbeda-beda, adapun pengertian *electrolarynx* sebagai berikut,

- i. *Electrolarynx* adalah sebuah perangkat elektro-mekanik yang dapat menghasilkan getaran. Alat ini membutuhkan *power* dari baterai. Getaran yang dihasilkan bersifat tetap dengan frekuensi dasar mendekati frekuensi dasar suara manusia [3].
- ii. *Electrolarynx* adalah salah satu piranti yang digunakan untuk berbicara pasca *laryngectomy* [4].
- iii. *Electrolarynx* adalah bantuan pidato elektronik yang memungkinkan *laryngectomy* untuk berkomunikasi dengan orang lain secara cepat [1].

### 3.1.3. Mempelajari Referensi Tentang *Microcontroller*

*Microcontroller* yang digunakan adalah arduino nano. Arduino nano dibutuhkan untuk menerima *electrode signal* dari kontraksi otot laring di leher saat rahang mulut buka tutup waktu bicara. Arduino nano akan aktif saat

mendapatkan interupsi dari *electrode signal* yang sebelumnya di proses pada rangkaian EMG. Pada arduino terdapat beberapa mekanisme *input* di antaranya,

- *input digital* dengan fungsi *digitalRead()*
- *input analog* dengan fungsi *analogRead()*
- *input data serial* dengan *class Serial*, fungsinya di antaranya *Serial.read()*
- *input digital* dengan interupsi melalui fungsi *attachInterrupt()*

Di antara mekanisme *input* tersebut, yang mudah dipakai adalah *digitalRead()* dan *analogRead()*. Pada arduino nano hanya pin 2 dan pin 3 saja yang dapat dipakai untuk *input* interupsi. Pada program ini yang dipakai adalah pin 2.

#### **3.1.4. Mempelajari Referensi Tentang Pembentukan Suara, Intonasi**

Dapat dijelaskan bahwa saat berbicara pita suara akan mengencang atau mengendor, bergetar ratusan bahkan ribuan kali per detiknya tergantung nada atau frekuensi yang diucapkan. Suara akan dihasilkan apabila udara bergerak dari diafragma menuju paru-paru melewati tenggorokan dan menyebabkan pita suara bergetar. Ketika tidak sedang berbicara, pita suara terpisah satu sama lain sehingga bisa bernafas. Bentuk anatomi pita suara manusia saat terbuka dan menutup dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 2.33.

##### **3.1.4.1. Mempelajari Referensi Tentang Pembentukan Suara**

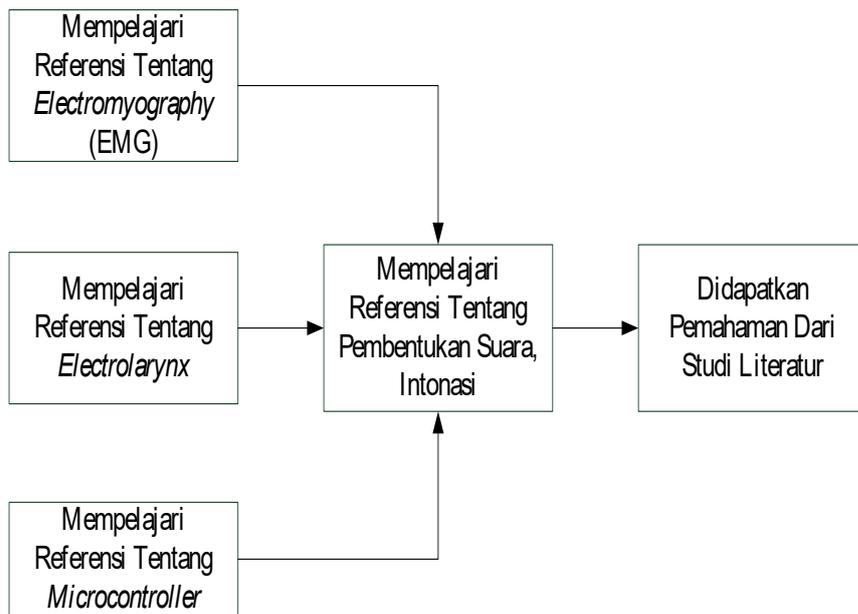
Pembentukan suara dapat dilakukan dengan pengamatan adanya hembusan udara yang dihasilkan oleh paru-paru. Paru-paru mengembang dan mengempis untuk menyedot dan mengeluarkan udara. Udara yang dihembuskan oleh paru-paru keluar melewati suatu daerah yang dinamakan daerah *glotal*. Pita suara (*vocal cord*) pada keadaan ini bervibrasi menghasilkan berbagai jenis gelombang suara. Udara kemudian melewati lorong yang dinamakan faring. Dari faring, udara melewati dua lintasan, yaitu melalui lubang hidung dan melalui rongga mulut. Lidah, gigi, bibir, dan hidung bertindak sebagai modulator untuk menghasilkan berbagai bunyi yang berbeda. Organ pembentuk suara manusia diperlihatkan pada Gambar 3.6, sedangkan penyederhanaan sistem produksi suara manusia diperlihatkan pada Gambar 3.7.

### 3.1.4.2. Mempelajari Referensi Tentang Intonasi

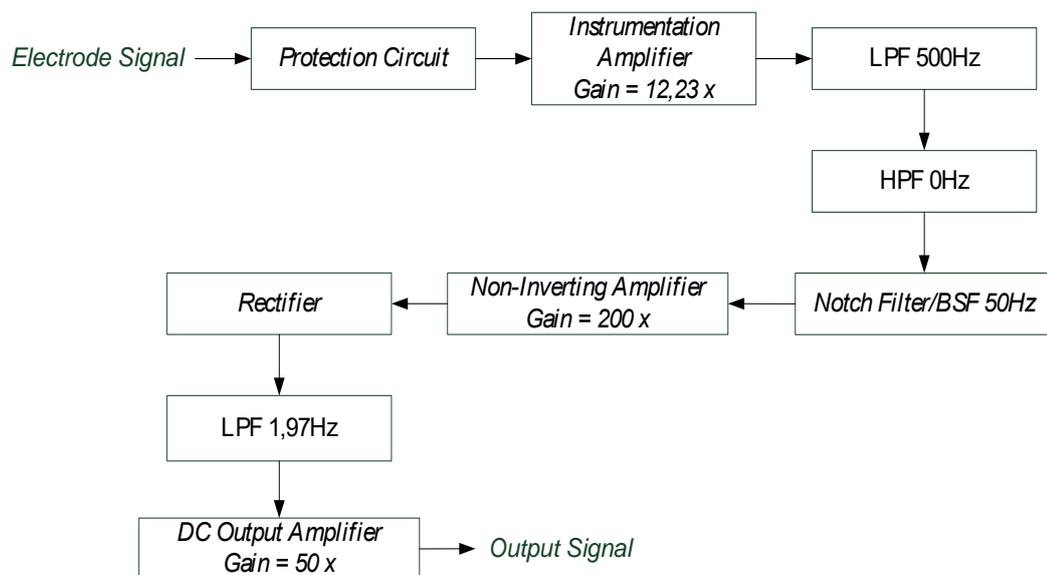
Intonasi yaitu tinggi rendahnya nada pada kalimat yang memberikan penekanan pada kata-kata tertentu di dalam kalimat. Intonasi memiliki 3 macam, yaitu:

1. Tekanan dinamik (keras lemah). Ucapkanlah kalimat dengan melakukan penekanan pada setiap kata yang memerlukan penekanan. Misalnya, saya pada kalimat “Saya membeli pensil ini” perhatikan bahwa setiap tekanan memiliki arti yang berbeda.
  - a. SAYA membeli pensil ini. (Saya, bukan orang lain)
  - b. Saya MEMBELI pensil ini. (Membeli, bukan, menjual)
  - c. Saya membeli PENSIL ini. (Pensil, bukan buku tulis)
2. Tekanan nada (tinggi). Cobalah mengucapkan kalimat dengan memakai nada/aksen, artinya tidak mengucapkan seperti biasanya, maksudnya adalah membaca/mengucapkan kalimat dengan suara yang naik turun dan berubah ubah. Jadi yang dimaksud dengan tekanan nada ialah tentang tinggi rendahnya suatu kata.
3. Tekanan tempo. Tekanan tempo adalah memperlambat atau mempercepat pengucapan. Tekanan ini sering dipergunakan untuk lebih mempertegas apa yang kita maksudkan. Untuk latihannya cobalah membaca naskah dengan tempo yang berbeda beda. Lambat atau cepat silih berganti.

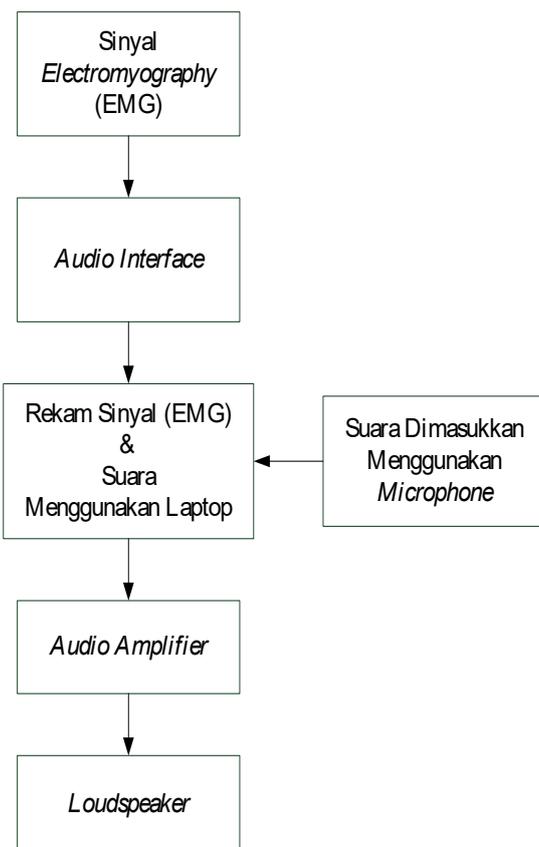
Bagi pasien lanjut usia dapat dibantu dengan menggunakan *electrolarynx*. Alat tersebut ada dua jenis, yakni yang ditanam (*shunt*) dan yang digetarkan di leher saat pasien berbicara. Dengan menggunakan alat bantu, biasanya cara bicara pasien akan terdengar aneh karena tanpa intonasi dan ekspresinya seperti gaya bicara robot, sedangkan untuk alat bantu yang di tanam, harus rajin dibersihkan dan sering diganti. Bila tidak hati-hati, makanan dapat kesasar ke bagian tersebut dan pasien mudah tersedak.



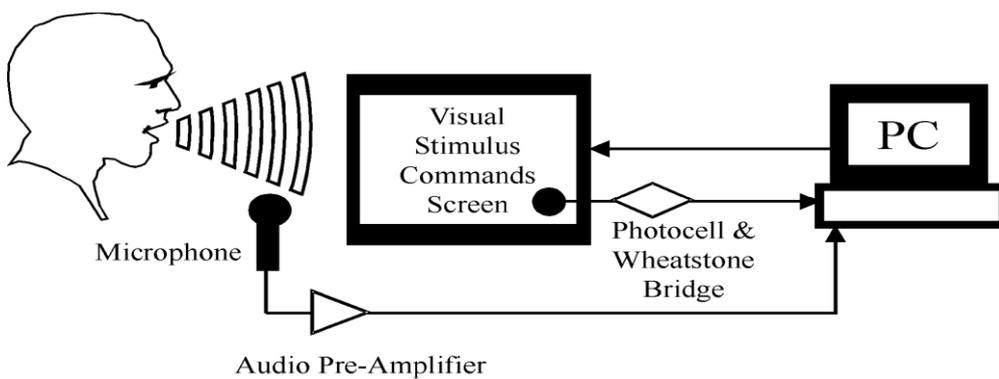
Gambar 3.2 Ilustrasi studi pustaka dan literatur



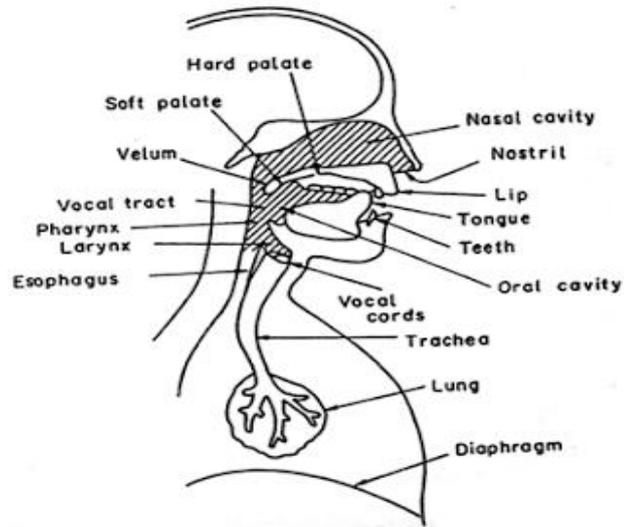
Gambar 3.3 Diagram Blok Sistem Kerja *Electromyography* (EMG)



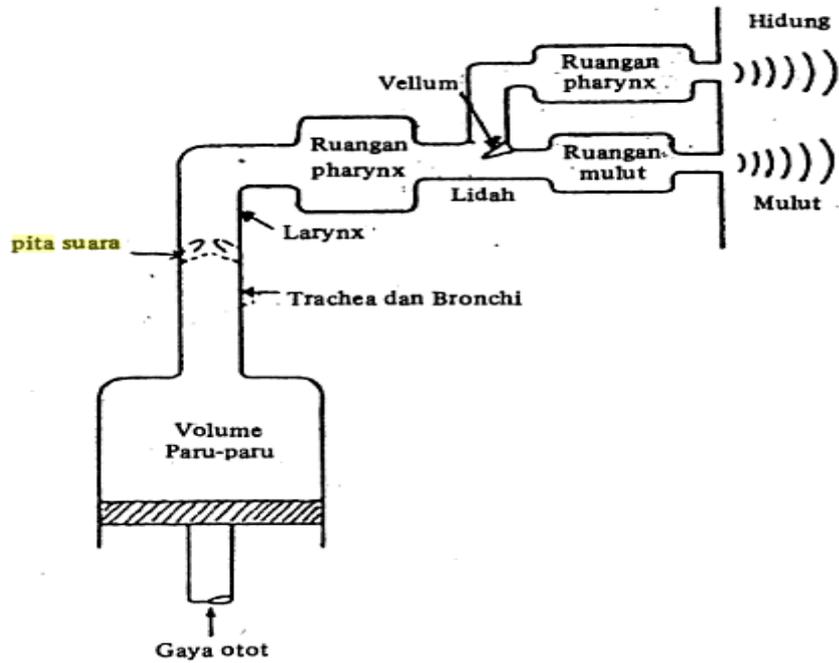
Gambar 3.4 Diagram Blok Pengolahan Intonasi Suara



Gambar 3.5 Proses Pengenalan Suara Langsung Dari Mulut Penderita Laring [1]



Gambar 3.6 Organ Pembentuk Suara Manusia [20]



Gambar 3.7 Skematik Sistem Produksi Suara Manusia [11]

### 3.2. Perancangan Alat *Electrolarynx* dan Perancangan Rangkaian *Electromyography* (EMG)

Dibuatnya perancangan alat *electrolarynx* dan perancangan rangkaian *electromyography* (EMG) agar tujuan dari penelitian ini tercapai. Tujuan penelitian ini adalah Rangkaian *electromyography* (EMG) dapat memunculkan sinyal suara dari pergerakan otot leher yang berdekatan dengan kerongkongan pada osiloskop; Rangkaian *electromyography* (EMG) dapat menggetarkan kepala *electrolarynx* yang berfungsi membantu getar pita suara sebagai sumber suara untuk berbicara; Memunculkan intonasi suarsa tuna *larynx* dan tuna wicara (orang bisu) dari alat bantu bicara (*electrolarynx*) menggunakan *electromyography* (EMG).

#### 3.2.1. Perancangan Alat *Electrolarynx*

Alat *electrolarynx* dirancang menggunakan kawat tembaga, magnet permanen berbentuk bundar, klos tempat melilitkan kumparan kawat tembaga, karet latex dan tempat yang akan digunakan sebagai *electrolarynx* secara keseluruhan.

##### 3.2.1.1. Alat-alat yang digunakan

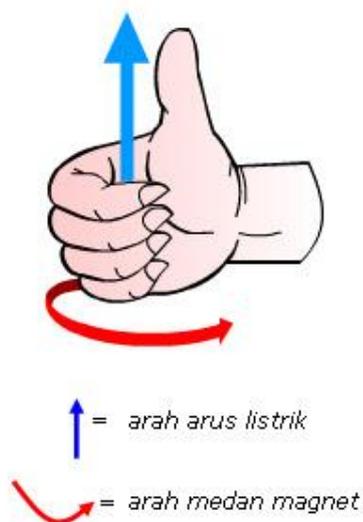
Alat-alat yang digunakan adalah alat-alat yang menunjang dari perancangan alat *electrolarynx*. Adapun gambar alat untuk menggulung lilitan kawat tembaga ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Alat Penggulung Kawat Tembaga

Alat penggulung kawat tembaga digunakan untuk melilitkan kawat tembaga sebanyak jumlah yang telah dihitung sebelumnya agar sesuai dengan tegangan listrik yang diinginkan. Ada lilitan kawat tembaga berarti akan ada arah medan magnet terhadap kuat arus yang mengalir pada lilitan kawat tembaga dan berhubungan dengan aturan tangan kanan pada pelajaran fisika. Ini cara yang efektif untuk mengetahui arah medan magnet terhadap arus listrik. Jika seutas kawat tembaga diberi aliran listrik, maka di sekeliling kawat tembaga akan terbentuk medan magnet. Dengan aturan tangan kanan dapat diketahui arah medan magnet terhadap arah arus listrik. Caranya sederhana yaitu dengan mengacungkan jari jempol tangan kanan sedangkan keempat jari lain menggenggam. Arah jempol adalah arah arus listrik (simbol :  $I$ , satuan : *Ampere*), dan ke empat jari lain adalah arah medan magnet yang mengitarinya (simbol :  $B$ , satuan : .Tesla). Gambar aturan tangan kanan ditunjukkan pada Gambar 3.9.

Tempat untuk meletakkan lilitan kawat tembaga dinamakan klos. Klos berbentuk lingkaran yang mempunyai ukuran diameter dalam dan diameter luar serta tinggi. Untuk perancangan klos lilitan kawat tembaga menyerupai bentuk toroid tetapi mempunyai tutup disisi atas klos dikarenakan ada disain drat sebagai pelatuk *electrolarynx* dari sisi bawah. Adapun gambar perhitungan luas penampang klos seperti pada Gambar 3.10.



Gambar 3.9 Aturan Tangan Kanan



Gambar 3.10 Perhitungan Luas Penampang Klos Lilitan Kawat Tembaga

Jika arus ( $I$ ) mengalir pada kawat tembaga (kumparan panjang), maka didapatkan Persamaan (3.1) induksi magnetik dalam kawat tembaga (kumparan panjang) sebagai berikut,

$$B = \mu_0 \cdot I \cdot n \quad (3.1)$$

dimana  $B$  adalah induksi magnetik ( $\text{Wb/m}^2 = \text{tesla}$ ),  $n$  adalah jumlah lilitan per satuan panjang,  $I$  adalah arus ( $A$ ), dan  $\mu_0$  adalah permeabilitas vakum ( $4\pi \times 10^{-7} \text{ Wb/A.m}$ ).

Hubungan antara VDC (*Volt Direct Current*) Arus Kawat Tembaga ( $I_{\text{tembaga}}$ ), Ukuran Kawat Tembaga (mm) dengan panjang kabel (meter) dapat dihitung dengan Persamaan (3.2), dan Persamaan (3.3),

$$V = I \times R \quad (3.2)$$

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (3.3)$$

dimana  $V$  adalah tegangan DC (*Volt*),  $I$  adalah arus yang mengalir pada kawat tembaga (*Ampere*),  $R$  adalah hambatan yang dilalui pada kawat tembaga (*Ohm*),  $\rho$  adalah Rho (hambatan jenis,  $\text{Cu} = 0,0175$ ),  $L$  adalah panjang kabel (meter),  $A$  adalah luas penampang ( $\text{mm}^2$ ).

Menghitung Jumlah Lilitan

Masukan GPV

60

Masukan Voltase Yang Diperlukan

6

Jumlah Lilitan

360 Gulungan

Note: Bulatkan Ke Atas

Gambar 3.11 Media Penghitung Jumlah Lilitan

Untuk menentukan berapa gulungan kawat tembaga yang diinginkan sesuai dengan *voltage* nya dapat diketahui menggunakan media penghitung jumlah lilitan dengan cara memasukkan angka Gulungan Per Volt (GPV); memasukkan *voltage* yang diinginkan/diperlukan; maka akan diketahui jumlah lilitannya. Berikut ditunjukkan Gambar 3.11 media penghitung jumlah lilitan.

Dengan cara yang sama dapat dihitung secara manual untuk mengetahui jumlah lilitan kawat tembaga yang diinginkan dengan cara,

(i). Untuk mendapatkan 6 Volt, maka diperlukan Gulungan per Volt (GPV),

$$6 \text{ Volt} \times 10 \text{ GPV} = 60 \text{ GPV}$$

(ii). Sehingga akan diketahui jumlah lilitan kawat tembaga yang diinginkan,

$$6 \text{ Volt} \times 60 \text{ GPV} = 360 \text{ Gulungan}$$

Adapun alat-alat lainnya yang digunakan pada perancangan alat *electrolarynx* ditunjukkan pada Gambar 3.12, Gambar 3.13, Gambar 3.14, Gambar 3.15, Gambar 3.16, Gambar 3.17.

Tang penjepit digunakan untuk membuka dan mengunci ring drat pada tungkai tempat meletakkan klos kawat tembaga. Gambar tang penjepit ditunjukkan pada Gambar 3.12. Obeng Plus dan Obeng Minus digunakan untuk membuka dan mengunci skrup pada tuas pemutar gulungan kawat tembaga. Gambar obeng plus dan obeng minus ditunjukkan pada Gambar 3.13.

Kawat tembaga digunakan sebagai bahan untuk membuat solenoid yang digulungkan pada klos kawat tembaga yang akan diletakkan di dalam tempat *electrolarynx*. Gambar kawat tembaga ditunjukkan pada Gambar 3.14. Klos kawat tembaga digunakan untuk tempat gulungan kawat tembaga yang baru atau gulungan kawat tembaga pindahan dari sisa kawat tembaga yang sudah digulung. Gambar klos kawat tembaga ditunjukkan pada Gambar 3.15.

Multimeter analog digunakan untuk memastikan bahwa kawat tembaga yang sudah digulung tidak putus. Gambar multimeter analog ditunjukkan pada Gambar 3.16. Alat *3D Print* digunakan untuk membuat tempat dari klos kawat tembaga, magnet bundar permanen yang nantinya akan dijadikan kepala dari *electrolarynx*. Gambar alat *3D Print* ditunjukkan pada Gambar 3.17.



Gambar 3.12 Tang Penjepit



Gambar 3.13 Obeng Plus dan Obeng Minus



Gambar 3.14 Kawat Tembaga



Gambar 3.15 Klos Tempat Lilitan Kawat Tembaga



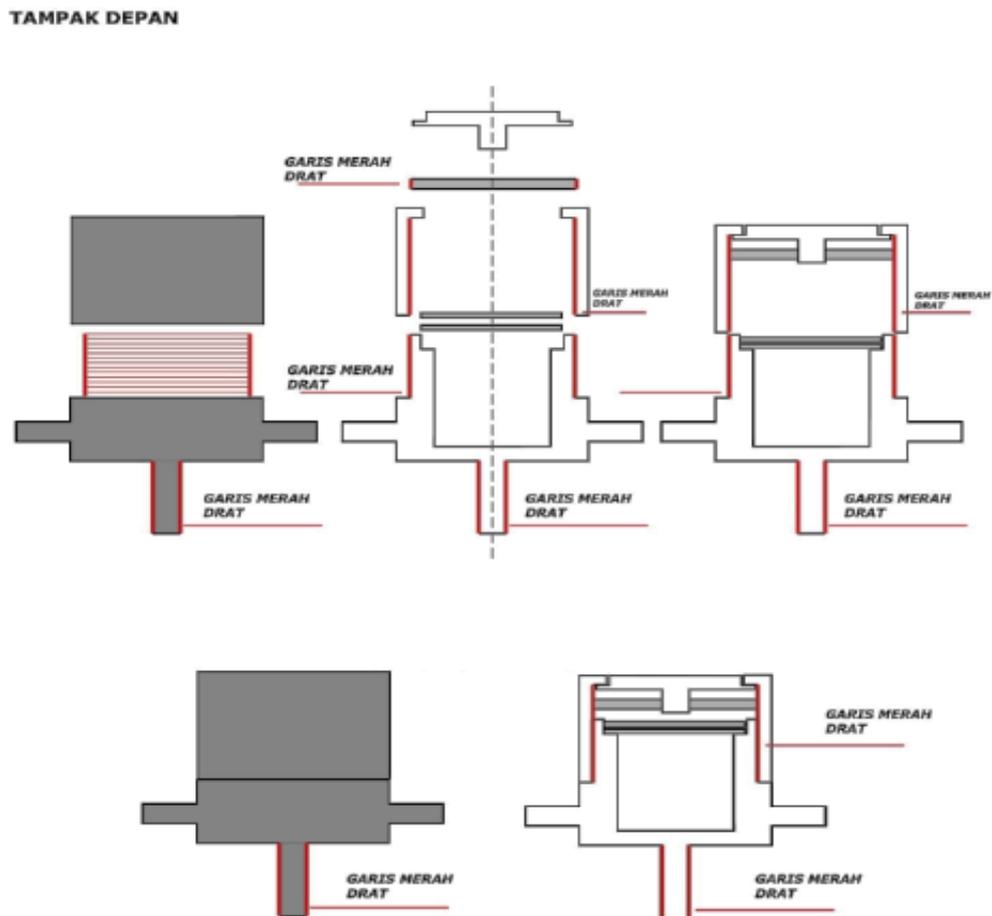
Gambar 3.16 Multimeter Analog



Gambar 3.17 Alat 3D *Print*

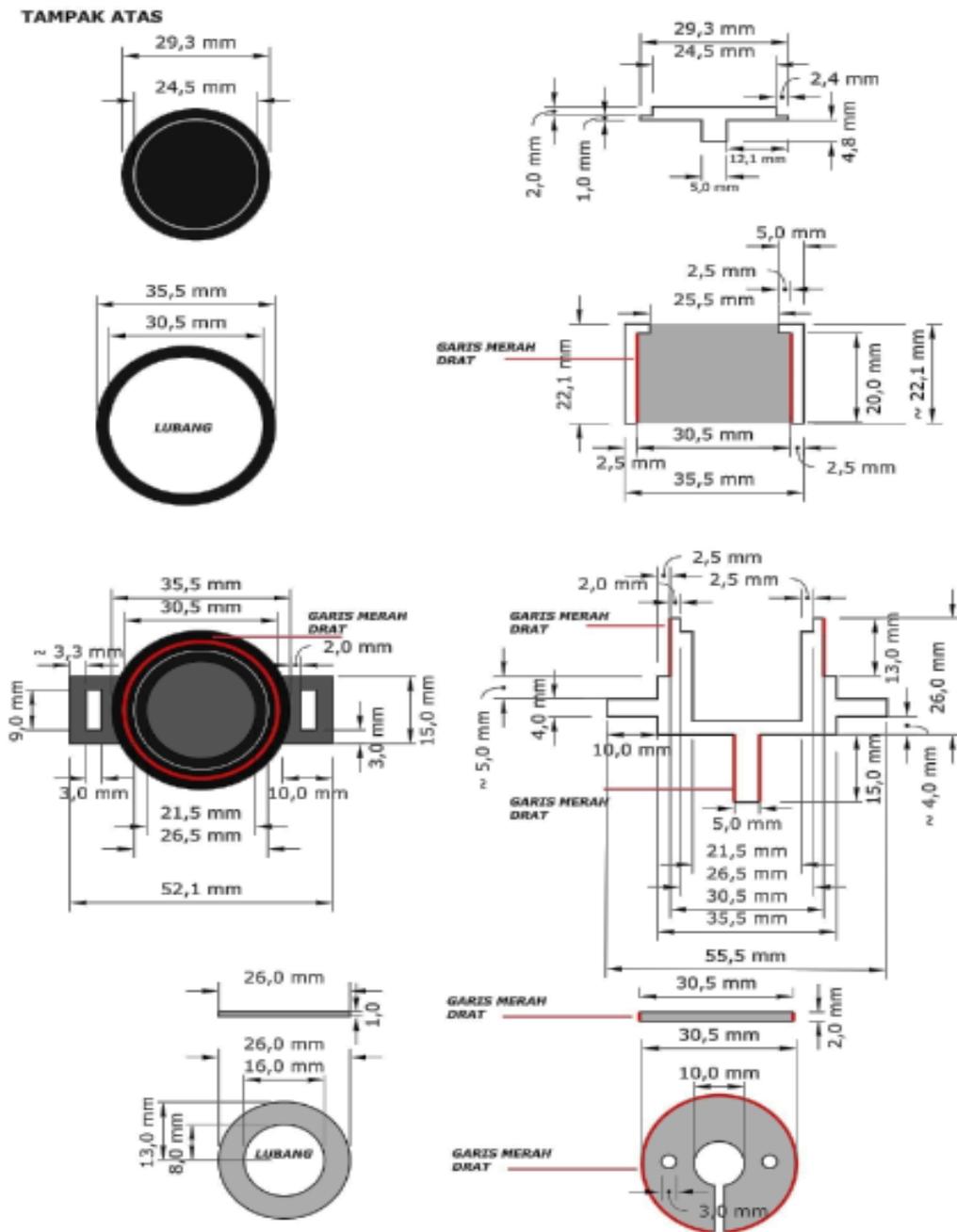
### 3.2.1.2. Disain Tampak Depan Bentuk Luar Kepala *Electrolarynx*

Mendisain tampak depan bentuk luar kepala *electrolarynx* diperlukan alat 3D *Print*. Adapun alat 3D *Print* ditunjukkan pada Gambar 3.17. Di dalam *electrolarynx* terdapat klos tempat gulungan lilitan kawat tembaga, kawat tembaga, magnet bundar permanen, karet latex, *pin connector* dari kawat tembaga ke *black housing* yang terhubung ke arduino nano. Adapun gambar disain bentuk luar kepala *electrolarynx* dibagi menjadi 2 (dua) bagian, yaitu gambar disain tampak depan dan gambar disain tampak atas. Berikut ditunjukkan pada Gambar 3.18, Gambar 3.19.



Gambar 3.18 Gambar Disain Tampak Depan Bentuk Luar *Electrolarynx*

### 3.2.1.3. Disain Tampak Atas Bentuk Dalam *Electrolarynx*



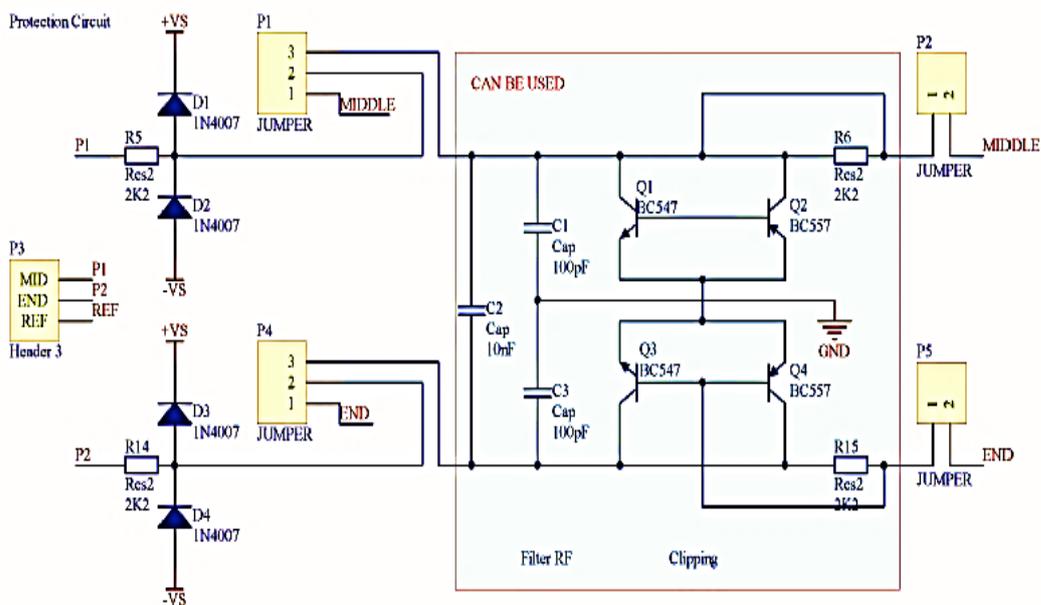
Gambar 3.19 Gambar Disain Tampak Atas Bentuk Dalam *Electrolarynx*

### 3.2.2. Perancangan Rangkaian *Electromyography* (EMG)

Menurut rumusan masalah yaitu merancang rangkaian *electromyography* (EMG), tujuan dan manfaat dilakukan penelitian yaitu rangkaian *electromyography* (EMG) dapat memunculkan sinyal suara dari pergerakan otot leher yang berdekatan dengan kerongkongan pada osiloskop, rangkaian *electromyography* (EMG) dapat menggetarkan kepala *electrolarynx* yang berfungsi membantu getar pita suara sebagai sumber suara untuk berbicara, dirancanglah rangkaian *electromyography* (EMG) seperti pada gambar dibawah ini.

#### 3.2.2.1. Rangkaian *Protection Circuit*

Rangkaian *protection circuit* digunakan untuk menerima *electrode signal* dari berkontraksinya otot ekstrinsik *larynx* yang berada pada leher saat penderita tuna laring dan siswa/siswi tuna wicara mulai menggerakkan mulutnya untuk berbicara. Dalam hal ini mempertahankan agar kondisi penderita tuna laring dan siswa/siswi tuna wicara saat menggunakan elektroda Ag/AgCl aman tidak tersengat kejutan listrik. Berikut ditunjukkan gambar rangkaian *protection circuit* pada Gambar 3.20.



Gambar 3.20 Rangkaian *Protection Circuit*

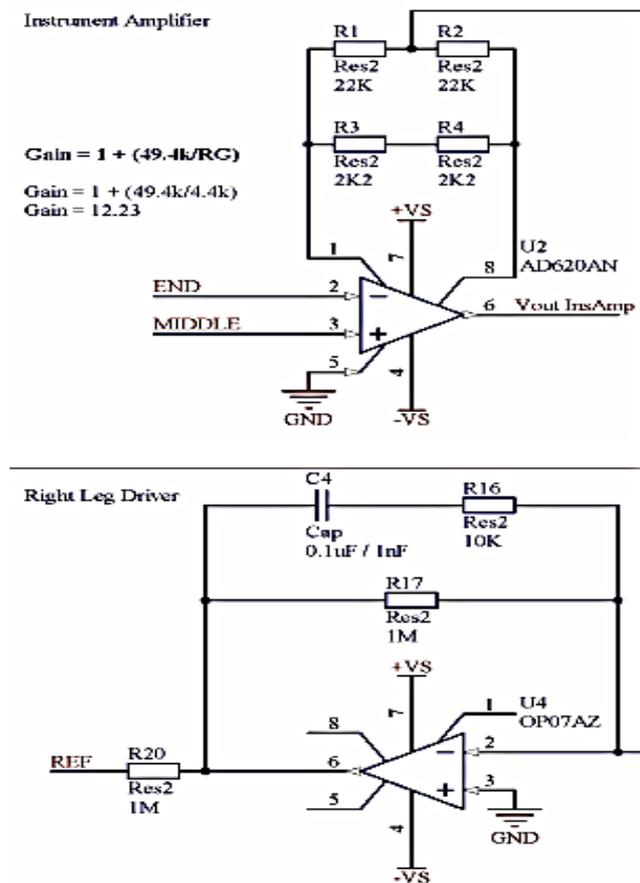
### 3.2.2.2. Rangkaian *Instrumentation Amplifier* (*Gain = 12,23x*)

Rangkaian *Instrumentation Amplifier* menggunakan IC AD620 seperti yang ada pada Gambar 3.21. Dengan menggunakan rangkaian *Instrumentation Amplifier* beda potensial dengan 2 (dua) masukan akan dikuatkan. Besar penguatan dicari dengan Persamaan (3.4),

$$G = 1 + \frac{49,4}{R_G} \quad (3.4)$$

Untuk *gain* ditentukan menggunakan 1 (satu) resistor, yaitu resistor  $R_G$ . *Gain* yang diinginkan sebesar 12,23 karena mempertimbangkan *offset* DC yang dihasilkan dari elektroda Ag/AgCl.

Sebagai pembatas arus yang masuk ke dalam *Op-Amp* Instrumentasi menggunakan Resistor  $R_1$  dan  $R_2$ .



Gambar 3.21 Rangkaian *Instrumentation Amplifier* dengan *Gain = 12,23x*

### 3.2.2.3 Rangkaian *Right Leg Driver* (RLD)

Rangkaian *Right Leg Driver* dirancang dengan keluaran menggunakan *Op-Amp Inverting* yang didalamnya terdapat sebuah resistor di rangkai seri sebagai pembatas arus untuk keamanan bila terjadi *short circuit*. Digunakan nilai  $R_o$  atau  $R_{17}$  sekitar  $10\text{ K}\Omega$  hingga  $10\text{ M}\Omega$ . Rancangan disain RLD ditunjukkan pada Gambar 3.21 dengan menambahkan kapasitor  $C_4$  yang bernilai  $0,1\ \mu\text{F}$  atau  $1\ \text{nF}$  yang dipasangkan paralel dengan  $R_{17}$  untuk menambah impedansi total sehingga akan semakin aman bila terjadi *short circuit*.

### 3.2.2.4. Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) 500Hz

Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) akan melewatkan sinyal dengan frekuensi dibawah frekuensi tertentu atau frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ) dan membuang sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ). Bila  $R_{28} = R$ ,  $R_{29} = mR$ , dan  $C_5$  dirangkai paralel dengan  $C_6 = C_{\text{paralel}} = C$ ,  $C_{12} = nC$  di dapat Persamaan (3.5), Persamaan (3.6), Persamaan (3.7),

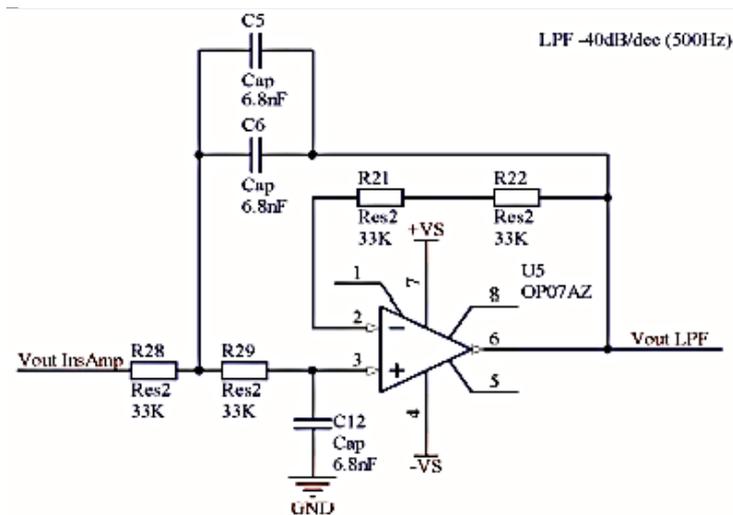
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{28}R_{29}C_P C_{12}}} \quad (3.5)$$

$$\beta = \frac{R_{28}C_P + R_{29}C_P}{\sqrt{R_{28}R_{29}C_P C_{12}}} \quad (3.6)$$

Bila  $R_{28} = R$ ,  $R_{29} = mR$ , dan  $C_6 = C_{\text{paralel}} = C$ ,  $C_{12} = nC$  menjadi Persamaan (3.7),

$$\beta = \frac{RC + mRC}{\sqrt{mR^2 nC^2}} = \frac{1+m}{\sqrt{mn}} \quad (3.7)$$

Adapun rangkaian LPF dapat ditunjukkan pada Gambar 3.22.



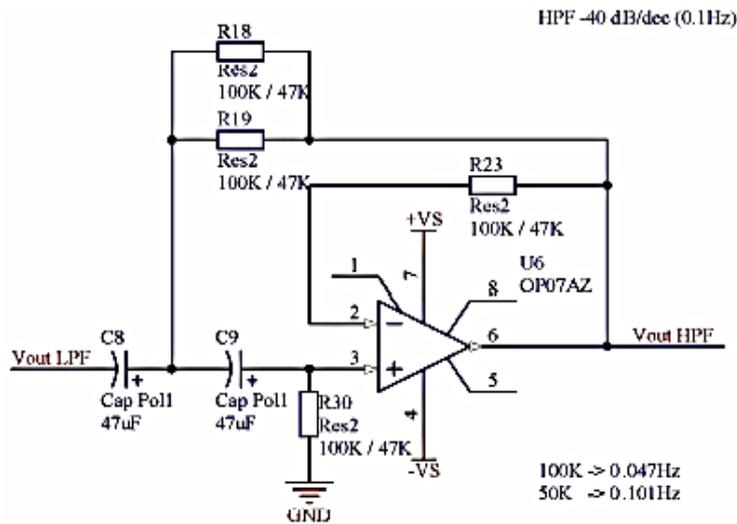
Gambar 3.22 Rangkaian LPF 500Hz

### 3.2.2.5. Rangkaian *High Pass Filter* (HPF) 0Hz

Rangkaian *High Pass Filter* (HPF) akan melewatkan sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi tertentu atau frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ) dan membuang sinyal dengan frekuensi di bawah frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ). Merangkai rangkaian *High Pass Filter* (HPF) menggunakan kapasitor (C) agar dapat memblokir tegangan DC dan melewatkan sinyal AC. Untuk rangkaian penguat AC ditentukan frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ) nya sekecil mungkin, yaitu 0,047 Hz. Nilai  $C_8$  dipilih 47  $\mu F$ . Nilai  $R_{18}$  dan  $R_{19}$  di dapat dari Persamaan (3.8),

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.8)$$

Nilai  $R_{18}$  dan  $R_{19}$  di dapat sebesar 100  $K\Omega$  atau 47  $K\Omega$ . Disain rangkaian ini memperhatikan spesifikasi *Op-Amp*, khususnya *offset voltage* internal *Op-Amp*. Secara lengkap disain rangkaian HPF ditunjukkan pada Gambar 3.23.



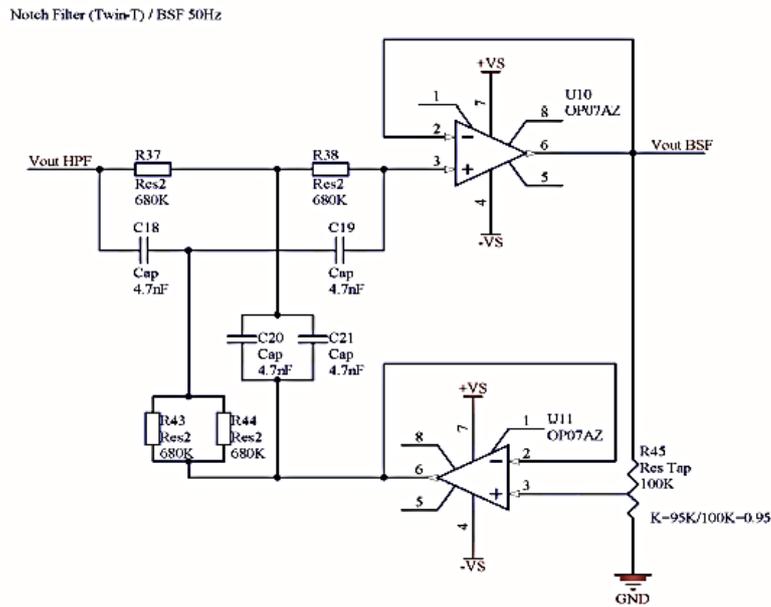
Gambar 3.23 Rangkaian HPF 0Hz

### 3.2.2.6. Rangkaian *Notch Filter*/BSF 50Hz

Rangkaian *Notch Filter*/*Band Stop Filter* (BSF) dirancang untuk meredam sinyal *noise* akibat dari interferensi jala-jala pada frekuensi 50 Hz. Filter ini dirancang dengan menggunakan nilai kapasitor yang mudah didapatkan di pasaran yaitu  $C = 47 \text{ nF}$ . Jika diinginkan  $f_c = 50 \text{ Hz}$  maka nilai  $R$  dapat dicari dengan Persamaan (3.9),

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (3.9)$$

didapatkan nilai  $R = 677,589 \text{ K}\Omega$ , dibulatkan mendekati nilai yang dijual dipasaran  $R = 680 \text{ K}\Omega$ . Nilai  $\frac{R}{2}$  dan  $2C$  didapat dari membagi nilai  $R$  dan  $C$  yang didapat dengan cara  $\frac{R}{2} = \frac{677,589 \text{ K}\Omega}{2} = 338,779 \text{ K}\Omega$ , sedangkan nilai dari  $C$  didapat dengan cara  $2C = 2 \times 4,7\text{nF} = 9,4 \text{ nF}$ . Adapun gambar rangkaian *Notch Filter*/BSF ditunjukkan pada Gambar 3.24.



Gambar 3.24 Rangkaian *Notch Filter*/BSF 50Hz

### 3.2.2.7. Rangkaian *Non-Inverting Amplifier*

Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* memiliki penguatan maksimal sebesar 200 kali melalui Persamaan (3.10),

$$\frac{V_o}{V_i} = \left( 1 + \frac{R_{26}}{R_{25}} \right) \quad (3.10)$$

dimana diketahui nilai  $R_{25}$  adalah  $1 \text{ K}\Omega$ ,  $R_{26}$  adalah  $199 \text{ K}\Omega \approx 200 \text{ K}\Omega$ , dengan nilai pada trimpot  $R_{24}$  adalah  $20 \text{ K}\Omega$  yang di seri dengan  $R_{25}$  untuk mengatur *Gain*. Adapun gambar rangkaian *non-inverting amplifier* ditunjukkan pada Gambar 3.25.

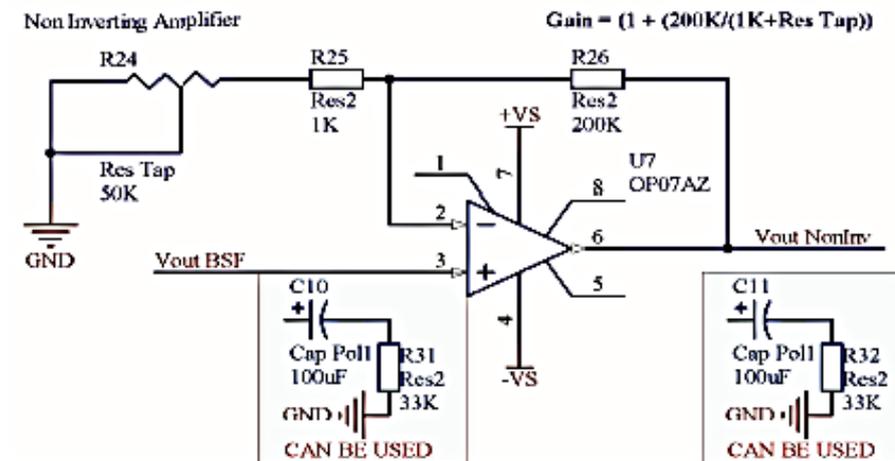
### 3.2.2.8. Rangkaian *Rectifier/Precision Full Wave Rectifier*

Rangkaian *Rectifier/Precision Full Wave Rectifier* dirancang dengan menggunakan 2 dioda untuk membentuk *Full Wave Rectifier* atau Penyearah Gelombang Penuh sebagai penyearahnya. Penyearah Gelombang Penuh dengan 2 dioda memerlukan transformer khusus yang dinamakan dengan Transformer CT (*Centre Tapped*).

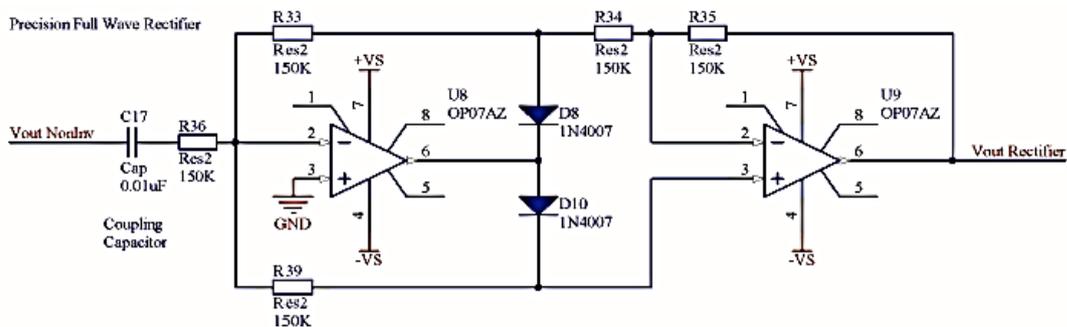
Transformer CT memberikan *output* (keluaran) tegangan yang berbeda fasa 180° melalui kedua terminal *output* sekundernya. Dengan begitu rangkaian membutuhkan tegangan sumber CT, ada + Vs GND -Vs. Berikut gambar rangkaiannya ditunjukkan pada Gambar 3.26.

### 3.2.2.9. Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) 1,97Hz

Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) pada bagian ini dirancang agar *frekuensi cut-off* lebih curam atau semakin mendekati LPF ideal. Tegangan *output* ( $V_o$ ) diumpanbalikkan pada titik masukan negatif (*negative input*) melalui  $R_{42}$  dan  $C_{22}$ . Karena *Op-Amp* ideal maka tegangan selisih (*differential input*) sama dengan nol,



Gambar 3.25 Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* dengan  $Gain = 200x$

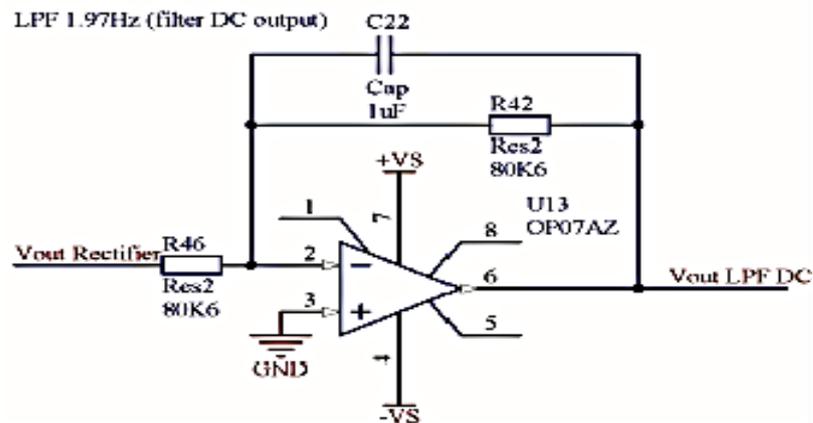


Gambar 3.26 Rangkaian *Rectifier/Precision Full Wave Rectifier*

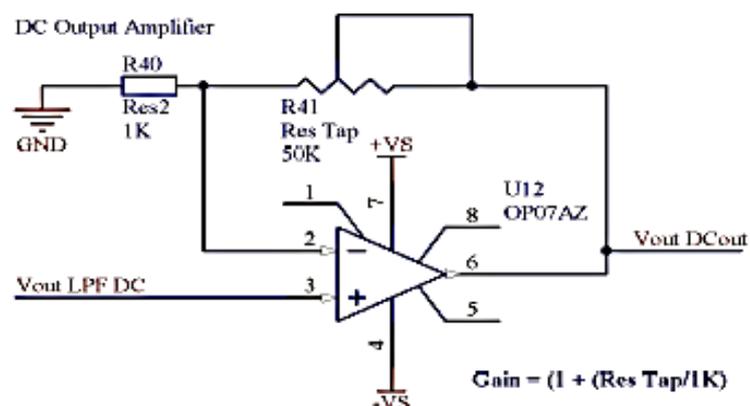
sehingga tegangan pada masukan negatif sama dengan tegangan pada masukan positif yang merupakan tegangan *output*  $V_o$ . Adapun gambar rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) ditunjukkan pada Gambar 3.27.

### 3.2.2.10. Rangkaian *DC Output Amplifier* ( $Gain = 50x$ )

Rangkaian *DC Output Amplifier* dengan  $Gain = 50x$  dirancang agar mempertahankan penguatan yang di peroleh dari rangkaian LPF 1,97Hz untuk melewati sinyal dengan frekuensi dibawah frekuensi tertentu atau frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ) dan membuang sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi *cut-off* ( $\omega_c$ ). Adapun gambar rangkaian *DC output amplifier* dengan  $Gain = 50x$  ditunjukkan pada Gambar 3.28.



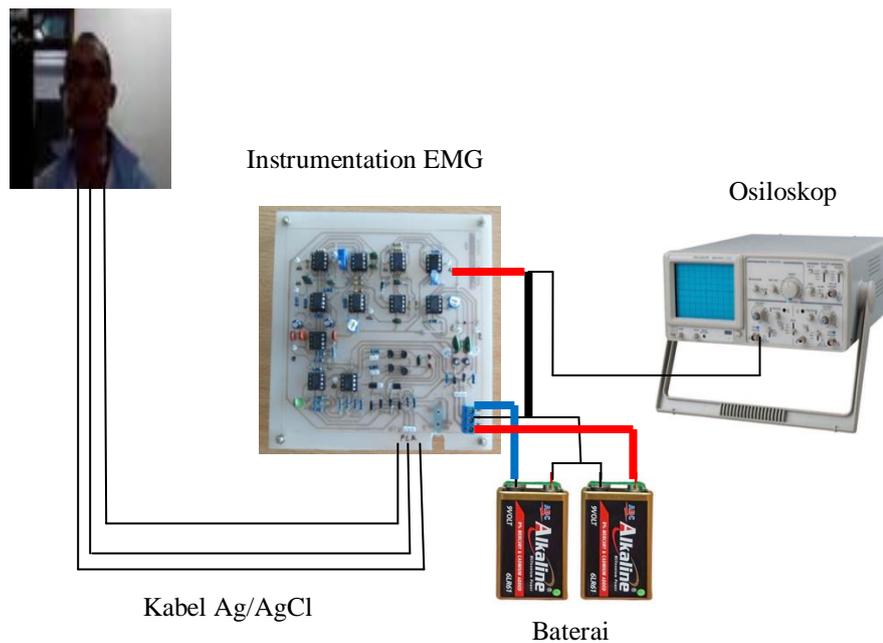
Gambar 3.27 Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) 1,97Hz



Gambar 3.28 Rangkaian *DC Output Amplifier* dengan  $Gain = 50x$

### 3.3. Pengujian Hasil

Hasil pengamatan sinyal otot laring menggunakan osiloskop dalam penelitian ini akan di bandingkan dan di hitung sesuai dengan keadaan saat ada masukan sinyal otot laring. Adapun pengujian dapat dilakukan dengan cara seperti pada Gambar 3.29.



Gambar 3.29 Pengujian Sinyal Otot Laring

Adapun persamaan dari perhitungan tersebut dengan menggunakan Persamaan 3.11,

$$S_{emg} = \frac{\text{Data yang terukur} - \text{Data Ref}}{\text{Data Ref}} \times 100\% \quad (3.11)$$

dimana  $S_{emg}$  adalah ketepatan Sinyal EMG, Data yang terukur adalah data yang diperoleh dari pengukuran. Data Ref adalah data referensi yang di miliki.

## **BAB 4**

### **HASIL DAN PEMBAHASAN**

Pada pembahasan, alat penelitian (*hardware*) di uji secara teknis untuk mengetahui reaksi alat saat mengontrol aktivasi *on-off electrolarynx* yang menggunakan gerakan otot ekstrinsik pada laring yang berkontraksi di daerah leher manusia saat berbicara. Gerakan otot ekstrinsik pada laring yang berkontraksi di daerah leher di akibatkan karena ada pergerakan buka tutup rongga mulut, lidah, gigi, dan bentuk bibir yang berubah-ubah sesuai dengan kata atau kalimat yang diucapkan dari mulut. Pengujian ini dilakukan dalam 2 (dua) tahap, yaitu Pengujian aplikasi perangkat keras (*hardware*) dan Pengujian aplikasi perangkat keras (*hardware*) dengan perangkat lunak (*software*).

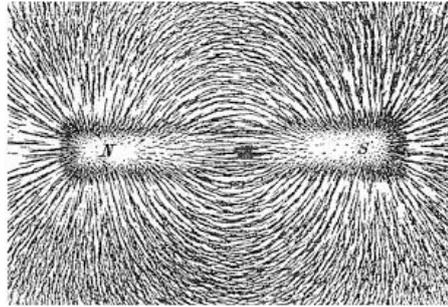
#### **4.1. Pengujian Aplikasi Perangkat Keras (*Hardware*)**

Setelah peralatan disiapkan, selanjutnya peralatan tersebut dirakit menjadi alat uji. Peralatan tersebut dibagi lagi menjadi 2 (dua) bagian, yaitu peralatan yang berhubungan dengan *electrolarynx* dan *driver* (penggerak) *electrolarynx*.

##### **4.1.1. Peralatan yang Berhubungan dengan *Electrolarynx***

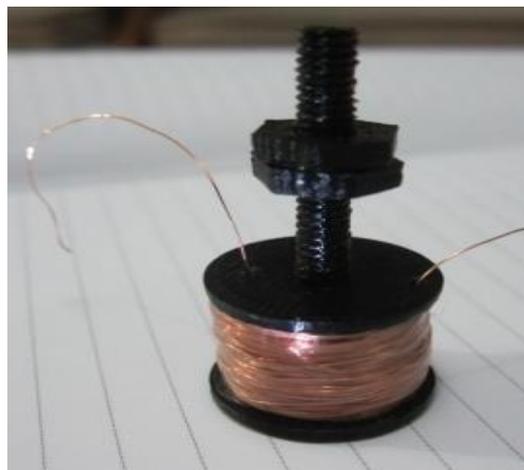
Peralatan tersebut terdiri dari klos tempat lilitan kumparan kawat tembaga, lilitan kumparan kawat tembaga, magnet, membran karet, dan *head casing electrolarynx*.

Pengujian pertama adalah pengujian kemagnetan. Di sekitar magnet selalu ada medan magnet. Medan magnet adalah ruang di sekitar magnet yang masih dirasakan adanya gaya magnet. Di sekitar magnet tetap, arah garis-garis medan selalu keluar dari kutub utara dan masuk ke kutub selatan magnet. Medan magnet dapat digambarkan oleh garis-garis medan magnet. Dapat digambarkan arah garis-garis medan selalu keluar dari kutub utara dan masuk ke kutub selatan magnet seperti pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Arah Garis-garis Medan Magnet

Medan magnet dapat dibuat oleh adanya arus listrik pada solenoida. Solenoida adalah kumparan kawat yang terdiri atas banyak lilitan. Medan magnet di dalam solenoida merupakan resultan medan magnet yang dihasilkan oleh setiap lilitan. Medan magnet yang dihasilkan solenoida cukup besar. Solenoida akan terbentuk seperti sebuah magnet jika di dalam solenoida dimasukkan inti besi, maka medan magnetnya akan menjadi lebih besar. Solenoida dengan inti besi di dalamnya disebut elektromagnet. Setiap ujung elektromagnet akan menjadi kutub U (Utara) dan kutub S (Selatan). Berikut gambar klos tempat lilitan kumparan kawat tembaga dan lilitan kumparan kawat tembaga ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Klos Tempat Lilitan Kumparan Kawat Tembaga dan Lilitan Kumparan Kawat Tembaga

Klos diperlukan sebagai tempat lilitan kumparan kawat tembaga yang digunakan sebagai pembangkit medan magnet. Dengan sistem kerja, saat kumparan di beri tegangan listrik *Direct Current* (VDC), maka kumparan sisi bawah akan menghasilkan medan magnet sehingga klos akan bergerak naik turun mengikuti masukan VDC yang diberikan. Agar klos dapat bergerak naik turun seperti gerak solenoida maka diperlukan magnet bundar permanen yang berada pada posisi diam disekitar lilitan kumparan kawat tembaga tersebut. Magnet bundar permanen tersebut di rancang dengan menggunakan 3 (tiga) buah bentuk magnet yang berbeda. Dengan alasan menggunakan 3 (tiga) buah bentuk magnet yang berbeda tersebut supaya menjadi satu kesatuan bentuk. Semakin banyak magnet yang di gunakan, maka semakin besar pula medan magnetnya. Adapun gambar magnet ditunjukkan pada Gambar 4.3.

Sebagai media membran dibagian dalam atas dari alat *electrolarynx* diberilah karet tipis yang terbuat dari bahan latex agar gerak naik turun klos sebagai penahan klos saat berfungsi mengetuk-ketuk kepala *electrolarynx* bagian luar. Berikut ditunjukkan gambar membran karet ditunjukkan pada Gambar 4.4.



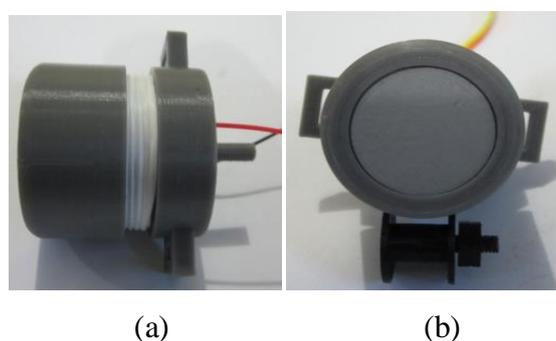
Gambar 4.3 Magnet



Gambar 4.4 Membran Karet

Setelah klos diberi lilitan kumparan kawat tembaga, magnet bundar permanen dan membran karet, maka di rancanglah disain tempat untuk meletakkan klos yang telah dililitkan kumparan kawat tembaga, meletakkan magnet bundar permanen dan karet latex pada kepala *electrolarynx*. Untuk gambar *head casing electrolarynx/kepala electrolarynx* ditunjukkan pada Gambar 4.5.

Sampai pada tahap akhir pengujian kemagnetan adalah uji coba *electrolarynx* langsung kepada siswa/siswi tuna wicara/tuna rungu di Sekolah Luar Biasa (SLB) Tunas Bangsa kota Balikpapan dan Sekolah Luar Biasa (SLB) Negeri kota Balikpapan Kalimantan Timur. Pada siswa Tuna Wicara/Tuna Rungu dikelompokkan berdasarkan tingkat pendidikannya, yaitu Tingkat Sekolah Dasar (SDLB), Tingkat Sekolah Menengah Pertama (SMPLB), Tingkat Sekolah Menengah Atas (SMALB). Berikut ditunjukkan Gambar 4.6 Hasil Uji Coba Perangkat Keras (*Hardware*).



Gambar 4.5 *Head Casing Electrolarynx*



Gambar 4.6 Hasil Uji Coba Perangkat Keras (*Hardware*); (a) Siswi Tuna Rungu SLB Tunas Bangsa Balikpapan; (b) Siswa Tuna Rungu SLB Negeri Balikpapan

Tabel 4.1 Uji Coba Siswa/siswi Tuna Rungu Menggunakan *Electrolarynx* di SLB Tunas Bangsa Balikpapan

No	Nama Siswa	Jenis Kelamin		Usia (Thn)	Kelas			Hasil Uji Menggunakan <i>Electrolarynx</i>
		Laki-laki	Perempuan		SD	SMP	SMA	
1	Agnes Apriani		√	12	√			Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kanan. Ekspresi bicara sudah benar.
2	Georgina Auralia Damayanti		√	13	√			Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kiri dan kanan. Siswa perlu menambahkan tenaga dari dalam perut saat membuka mulut/bicara.
3	Hanin		√	9	√			Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kanan. Ekspresi bicara sudah benar.
4	Zainal	√		14		√		Tidak terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kiri dan kanan, karena ada suara asli yang keluar dari dalam mulut. Ekspresi bicara sudah benar.
5	Wahyu Hartono	√		17			√	Tidak terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kiri dan kanan, karena ada suara asli yang keluar dari dalam mulut. Ekspresi bicara sudah benar.

Tabel 4.2 Uji Coba Siswa/siswi Tuna Rungu Menggunakan *Electrolarynx* di SLB Negeri Balikpapan

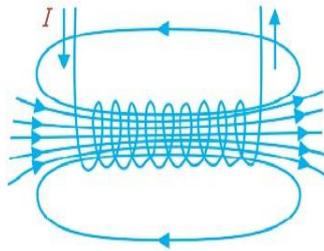
No	Nama Siswa	Jenis Kelamin		Usia (Thn)	Kelas			Hasil Uji Menggunakan <i>Electrolarynx</i>
		Laki-laki	Perempuan		SD	SMP	SMA	
1	Nadia		√	9	√			Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kanan tetapi suara terdengar kecil. Ekspresi bicara sudah benar.
2	Reyvan	√		7	√			Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kanan tetapi terdengar ada suara bercampur udara. Ekspresi bicara sudah benar.
3	La Oli	√		12	√			Tidak terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kiri dan kanan. Ekspresi saat bicara benar.
4	Dito	√		17		√		Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kanan tetapi suara terdengar kecil. Ekspresi bicara sudah benar.
5	Dafa	√		17			√	Terdengar suara bantu dari dalam mulut saat <i>electrolarynx</i> berada di leher sebelah kanan. Ekspresi bicara sudah benar.

Berdasarkan dari Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 didapatkan penilaian dari penggunaan *electrolarynx* yaitu hasil suara yang diperoleh masing-masing siswa/siswi berbeda-beda tiap tingkat pendidikannya dan menurut jenis kelaminnya, ada yang berhasil terdengar jelas suaranya dengan bantuan *electrolarynx*, ada yang berhasil terdengar samar-samar/kecil suaranya dengan bantuan *electrolarynx*, dan ada yang tidak berhasil sama sekali terdengar suaranya dengan bantuan *electrolarynx*. Jumlah keseluruhan siswa/siswi dari Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 adalah 10 siswa, berjenis kelamin laki-laki sejumlah 6 siswa dan berjenis kelamin perempuan sejumlah 4 siswi. Siswa/siswi SLB tersebut memperhatikan pengarahannya penggunaan *electrolarynx* dengan memperhatikan bentuk mimik mulut dan bahasa isyarat dari bapak dan ibu guru sehingga didapatkan hasil suara dari mulut siswa/siswi SLB dengan bantuan *electrolarynx*. Dapat di analisa dari kegiatan uji coba perancangan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* berdasarkan Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 bahwa siswa/siswi yang bisa terdengar suara dari dalam mulut menggunakan *electrolarynx* sebesar 40%, siswa/siswi yang terdengar kecil suara dari dalam mulut menggunakan *electrolarynx* sebesar 20%, siswa/siswi yang tidak bisa terdengar suara dari dalam mulut menggunakan *electrolarynx* karena ada suara yang bercampur udara keluar dari mulut sebesar 10%, siswa/siswi yang tidak bisa terdengar suara sama sekali dari dalam mulut menggunakan *electrolarynx* karena ada suara asli yang keluar dari mulut sebesar 20%, siswa/siswi yang tidak bisa terdengar suara sama sekali dari dalam mulut menggunakan *electrolarynx* sebesar 10%.

Pengujian kedua adalah pengujian arus listrik pada kawat lurus panjang. Perlu diingat bahwa solenoida didefinisikan sebagai sebuah kumparan dari kawat yang berdiameter kecil dibanding panjangnya. Apabila kumparan kawat tembaga dialiri arus listrik, kumparan ini akan menjadi magnet listrik. Medan magnet yang dihasilkan oleh arus listrik disebut medan magnet induksi. Garis-garis gaya magnet oleh arus listrik selalu melingkari kawat sebagai sumbu lingkaran. Sedangkan medan magnet yang dibuat oleh arus listrik pada kawat lurus panjang, besar medan magnet disekitar kawat lurus panjang berarus listrik yang disebabkan oleh besarnya kuat arus listrik dan jarak titik tinjauan terhadap kawat, sehingga

gerakan klos kawat lilitan kumparan kawat tembaga akan bergerak naik turun di dalam tempatnya. Berikut ditunjukkan Gambar 4.7 medan magnet pada solenoida.

Pengujian ketiga adalah pengujian bicara tanpa mengeluarkan suara dari dalam mulut dengan dibantu *microphone* agar getar pita suara yang dibantu menggunakan *electrolarynx* dapat terdengar keras oleh lawan bicara yang ada didepannya dan disekitarnya. Gambar pengujian bicara tanpa mengeluarkan suara dibantu *microphone* ditunjukkan pada Gambar 4.8.



Gambar 4.7 Medan Magnet pada Solenoida



Gambar 4.8 Pengujian Bicara Tanpa Mengeluarkan Suara dibantu *Microphone*



Gambar 4.9 Rangkaian *Electromyography* (EMG)



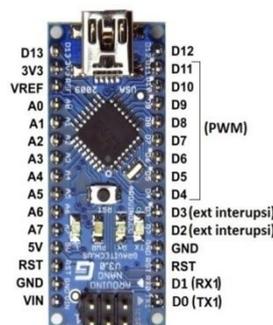
Gambar 4.10 Elektroda Ag/AgCl dan Kabel Konektor ke Rangkaian *Electromyography* (EMG)

#### 4.1.2. Peralatan yang Berhubungan dengan *Driver* (penggerak) *Electrolarynx*

*Driver* (penggerak) *electrolarynx* terdiri dari elektroda Ag/AgCl dan arduino nano. Elektroda Ag/AgCl akan aktif jika mendapat masukan (*input*) dari gerakan otot ekstrinsik laring yang berkontraksi di daerah leher saat ada gerakan buka tutup rahang mulut berbicara.

*Electrolarynx* akan bergetar menyesuaikan gerakan buka tutup rahang mulut saat berbicara, jika tidak ada gerakan buka tutup rahang mulut saat berbicara maka *electrolarynx* tidak bergetar.

Elektroda Ag/AgCl digunakan untuk mengetahui kontraksi otot-otot di daerah laring yang berada pada tenggorokan saat membuka dan menutup rahang mulut untuk bicara. Cara pemakaian elektroda Ag/AgCl adalah oleskan alkohol di daerah otot ekstrinsik laring yang ada di leher menggunakan kapas, kemudian oleskan *electrode gel* secukupnya secara merata di daerah otot ekstrinsik laring yang ada di leher menggunakan tangan. Setelah itu rabalah otot ekstrinsik laring yang ada di leher dan gerakan rahang mulut sehingga akan diketahui otot-otot ekstrinsik laring tersebut berkontraksi. Bukalah plastik penutup yang menempel pada elektroda Ag/AgCl. Lekatkan elektroda Ag/AgCl pada otot ekstrinsik laring yang berkontraksi di leher. Elektroda Ag/AgCl akan aktif bekerja jika dihubungkan dengan rangkaian *electromyograph*. Rangkaian EMG dapat di tunjukkan seperti pada Gambar 4.9, Elektroda Ag/AgCl dan kabel konektor ke rangkaian *electromyography* (EMG) di tunjukkan seperti pada Gambar 4.10.



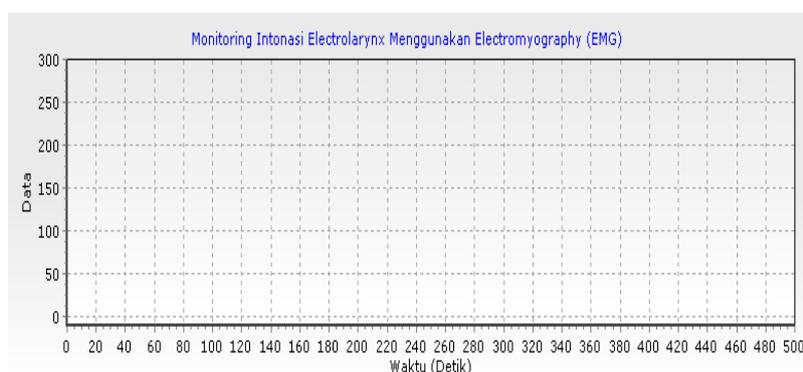
Gambar 4.11 *Board* Arduino Nano

Untuk *board* arduino nano yang digunakan sebagai media tempat pemrosesan data masukkan (*input*) dari otot ekstrinsik laring saat ada gerakan buka tutup rahang mulut berbicara ke elektroda Ag/AgCl sehingga solenoida buatan/*electrolarynx* tersebut bergetar, sebaliknya jika tidak ada gerakan buka tutup rahang mulut berbicara ke elektroda Ag/AgCl maka solenoida buatan/*electrolarynx* tersebut berhenti bergetar. *Board* arduino nano yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 4.11.

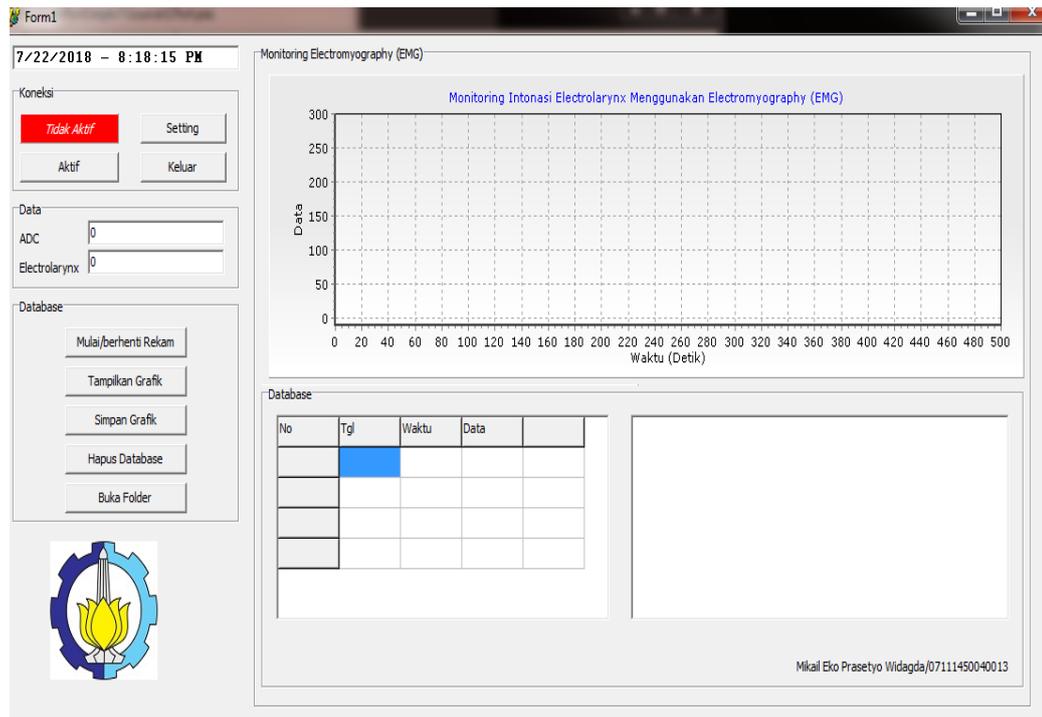
#### 4.2. Pengujian Aplikasi Perangkat Keras (*Hardware*) Dengan Perangkat Lunak (*Software*)

Pengujian perangkat lunak dipergunakan sebagai pembuktian dari penelitian perancangan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* dalam menampilkan bentuk sinyal keluaran dari aktivitas mulut saat berbicara. Sinyal keluaran tersebut dimunculkan dilayar monitor komputer (PC) atau *laptop* menggunakan elektroda Ag/AgCl, rangkaian *electromyograph* dan arduino nano.

Tampilan sinyal keluaran aktivitas mulut saat berbicara akan ditampilkan di dalam tampilan *chart* seperti Gambar 4.12. Sedangkan tampilan menu untuk mengoperasikan di layar monitor seperti Gambar 4.13. Menampilkan bentuk sinyal keluaran dari aktivitas mulut saat berbicara diperlukan *Chart*. Didalam *Chart* akan ditampilkan sinyal keluaran aktivitas mulut saat berbicara yang di olah menggunakan *software* dan dapat dilihat menggunakan komputer (PC) atau *laptop*. Pada penggunaannya sehari-hari tidak selalu menggunakan komputer (PC) atau *laptop*, karena hanya diperlukan saat observasi saja ke setiap Sekolah Luar Biasa (SLB).

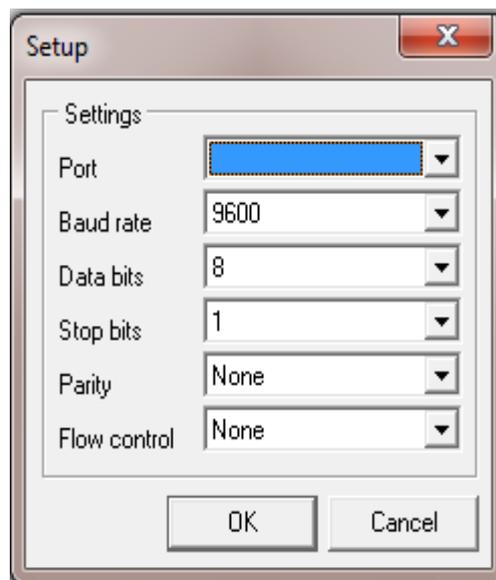


Gambar 4.12 Tampilan *Chart*



Gambar 4.13 Tampilan Menu Pengoperasian Perangkat Lunak di Layar Monitor

dimana terdapat 3 (tiga) bagian Menu dalam Monitoring Intonasi *Electrolarynx* Menggunakan *Electromyography* (EMG), yang didalamnya terdapat bagian-bagian kecil lagi sistem operasinya.



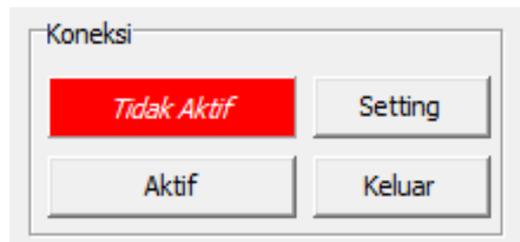
Gambar 4.14 Tampilan Menu *Settings Port* pada Komputer

Pada bagian menu pertama yaitu Koneksi, terdapat tombol pilihan *Setting*, Aktif/Tidak Aktif, dan Keluar. Terlebih dahulu hubungkan alat perangkat kerasnya (*electrolarynx* menggunakan EMG) menggunakan kabel arduino nano ke *port* USB komputer (PC) atau laptop, tekan tombol *Setting* yang gunanya untuk menentukan *Settings Port* pada komputer, setelah muncul koneksi *Port* nya di kolom pilihan, lalu tekan OK. Tampilannya ditunjukkan seperti pada Gambar 4.14. Setelah selesai pada *Setting Port* lalu tekan tombol Aktif, maka yang awal koneksinya Tidak Aktif menjadi Aktif. Berikut ditunjukkan Gambar 4.15 sebagai tampilan koneksi Tidak Aktif.

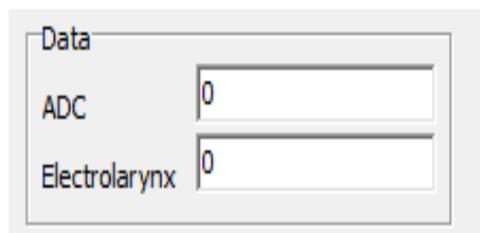
Bagian menu kedua adalah Data. Didalam Data terdapat 2 (dua) tampilan, yaitu tampilan ADC dan tampilan *Electrolarynx*. Tampilan ADC ditujukan pada tampilan perubahan besaran analog menjadi besaran digital. Tampilan ini diperlukan karena didalam penelitian ini menghubungkan antara arduino nano dengan elektroda Ag/AgCl, dan elektroda Ag/AgCl tersebut menghasilkan keluaran (*output*) analog. Oleh sebab itu memerlukan ADC untuk mengubah *output* analog tersebut ke dalam besaran digital yang selanjutnya akan diolah oleh arduino nano.

Tampilan *Electrolarynx* sebagai petunjuk solenoid/*electrolarynx* dalam keadaan aktif (*ON*) atau tidak aktif (*OFF*). Jika solenoid mendapatkan masukan (*input*) dari gerak naik turun saat mulut berbicara, maka otot ekstrinsik laring akan mengirimkan data aktif (*ON*) kepada arduino nano melalui elektroda Ag/AgCl sehingga akan muncul keterangan Aktif (*ON*) atau Tidak Aktif (*OFF*). Untuk tampilan ADC dan Solenoid ditunjukkan pada Gambar 4.16.

Menu ketiga adalah *Database*. *Database* digunakan sebagai media tempat memulai perekaman/menghentikan perekaman, menampilkan grafik, menyimpan grafik, menghapus *database* dan membuka *folder* yang telah disimpan. Susunan *Database* ditunjukkan pada Gambar 4.17.



Gambar 4.15 Tampilan Koneksi Tidak Aktif/Aktif



Gambar 4.16 Tampilan Data ADC dan *Electrolarynx*



Gambar 4.17 Susunan *Database*

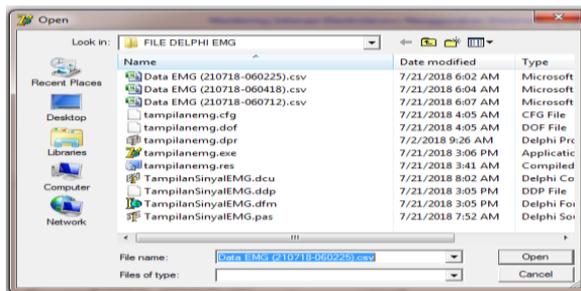
Saat tombol Mulai Rekam ditekan, maka semua kolom dan baris pada kotak *database* akan terisi data-data pengujian *electromyography* dengan menggunakan *electrolarynx* dalam bentuk data ADC. *Database* pengujian *electromyography* tersebut disimpan ke dalam suatu *folder* yang telah diberi nama tertentu sehingga hasil dari rekaman *database* dapat di tampilkan kembali isinya dengan cara menekan tombol Buka *Folder*. Jika tombol Berhenti Rekam ditekan, maka semua proses *database* yang direkam akan berhenti. Berikut gambar urutan proses *database* ditunjukkan pada Gambar 4.18.

No	Tgl	Waktu	Data

(a)



(b)



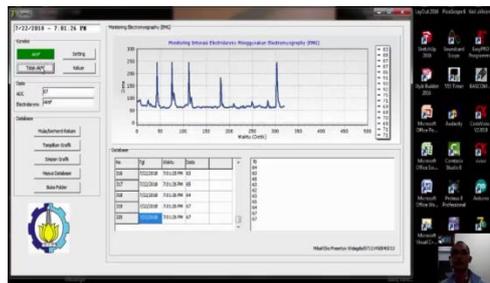
(c)

Gambar 4.18 Urutan Proses *Database*; (a) Kolom dan Baris di dalam kotak *Database*; (b) Data ditampilkan di dalam kolom *memo database* saat tombol Aktif ditekan; (c) Data di simpan ke dalam *folder* dalam tipe *file .csv*.

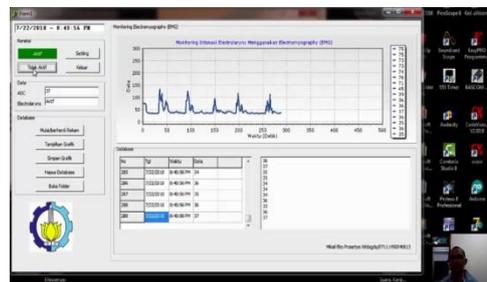
#### 4.2.1. Pengujian *Electromyography*

Pengujian *Electromyography* dilakukan untuk pengujian otot ekstrinsik laring pada leher saat berkontraksi pada waktu mulut buka tutup untuk berbicara. Untuk pengujian *electromyography* diperlukan rangkaian *electromyography* yang terhubung oleh elektroda Ag/AgCl yang sudah dilekatkan di otot ekstrinsik laring pada leher yang kemudian sinyal keluaran pada rangkaian *electromyography* dihubungkan pada *port A7* Arduino Nano.

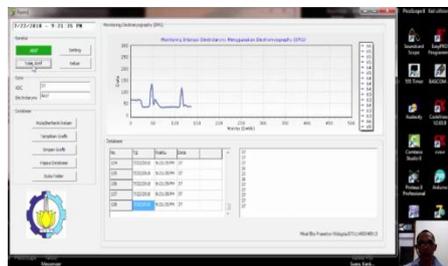
Pengujian *electromyography* di lakukan dengan beberapa pengucapan kata-kata sebagai pembuktian otot ekstrinsik laring aktif berkontraksi. Berikut ditunjukkan gambar hasil uji otot ekstrinsik laring pengucapan kata ‘APA’ seperti pada Gambar 4.19, pengucapan kata ‘HALO APA KABAR’ seperti pada Gambar 4.20, pengucapan kata ‘HALO’ seperti pada Gambar 4.21, pengucapan kata ‘HALO-HALO’ seperti pada Gambar 4.22, pengucapan kata ‘KABAR’ seperti pada Gambar 4.23.



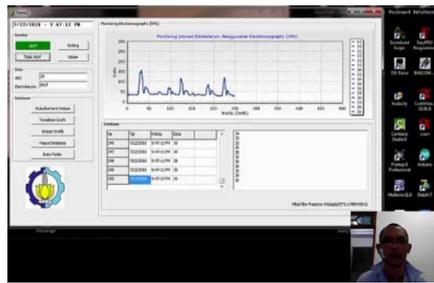
Gambar 4.19 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘APA’ menggunakan instrumentasi *Electromyography*



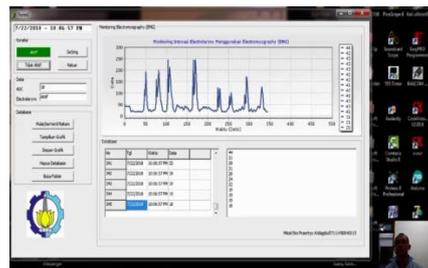
Gambar 4.20 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘HALO APA KABAR’ menggunakan instrumentasi *Electromyography*



Gambar 4.21 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘HALO’ menggunakan Rangkaian *Electromyography*



Gambar 4.22 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘HALO-HALO’ menggunakan Rangkaian *Electromyography*

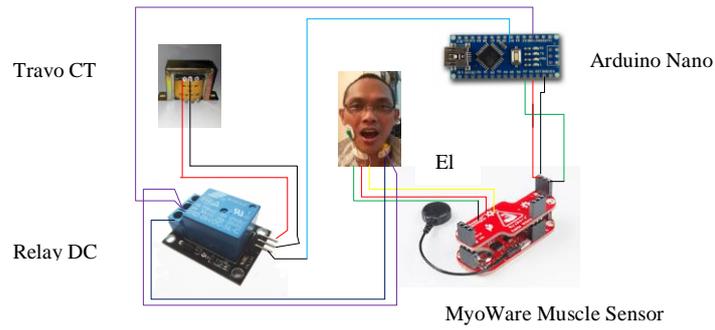


Gambar 4.23 Hasil Pengujian Pengucapan Kata ‘KABAR’ menggunakan Rangkaian *Electromyography*

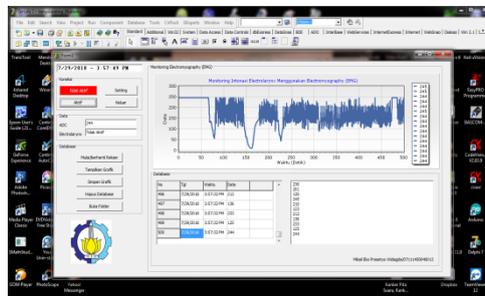
#### 4.3. Pengujian Kontrol Aktivasi *Electrolarynx* Menggunakan *Electromyograph*

Dapat dijelaskan bahwa pengujian control aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* hasilnya adalah getar *electrolarynx* yang di kontrol oleh elektroda Ag/AgCl saat otot ekstrinsik laring pada leher berkontraksi akibat gerak buka tutup mulut waktu berbicara sehingga menyebabkan suara yang keluar dari dalam mulut dapat terdengar jelas oleh lawan bicaranya. Suara dapat terdengar jelas tentunya tidak lepas dari pengertian intonasi itu sendiri. Intonasi suara diperlukan pada saat berbicara, karena ketepatan penyajian tinggi rendah nada suara yang keluar dari dalam mulut manusia menyebabkan lawan bicara mengerti apa yang sedang dibicarakan.

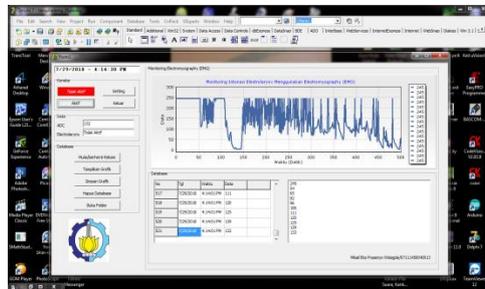
Adapun pengujian penggunaan *electrolarynx* dan elektroda Ag/AgCl saat digunakan sebagai kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* menggunakan *electromyograph* ditunjukkan pada Gambar 4.24. Sehingga didapatkan hasil keluaran sinyal dari uji coba saat berbicara pengujian penggunaan *electrolarynx* dan elektroda Ag/AgCl seperti pada Gambar 4.25.



Gambar 4.24 Pengujian *electrolarynx* dan elektroda Ag/AgCl



(a)



(b)

Gambar 4.25 Hasil keluaran sinyal dari uji coba saat berbicara menggunakan *electrolarynx* dan elektroda Ag/AgCl

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## **BAB 5**

### **KESIMPULAN**

Penelitian tesis yang telah dilakukan mulai awal sampai dengan akhir dapat disimpulkan beberapa hal yang sangat bermanfaat bagi perkembangan *electrolarynx* dan kontrol aktivasi *on-off electrolarynx* antara lain yaitu perancangan alat bantu bicara bagi pasien tuna laring dan tuna wicara seperti *electrolarynx*. Diperlukan adanya inovasi sederhana dalam menciptakan *electrolarynx* agar pasien tuna laring dan tuna wicara mendapatkan barang tersebut dengan mudah.

Elektroda Ag/AgCl yang berada pada *instrumentation amplifier* menggunakan 3 buah elektroda yaitu elektroda posisi kanan, elektroda posisi kiri, dan elektroda posisi *ground*. Elektroda posisi kanan terhubung dengan bagian positif dari IC AD620AN yang disebut dengan bagian *Middle*, elektroda posisi kiri terhubung dengan bagian negatif dari IC AD620AN yang disebut dengan bagian *End*, dan elektroda posisi *ground* terhubung dengan bagian *ground* dari IC AD620AN yang disebut dengan bagian *Ground* (GND). Penempatan elektroda Ag/AgCl yang dilekatkan pada otot ekstrinsik laring di daerah leher memiliki aturan jarak yang tidak boleh diabaikan, karena melekatkan elektroda Ag/AgCl yang satu dengan elektroda Ag/AgCl yang satunya tepat berdampingan dan hanya terpisah 1 (satu) ruas jari saja agar didapatkan beda potensial saat berkontraksinya otot ekstrinsik laring di waktu ada pergerakan buka tutup mulut saat bicara.

*Instrumentation amplifier* akan memproses potensi listrik yang berasal dari otot ekstrinsik laring saat mulut berbicara, dari gerak mulut berbicara tersebut menghasilkan beda potensi listrik. Agar dapat menampilkan sinyal otot ekstrinsik laring di perlukan penggunaan data bawah dan data atas saat pemetaannya. Data bawah berada dalam nilai 0 dan data atas berada dalam nilai 245, sehingga dapat diketahui ketepatan menampilkan sinyal otot laring. Misalnya jika yang tertampil pada monitor sinyal otot laring adalah 244, maka voltase yang di hasilkan sebesar 1,192 volt, sehingga dapat diketahui  $S_{emg}$  nya adalah 76%.

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. Ehab Goldstein, T. James Heaton, B. James Kobler, B. Garrett Stanley, Member Associate, IEEE, and E. Robert Hillman, "Design and Implementation of a Hands-Free Electrolarynx Device Controlled by Neck Strap Muscle Electromyographic Activity," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 2, pp. 325-332, 2004.
- [2] A. Fatchul, "Klasifikasi Intonasi Wicara Berbasis Sinyal EMG Otot Leher," Laporan Akhir Penelitian Disertasi Doktor, Universitas Negeri Yogyakarta, hal. 11-63, 2013.
- [3] A. Fatchul, M. H. Purnomo, dan A. Tri Sardjono, "Relasi Sinyal EMG Otot Leher dengan Suara Manusia Untuk Perbaikan Intonasi Artificial Speech Generator (Electrolarynx)," Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, hal. 11-63, 2014.
- [4] A. Kusumojati, T. A. Sardjono, dan Pujiono, "Rancang Bangun *Electrolarynx* Menggunakan Mikrokontroler dan Magnet Permanen sebagai Optimalisasi Penghasil Getaran," Institut Teknologi Sepuluh Nopember, hal. 1-6, Surabaya, 2014.
- [5] A. N. Tompunu, R. D. Kusumanto, T. A. Sardjono, "Implementasi Algoritma *Least Mean Square* Untuk Peningkatan Kualitas Suara Penderita Tuna Laring Berbasis Processor TMS 320C6713," Seminar Nasional Teknologi Informasi & Komunikasi Terapan 2012 (Semantik 2012), hal. 8-17, Semarang, 2012.
- [6] B. M. Han, Senior Member, IEEE, Bae, B. Y., Ovaska, J., Senior Member, IEEE, "Reference Signal Generator for Active Power Filters Using Improved Adaptive Predictive Filter," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 52, No. 2, 2005.
- [7] D. Pearson, T. Kishimoto, Y. Sato, "Visual Communication Systems for the Deaf," *IEEE Transactions on Communications*, Vol. COM-29, No. 12, pp. 1-7, 1981.
- [8] E. Sloane, *Anatomi Dan Fisiologi Untuk Pemula*, Penerbit Buku Kedokteran, EGC, Jakarta, 2012
- [9] F. Sofyan, *Embriologi, Anatomi, dan Fisiologi*, Departemen Ilmu Kesehatan Telinga Hidung Tenggorok Bedah Kepala dan Leher Fakultas Kedokteran USU, hal. 1-35, Medan, 2011.
- [10] G. M. Wright, "*The first battery-powered electrolarynx*," [hcewiki.zcu.cz/hcewiki/index.php/Electrolarynx](http://hcewiki.zcu.cz/hcewiki/index.php/Electrolarynx).

- [11] Tucker H. M, ”*The Larynx*,” 2<sup>nd</sup>ed, Thieme Medical Publishers, pp. 287-324, New York, 1993.
- [12] J. F. Gabriel, Fisika Kedokteran, Cetakan VII, Kedokteran EGC, Jakarta, 1996.
- [13] Departemen Pendidikan Nasional, Kamus Besar Bahasa Indonesia, Edisi Ketiga, Balai Pustaka, Jakarta, 2005.
- [14] Keith, “*Transistorized Electrolarynx*,” Bell Laboratories, 1994.
- [15] M. Busono, Pendidikan Anak Tuna Rungu, IKIP Yogyakarta, Yogyakarta, 1983.
- [16] P. Nagel, R. Gurkov, “Dasar-dasar Ilmu THT (*Basic Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*),” Edisi 2, Kedokteran EGC, Jakarta, 2002.
- [17] Pujiono, “Rangkaian Elektronika Analog,” Edisi Pertama, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2012.
- [18] R. F. Kurniawan, Buku Pintar Anatomi Tubuh Manusia, Vicosta Publishing, PT. Mahadaya, Depok, 2014.
- [19] S. Bhaskoro, B., I. Ariani, A. A. Alamsyah, “Transformasi *Pitch* Suara Manusia Menggunakan Metode PSOLA,” Jurnal ELKOMIKA, Institut Teknologi Nasional Bandung, Teknik Elektro Itenas, No. 2, Vol. 2, hal. 129-151, 2014.
- [20] S. Budiyo, Anatomi Tubuh Manusia, Laskar Aksara, Niaga Swadaya, Jakarta, 2012.
- [21] S. Furui, “Digital Speech Processing, Synthesis, and Recognition (Electrical Engineering and Electronics Series, 55),” Speech Communication 8, pp. 289-290, North-Holland, 1989.
- [22] Takahasi H, Hirokazu S, “Voice Generation System Using an Intra Mouth Vibrator for The Laryngectomee,” Tesis MS. The University of Tokyo, Japan, 2008.
- [23] Tarmansyah, Gangguan Komunikasi, Departemen Pendidikan dan Kebudayaan Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi, Proyek Pendidikan Tenaga Guru, Padang, 1995.

- [24] T. Ono, K. Hori, Y. Masuda, dan T. Hayashi, “Recent Advances in Sensing Oropharyngeal Swallowing Function in Japan,” *Division of Oromaxillofacial Regeneration*, Osaka University Graduate School of Dentistry, 1-8 Yamada-oka, Suita, Osaka 565-0871, pp. 1-28, Japan, 2010.
- [25] *User Manual Arduino Nano V2.3*

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## RIWAYAT PENULIS



**Mikail Eko Prasetyo Widagda** di lahirkan di Balikpapan pada tanggal 1 Juli 1978, putra pertama dari pasangan Alm. Bapak Drs. Petrus Mulyono, M.Pd dan Ibu C.A.Sri Karsetyowati. Penulis memulai pendidikan sekolah dasar di SD. Santa Theresia Balikpapan pada tahun 1985-1991, kemudian melanjutkan sekolah menengah pertama di SMP Santo Mikail Balikpapan pada tahun 1991-1994, selanjutnya penulis melanjutkan di sekolah menengah umum di SMU Negeri 5 Balikpapan pada tahun 1994-1997, setelah itu penulis menempuh pendidikan tinggi pada program S1 dengan Jurusan Teknik Elektro di Universitas Sanata Dharma Yogyakarta pada tahun 1997-2004, setelah itu penulis melanjutkan pendidikan program Magister dengan bidang keahlian Teknik Elektronika di Institut Teknologi Sepuluh Nopember pada tahun 2014.

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*

## LAMPIRAN

### 1. Program Arduino Nano

```
int a;
int b;
void setup(){
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  pinMode(2,OUTPUT);
  pinMode(3,OUTPUT);
  pinMode(4,OUTPUT);
  // digitalWrite(2,LOW);////pin motor A
  // digitalWrite(3,LOW);////pin motor B
  // digitalWrite(4,LOW);////pin motor C
  a=225;//ganti besaran nilai aktif pembacaan muscle sensor disini
  b=190;//ganti besaran nilai aktif pembacaan muscle sensor disini
}
void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  int sensorValue=analogRead(A7);
  int convert=map(sensorValue,0,1023,0,255);
  float voltage=sensorValue*(5.0/1023.0);
  if(convert>=a){
    Serial.println(convert);
    //digitalWrite(2,HIGH);
    digitalWrite(3,LOW);
    digitalWrite(4,HIGH);
  }
  if(convert<=b){
    Serial.println(convert);
    //digitalWrite(2,LOW);
    digitalWrite(3,HIGH);
    digitalWrite(4,LOW);
  }
  delay(100);
}
```

## 2. Program Delphi 7

```
unit TampilanSinyalEMG;
```

```
interface
```

```
uses
```

```
Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls,  
Forms,
```

```
Dialogs, StdCtrls, ExtCtrls, Grids, jpeg, TeEngine, Series, TeeProcs,  
Chart, CPort;
```

```
type
```

```
TForm1 = class(TForm)  
    Edit1: TEdit;  
    GroupBox1: TGroupBox;  
    Button1: TButton;  
    Panel1: TPanel;  
    GroupBox2: TGroupBox;  
    Label2: TLabel;  
    Label3: TLabel;  
    Edit2: TEdit;  
    Edit3: TEdit;  
    GroupBox3: TGroupBox;  
    Button2: TButton;  
    Button3: TButton;  
    Button4: TButton;  
    Button5: TButton;  
    Button6: TButton;  
    GroupBox4: TGroupBox;  
    Chart1: TChart;  
    Chart2: TChart;  
    Series2: TFastLineSeries;  
    Chart3: TChart;  
    Series3: TFastLineSeries;  
    Image1: TImage;  
    GroupBox5: TGroupBox;  
    StringGrid1: TStringGrid;  
    Button7: TButton;  
    Label4: TLabel;  
    Timer1: TTimer;  
    cmp1: TComPort;  
    btn1: TButton;  
    mmo1: TMemo;
```

```

Series1: TLineSeries;
procedure Button7Click(Sender: TObject);
procedure Button1Click(Sender: TObject);
procedure Timer1Timer(Sender: TObject);
procedure btn1Click(Sender: TObject);
procedure cmprt1RxChar(Sender: TObject; Count: Integer);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;

var
  Form1: TForm1;
  waktu: TDateTime;
  dat,data:string;
  time : Integer;

implementation

{$R *.dfm}

procedure TForm1.Button7Click(Sender: TObject);
begin
  Application.Terminate;
end;

procedure TForm1.Button1Click(Sender: TObject);
begin
if (Button1.Caption='Aktif') then
  begin
    Button1.Caption:='Tidak Aktif';
    Panel1.Color:=clGreen;
    Panel1.Caption:='Aktif';
    Edit3.Text:='Aktif';
    cmprt1.Open;
  end
else if (Button1.Caption='Tidak Aktif') then
  begin
    Button1.Caption:='Aktif';
    Panel1.Color:=clRed;
    Panel1.Caption:='Tidak Aktif';
    Edit3.Text:='Tidak Aktif';
  end
end;

```

```

    cmprt1.close;
end;
end;

procedure TForm1.Timer1Timer(Sender: TObject);
begin
    waktu:=Now;
    Edit1.Text:=DateToStr(waktu)+' - '+TimeToStr(waktu);
end;

procedure TForm1.btn1Click(Sender: TObject);
begin
    cmprt1.ShowSetupDialog;
end;

procedure TForm1.cmprt1RxChar(Sender: TObject; Count: Integer);
var
    dt : string;
    A,i : Integer;
    sensor: Double;
begin
    dt:="";

    cmprt1.ReadStr(dt, count);
    dat:=dat+dt;
    //mmo1.Lines.Add(dat);
    if (pos(chr(10),dat)>0) then
    begin
        A:=pos(chr(10),dat);
        data:=copy(dat, 0, A-2);
        dat:="";
        mmo1.Lines.Add(data);
        if data<> " " then sensor:=StrToFloat(data);

        Chart1.Series[0].AddXY(time,sensor);
        Edit2.Text:=FloatToStr(sensor);
        //strngrd_DataSensor.Cells[0,time]:= ' '+inttostr(time);
        time:=time+1;
        StringGrid1.RowCount:=time+1;
        StringGrid1.Cells[0,time]:= IntToStr(time);
        StringGrid1.Cells[1,time]:= DateToStr(waktu);
        StringGrid1.Cells[2,time]:= TimeToStr(waktu);
        StringGrid1.Cells[3,time]:= FloatToStr(sensor);
        StringGrid1.HandleNeeded;
    end;
end;

```

```
        StringGrid1.Row:=time;
    end;
end;

procedure TForm1.FormCreate(Sender: TObject);
begin
    mmo1.Clear;
    StringGrid1.Cells[0,0]:= 'No';
    StringGrid1.Cells[1,0]:= 'Tgl';
    StringGrid1.Cells[2,0]:= 'Waktu';
    StringGrid1.Cells[3,0]:= 'Data';
end;

end.
```

*....Halaman ini sengaja dikosongkan....*