

31000 14054728



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



RSE

629.895

KUS

r-1

2014

TUGAS AKHIR - TE 091399

**RANCANG BANGUN ELECTROLARYNX MENGGUNAKAN
MIKROKONTROLER DAN MAGNET PERMANEN SEBAGAI
OPTIMALISASI PENGHASIL GETARAN**

ANINDITO KUSUMOJATI
NRP. 2208 100 122

Dosen Pembimbing
Dr. Tri Arief Sardjono ST., MT.
Pujiono, ST., MT.

PERPUSTAKAAN ITS	
Tgl Terima	11-2-14
Terima Dari	α
No Agenda Prp.	-

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2014



ITS

Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT - TE 091399

***ELECTROLARYNX DESIGN USES A
MICROCONTROLLER AND A PERMANENT MAGNET AS
OPTIMIZATION OF PRODUCING VIBRATIONS***

Anindito Kusumojati
NRP 2208100122

Supervisor

Dr. Tri Arief Sardjono ST., MT.
Pujiono, ST., MT.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institute Technology of Sepuluh Nopember
Surabaya 2014

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul "**Rancang Bangun *Electrolarynx* Menggunakan Mikrokontroler dan Magnet Permanen sebagai Optimalisasi Penghasil Getaran**" adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan 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, 4 Februari 2014

Anindito Kusumojati
NRP. 2208100122

**RANCANG BANGUN ELECTROLARYNX
MENGUNAKAN MIKROKONTROLER DAN MAGNET
PERMANEN SEBAGAI OPTIMALISASI PENGHASIL
GETARAN**

TUGAS AKHIR

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

Menyetujui :

Dosen Pembimbing I



Dr. Tri Arief Sardiono, ST., MT.
NIP. 197002121995121001

Dosen Pembimbing II



Pujiono, ST., MT.
NIP. 196802151994031002

**SURABAYA
FEBRUARI, 2014**

ABSTRAK

Pasien penderita kanker laring pada tingkat stadium lanjut harus menjalani pengobatan berupa pengangkatan laring melalui operasi. Pengangkatan laring ini dilakukan melalui operasi *laryngectomy* akan menyebabkan penderita kehilangan suara untuk selamanya. Ada beberapa cara yang dapat dilakukan agar penderita dapat berbicara kembali walaupun suara yang dihasilkan tidak sama seperti ketika memiliki laring.

Electrolarynx merupakan salah satu piranti yang digunakan untuk berbicara pasca *laryngectomy*. Pada penelitian sebelumnya, pembuatan prototipe *electrolarynx* belum memberikan hasil yang optimal dalam membantu manusia untuk berbicara dikarenakan konsep yang belum maksimal, baik elektrik maupun mekaniknya. Dalam penelitian ini digunakan mikrokontroler ATmega8 dan magnet permanen sebagai salah satu komponen utama.

Hasil pengujian perangkat elektrik, pengujian mekanik, dan pengujian analitis dari rancang bangun yang dibuat menunjukkan bahwa frekuensi dasar terbaik *electrolarynx* yang dapat digunakan adalah pada frekuensi 125 Hz. Secara umum, rancang bangun *electrolarynx* ini sudah mampu memberikan informasi suara yang diinginkan.

Kata kunci : Kanker laring, *Laryngectomy*, *Electrolarynx*

ABSTRACT

Patients with laryngeal cancer at an advanced stage level should undergo treatment in the form of removal of the larynx through surgery. Laryngeal surgery is done through laryngectomy cause the voice will be lost. There are several ways to do so that people can talk back even though the sound produced is not the same as when having larynx.

Electrolarynx is one of the tools used to speak after laryngectomy. In previous research, prototyping electrolarynx was not provide optimal results. This study used the ATmega8 microcontroller and a permanent magnet as one of the main components to improve the electrolarynx prototype.

The result shows, based on mechanical and analytical testing, the appropriate fundamental frequency is 125 Hz. In general, this design electrolarynx has been able to provide the information desired sound.

Keywords :Laryngeal Cancer, Laryngectomy, Electrolarynx

KATA PENGANTAR

Puji syukur *alhamdulillah* atas rahmat yang diberikan oleh Allah SWT. Karena berkat rahmat dan hidayah-Nya penulis dapat menyelesaikan penelitian ini. Tak lupa shalawat serta salam penulis haturkan kepada Nabi besar Rasulullah SAW.

Selama pelaksanaan penelitian Tugas Akhir ini, penulis mendapatkan bantuan dari berbagai pihak baik dukungan secara moril maupun materiil. Terima kasih yang sebesar-besarnya penulis sampaikan kepada berbagai pihak yang mendukung dan membantu dalam tugas akhir ini, diantaranya :

1. Kedua orang tua tercinta, Bapak Lilih Dwi Priyanto dan Ibu Ruliasih, yang tidak pernah putus untuk seluruh do'a, nasihat, motivasi, dan dukungannya. Tak lupa juga kepada ketiga adik tersayang, Tyo, Cahyo, dan Anin yang selalu menjadi penyemangat tersendiri.
2. Dr. Tri Arief Sardjono ST., MT. selaku dosen pembimbing pertama, atas bimbingan, inspirasi, pengarahan, dan motivasi yang diberikan selama pengerjaan penelitian tugas akhir ini.
3. Pujiono, ST., MT. selaku dosen pembimbing kedua, atas bimbingan, inspirasi, pengarahan, dan motivasi yang diberikan selama pengerjaan penelitian tugas akhir ini.
4. Teman-teman asisten Lab B202 yang senantiasa membantu dan memberikan semangat dalam mengerjakan tugas akhir.
5. Teman-teman, adik-adik BEM ITS dan Himatektro atas semangatnya yang luar biasa.

Penulis sadar bahwa Tugas Akhir ini masih belum sempurna dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Saran, kritik dan masukan baik dari semua pihak sangat membantu penulis terutama untuk berbagai kemungkinan pengembangan lebih lanjut.

Surabaya, 13 Januari 2014

Anindito Kusumojati

DAFTAR ISI

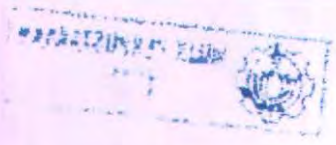
ABSTRAK.....	i
<i>ABSTRACT</i>	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xv
PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	2
1.4 Batasan Masalah	2
1.5 Metodologi Penelitian.....	3
1.6 Sistematika Penulisan	3
1.7 Relevansi.....	4
DASAR TEORI	5
2.1 Laring.....	5
2.1.1 Anatomi Laring.....	5
2.1.2 Fisiologi Laring	9
2.1.3 Pita Suara.....	9
2.1.4 Proses Pembentukan Suara	11
2.2 Tuna Laring	12
2.2.1 Tumor Laring.....	12
2.2.2 <i>Laryngectomee</i>	13
2.3 <i>Electrolarynx</i>	15
2.4 Mikrokontroler AVR ATmega8	16
2.4.1 Arsitektur ATmega8	18
2.4.2 Memori ATmega 8	19
2.4.3 Sumber Clock	20
2.4.4 <i>Crystal Oscillator</i>	21
2.4.5 Deskripsi Fungsi Pin.....	21
2.4.6 Timer/Counter 1	23
2.4.7 Mode <i>Clear Tmer On Compare Match (CTC)</i>	24
2.5 Transistor Sebagai <i>Switching</i>	25
2.6 Konfigurasi Driver <i>H-Bridge</i>	26
2.7 Magnet	28
PERANCANGAN SISTEM.....	31
3.1 Diagram Blok Sistem.....	31

3.2	Perancangan Perangkat Keras Elektrik.....	33
3.2.1	<i>Squarewave Generator</i>	33
3.2.2	Transistor NPN.....	37
3.2.3	Driver H-Bridge	37
3.3	Perancangan Perangkat Keras Mekanik	39
3.3.1	Tabung Utama	40
3.3.2	<i>Top Cap</i>	41
3.3.3	<i>Plunger</i>	43
3.3.4	Magnet Permanen.....	45
3.4	Perancangan Perangkat Lunak.....	45
3.4.1	Perangkat Lunak Sistem Minimum ATmega8	46
3.4.2	Perangkat Lunak PC/Laptop.....	50
3.5	Prosedur Pengujian.....	52
3.5.1	Pengujian Perangkat Keras.....	52
3.5.2	Pengujian Perangkat Lunak.....	52
3.5.3	Pengujian Getaran	53
3.5.4	Pengujian Mekanik.....	53
3.5.5	Pengujian Analitis	54
3.6	Penentuan Frekuensi Dasar <i>Electrolarynx</i>	55
PENGUJIAN DAN PEMBAHASAN SISTEM.....		57
4.1	Pengujian Perangkat Keras.....	57
4.1.1	Pengujian <i>Supply IC</i> LD117TR50 dan LD1117AD	57
4.1.2	Pengujian Karakteristik Sinyal Output Mikrokontroler.....	59
4.1.3	Pengujian Karakteristik Sinyal Output Transistor MMBT2222A sebagai Fungsi <i>Switching</i>	60
4.1.4	Pengujian Karakteristik Sinyal Output IC <i>H-Bridge</i> L293DD	61
4.1.5	Pengujian Rangkaian secara Keseluruhan	62
4.2	Pengujian Perangkat Lunak	66
4.3	Pengujian Getaran	68
4.4	Pengujian Mekanik.....	78
4.5	Pengujian Analitis	84
4.5.1	Pengujian Vokal A	85
4.5.2	Pengujian Vokal E.....	87
4.5.3	Pengujian Vokal I.....	90
4.5.4	Pengujian Vokal O	92
4.5.5	Pengujian Vokal U	95
4.6	Konsultasi dengan Dokter	97
4.7	Pembahasan Sistem	99

PENUTUP	101
5.1 Kesimpulan	101
5.2 Saran	101
DAFTAR PUSTAKA	103
LAMPIRAN	105
BIODATA PENULIS	137

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Laring tampak, Anterior, Posterior, dan Sagital [6].....	6
Gambar 2.2 Otot Ekstrinsik dan Intrinsik pada Laring[5]	8
Gambar 2.3 Posisi Pita Suara dalam Laring[28]	10
Gambar 2.4 Posisi Pita Suara Saat Terbuka dan Menutup[8].....	10
Gambar 2.5 Pemodelan Proses Berbicara[8].....	11
Gambar 2.6 Manusia Normal dengan Penderita Pasca <i>Laryngectomee</i> [12].....	14
Gambar 2.7 Metode Berbicara Pasca <i>Laryngectomee</i> [12]	14
Gambar 2.8 <i>Electrolarynx</i> dan Penggunaannya[12]	16
Gambar 2.9 Mikrokontroler AVR ATmega8 Kemasan PDIP, TQFP, dan MLF [19].....	17
Gambar 2.10 Arsitektur CPU Mikrokontroler AVR ATmega8[19]....	18
Gambar 2.11 <i>Flash Program Memory Map</i> Mikrokontroler AVR ATmega8[19].....	19
Gambar 2.12 <i>Data Memory Map</i> Mikrokontroler AVR ATmega8[19]	20
Gambar 2.13. <i>Crystal Oscillator Connections</i> [19].....	21
Gambar 2.14 ATmega8 kemasan TQFP[19].....	22
Gambar 2.15 16 bit Timer/ Counter	24
Gambar 2.16 CTC Mode Timing Diagram	25
Gambar 2.17 Transistor Sebagai Switching[21].....	26
Gambar 2.18 Konfigurasi <i>H-Bridge</i> [22]	27
Gambar 2.19 Prinsip Kerja Magnet [27]	28
Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem.....	32
Gambar 3.2 Rangkaian IC Voltage Regulator LD1117ADT dan LD1117TR50	34
Gambar 3.3 Switch dan Resistor <i>pull up</i>	35
Gambar 3.4 Sistem Minimum ATmega8	36
Gambar 3.5 Mikrokontroler ATmega 8 Kemasan TQFP	36
Gambar 3.6 Mikrokontroler ATmega 8 Kemasan TQFP	37
Gambar 3.7 IC L293DD.....	38
Gambar 3.8 Rancangan Mekanik <i>Electrolarynx</i>	39
Gambar 3.9 Desain dan Prototipe Tabung Utama	40
Gambar 3.10 Desain dan Prototipe Tutup Samping Tabung Utama	41
Gambar 3.11 Desain dan Prototipe Tutup Bawah Tabung Utama	41
Gambar 3.12 Desain dan Prototipe Tutup Silinder.....	42
Gambar 3.13 Desain dan Prototipe Silinder Getar	42



Gambar 3.14 Desain dan Prototipe Silinder Pengunci 42

Gambar 3.15 Prototipe Busa Peredam 43

Gambar 3.16 Tabung *Plunger* 44

Gambar 3.17 *Plunger* sebagai Solenoid 44

Gambar 3.18 Membran 44

Gambar 3.19 Magnet Permanen 45

Gambar 3.20 Tampilan Menentukan Jenis Mikrokontroler dan Sumber
Clocknya 47

Gambar 3.21 Tampilan Menentukan Nilai Pin Input Outputnya 47

Gambar 3.22 Diagram Alir Program Mikrokontroler 49

Gambar 3.23 Tampilan Program 50

Gambar 3.24 Diagram Alir Program DFT 51

Gambar 4.1 *Electrolarynx* bentuk final 57

Gambar 4.2 Bentuk Sinyal Hasil Output Mikrokontroler Hasil
Osilloscope 59

Gambar 4.3 Bentuk Sinyal Hasil Output Mikrokontroler (atas) dan
Transistor MMBT2222A (bawah) Hasil *Osilloscope* 60

Gambar 4.4 Sinyal Hasil Output L293DD Hasil *Oscilloscope*. 61

Gambar 4.5 Grafik *error* Generator Frekuensi 66

Gambar 4.6 Penentuan Frekuensi dan Amplitudo dari sinyal yang akan
dibangkitkan 67

Gambar 4.7 Hasil sinyal sinusoidal yang telah dibangkitkan 67

Gambar 4.8 Frekuensi hasil DFT dari sinyal sinusoidal yang
dibangkitkan 67

Gambar 4.9 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 75 Hz 69

Gambar 4.10 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 75 Hz 69

Gambar 4.11 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 100 Hz 70

Gambar 4.12 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 100 Hz 70

Gambar 4.13 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 125 Hz 71

Gambar 4.14 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 125 Hz 71

Gambar 4.15 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 150 Hz 72

Gambar 4.16 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 150 Hz 72

Gambar 4.17 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 175 Hz 73

Gambar 4.18 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 175 Hz 73

Gambar 4.19 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 200 Hz 74

Gambar 4.20 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 200 Hz 74

Gambar 4.21 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 225 Hz 75

Gambar 4.22 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 225 Hz 76

Gambar 4.23 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 250 Hz 77

Gambar 4.24 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 250 Hz	77
Gambar 4.25 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal A	79
Gambar 4.26 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal E	80
Gambar 4.27 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal I.....	81
Gambar 4.28 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal O	82
Gambar 4.29 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal U	83
Gambar 4.30 Frekuensi Dasar <i>Electrolarynx</i> yang mudah didengar....	84
Gambar 4.31 Sinyal Pengucapan Vokal A	85
Gambar 4.32 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal A.....	85
Gambar 4.33 Sinyal Pengucapan Vokal A dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	86
Gambar 4.34 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal A dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	86
Gambar 4.35 Sinyal Pengucapan Vokal E	88
Gambar 4.36 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal E.....	88
Gambar 4.37 Sinyal Pengucapan Vokal E dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	88
Gambar 4.38 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal E dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	89
Gambar 4.39 Sinyal Pengucapan Vokal I.....	90
Gambar 4.40 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal I.....	90
Gambar 4.41 Sinyal Pengucapan Vokal I dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	91
Gambar 4.42 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal I dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	91
Gambar 4.43 Sinyal Pengucapan Vokal O	93
Gambar 4.44 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal O.....	93
Gambar 4.45 Sinyal Pengucapan Vokal O dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	93
Gambar 4.46 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal O dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	94
Gambar 4.47 Sinyal Pengucapan Vokal U	95
Gambar 4.48 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal U.....	95
Gambar 4.49 Sinyal Pengucapan Vokal U dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	96
Gambar 4.50 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal U dengan bantuan <i>Electrolarynx</i>	96
Gambar 4.51 Konsultasi dengan dr. Achmad Romdhoni, Sp. THT	98

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Sumber Clock ATmega8.....	21
Tabel 4.1 Pengujian Output LD1117TR50	58
Tabel 4.2 Pengujian Output LD1117ADT	58
Tabel 4.3 Uji Karakteristik Sinyal Output Mikrokontroler	59
Tabel 4.4 Uji Karakteristik Sinyal Output Transistor MMBT2222A....	61
Tabel 4.5 Uji Karakteristik Sinyal Output Driver <i>H-Bridge</i> L293DD.	62
Tabel 4.6 Uji Generator Frekuensi Rangkaian Keseluruhan	62
Tabel 4.7 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 75 Hz	69
Tabel 4.8 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 100 Hz	70
Tabel 4.9 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 125 Hz	71
Tabel 4.10 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 150 Hz	72
Tabel 4.11 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 175 Hz	73
Tabel 4.12 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 200 Hz	75
Tabel 4.13 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 225 Hz	76
Tabel 4.14 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar <i>electrolarynx</i> 250 Hz	77
Tabel 4.15 Pengujian Mekanik Vokal A	79
Tabel 4.16 Pengujian Mekanik Vokal E	80
Tabel 4.17 Pengujian Mekanik Vokal I.....	81
Tabel 4.18 Pengujian Mekanik Vokal O	82
Tabel 4.19 Pengujian Mekanik Vokal U	83
Tabel 4.20 Pengujian DFT Vokal A.....	86
Tabel 4.21 Pengujian DFT Vokal E	89
Tabel 4.22 Pengujian DFT Vokal I	91
Tabel 4.23 Pengujian DFT Vokal O.....	94
Tabel 4.24 Pengujian DFT Vokal U.....	96

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kehilangan pita suara atau disebut juga dengan tuna laring menyebabkan hilangnya kemampuan untuk menghasilkan suara dan berbicara. Lebih dari 600.000 ribu orang di dunia adalah penderita tuna laring (*laryngectomy*)[1][10][11]. Kehilangan pita suara tersebut disebabkan oleh banyak oleh banyak faktor, baik yang diakibatkan oleh adanya virus pada laring ataupun terjadinya kecelakaan yang mengakibatkan pengangkatan organ pita suara (vocal folds). Di Indonesia kasus kanker laring tiap tahun meningkat sekitar 30%, meskipun paling banyak terjadi para pria, namun kanker pita suara ini juga bisa menyerang kaum wanita [2]. Menurut data di Poli Audiologi THT-KL RSUD dr Soetomo, dari 2001 hingga 2009 tercatat 100 pasien penderita kanker laring yang telah menjalani operasi pengangkatan pita suara [2]. Di departemen rehabilitasi medik RS. Cipto Mangunkusumo Jakarta rata-rata 25 orang pertahun kehilangan pita suara diakibatkan virus pada laring, 90 % diantaranya ditengarai berhubungan dengan rokok dan alkohol [3].

Electrolarynx mampu menghasilkan suara dengan cara menempelkan alat tersebut pada bagian leher yang dekat dengan kerongkongan. *Electrolarynx* memiliki kepala bergetar yang berfungsi sebagai sumber suara untuk berbicara (dengan cara yang sama pita suara bergetar untuk menghasilkan suara). Ketika kepala bergetar ditempatkan terhadap leher, getaran tersebut akan menggerakkan otot-otot tersebut sesuai dengan apa yang akan kita ucapkan. Gerakan otot-otot tersebut akan menggetarkan komponen getar pada *electrolarynx* sehingga dapat menghasilkan suara. Hal ini memungkinkan untuk berbicara dengan cara yang sama seperti kotak suara yang dimiliki sebelum pengangkatan laring.

Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan usaha dalam membuat sebuah *electrolarynx* yang dapat menghasilkan suara agar dapat memberikan informasi sesuai yang diinginkan pasien. Pembuatan prototipe *electrolarynx* belum memberikan hasil yang optimal dalam membantu manusia untuk berbicara. Hal ini

dikarenakan perancangan konsep *electrolarynx* tersebut belum optimal, baik dari segi kontrol maupun mekaniknya.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Desain *Electrolarynx* baik perangkat keras elektrik dan mekanik serta perangkat lunak yang dapat menghasilkan frekuensi dasar getar yang tepat sehingga dapat membantu pasien *laryngectomee* untuk berbicara dengan baik.
2. Mendesain *electrolarynx* yang praktis dan efisien menggunakan komponen-komponen yang terjangkau.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut :

1. Mendesain sebuah rancang bangun *electrolarynx* menggunakan mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran sehingga dapat membantu pasien *laryngectomee* untuk berbicara.
2. Mendesain sebuah *electrolarynx* yang praktis, efisien dan terjangkau.
3. Menentukan frekuensi dasar terbaik dari *electrolarynx* untuk digunakan berbicara.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

1. Rancang bangun *electrolarynx* yang dibuat menggunakan mikrokontroler sebagai fungsi kontrol dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran pada *top cap electrolarynx* dalam membentuk suara bicara pada pasien tuna laring.
2. Pengujian yang dilakukan untuk mengetahui keoptimalan fungsi dari *electrolarynx* membentuk suara bicara pada pasien tuna laring meliputi tes uji vocal baik pendengaran secara langsung maupun diolah secara digital.
3. Mendapatkan parameter yang tepat agar prototype *electrolarynx* dapat digunakan secara maksimal.
4. Perlu sebuah susunan piranti yang praktis dan efisien dalam mendesain sebuah *electrolarynx* yang terjangkau.

5. Tingkat keoptimalan getaran dari *electrolarynx* diamati berdasarkan apakah suara dapat didengar dan dapat memberikan informasi atau tidak.

1.5 Metodologi Penelitian

Dalam penyelesaian tugas akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi literatur
Pada tahap ini dilakukan pengumpulan dasar teori yang menunjang dalam penulisan tugas akhir. Dasar teori ini dapat diambil dari buku-buku, jurnal, *proceeding*, dan artikel-artikel di internet.
2. Perancangan sistem
Setelah mempelajari literatur yang ada, selanjutnya akan dilakukan perancangan sistem. Sistem yang akan dirancang meliputi perangkat keras elektrik dan mekanik, serta perangkat lunak pengujian.
3. Pengujian sistem
Pengujian sistem dilakukan dengan beberapa tahap, yaitu :
 - Pengujian per blok dari keseluruhan rangkaian guna mengetahui fungsi kerja *Electrolarynx* secara tepat.
 - Pengujian secara langsung dengan mengambil beberapa sampel guna mengetahui keoptimalan fungsi *Electrolarynx* yang telah dibuat.
4. Pengolahan data
Pengolahan Data dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak Delphi untuk menganalisa suara yang direkam dengan *microphone*. Suara tersebut dibedakan menjadi dua yaitu suara dengan *electrolarynx* dengan suara normal.
5. Penulisan laporan Tugas Akhir
Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan pada saat tahap pengujian sistem dimulai serta setelahnya.

1.6 Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

- Bab I : Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi, sistematika penulisan, dan relevansi.

- Bab 2 : Dasar Teori

Bab ini menjelaskan tentang dasar-dasar teori yang dibutuhkan dalam pengerjaan tugas akhir ini, yang meliputi teori dasar *larynx*, mekanisme berbicara manusia.

- Bab 3: Perancangan Sistem

Bab ini menjelaskan tentang perencanaan sistem perangkat keras elektrik dan mekanik, serta perangkat lunak. Bab ini juga berisi menjelaskan tentang prosedur pengujian yang dilakukan dalam penelitian.

- Bab 4 : Pengujian dan Pembahasan Sistem

Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dari pengujian tiap blok sistem dan pengujian langsung penggunaan *electrolarynx* serta pembahasan secara keseluruhan.

- Bab 5 : Penutup

Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan meliputi kekurangan-kekurangan pada kerja alat dari hasil analisa serta saran untuk pengembangan ke depan.

1.7 Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut :

1. Menjadi dasar dalam memanfaatkan prototype *electrolarynx* untuk digunakan di masyarakat umum dengan harga yang lebih terjangkau.
2. Mempermudah menjadi dasar penelitian dalam mengembangkan prototype *electrolarynx* berikutnya ataupun alat bantu tuna laring lain yang memiliki kesamaan konsep dengan *electrolarynx*.
3. Mempermudah menjadi dasar penelitian dalam menganalisis karakteristik suara tuna laring baik menggunakan atau tanpa menggunakan *electrolarynx*.
4. Mendukung untuk perlunya teknologi menjawab tantangan yang ada di masyarakat, salah satunya bidang kesehatan.

BAB II DASAR TEORI

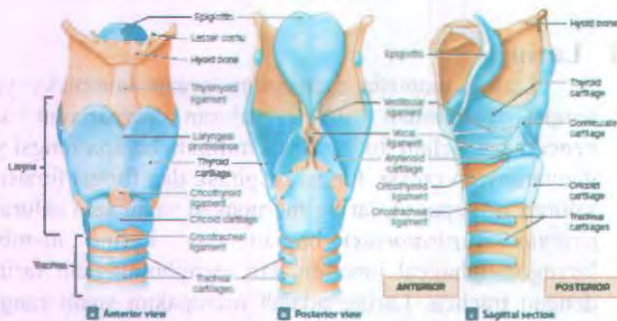
2.1 Laring

Laring manusia merupakan organ kompleks yang menjadi tempat pertemuan antara saluran pernapasan dan saluran pencernaan, selain itu laring memiliki beberapa fungsi yang berbeda diantaranya proteksi, fungsi respirasi, dan fungsi fonasi [4]. Sebagai saluran pernapasan, laring merupakan salah satu saluran pernafasan (*tractus respiratorius*) bagian atas. Laring membentang dari laryngoesophageal junction dan menghubungkan faring (*pharynx*) dengan trachea. Laring adalah merupakan suatu rangkaian tulang rawan yang berbentuk corong dan terletak setinggi vertebra cervicalis IV-VI, dimana pada anak-anak dan wanita letaknya relatif lebih tinggi. Laring pada umumnya selalu terbuka, hanya kadang-kadang saja tertutup bila sedang menelan makanan [5].

2.1.1 Anatomi Laring

Laring berbentuk piramida triangular terbalik dengan dinding kartilago tiroidea di sebelah atas dan kartilago krikoida di sebelah bawahnya. Secara umum, laring dibentuk dari sejumlah kartilago, ligamentum, dan otot-otot [6].

Terdapat tiga kartilago yang berukuran besar, diantaranya kartilago Tiroid, kartilago Krikoid, dan kartilago Epiglotis. Kartilago Tiroid merupakan kartilago laring terbesar. Terbentuk dari kartilago hyaline. Kartilago Tiroid membentuk bagian anterior dan dinding lateral dari laring. Kita dapat dengan mudah melihat dan merasakan permukaan anterior menonjol dari tiroid tulang rawan, yang pada pria dewasa lebih menonjol kedepan, disebut *Prominensia Laring* atau disebut juga *Adam's apple* atau jakun [5][6].



Gambar 2.1 Laring tampak, Anterior, Posterior, dan Sagital [6]

Permukaan bagian inferior (lebih rendah) melekat pada bagian Kartilago Krikoid. Sedangkan permukaan superior (yang lebih tinggi) memiliki ligamen yang mengikat pada tulang hyoid dan epiglottis dan kartilago laring yang lebih kecil [6].

Kartilago Tiroid lebih tinggi dibandingkan dengan kartilago krikoid (berbentuk cincin), jika dibandingkan dengan kartilago hyaline lainnya. Bagian posterior krikoid sangat lebar, memberikan dukungan pada sisi bagian kartilago tiroid yang tidak ada. Keduanya berfungsi untuk melindungi glottis dan pintu masuk menuju trakea. Permukaan keduanya yang cukup luas memberikan tempat untuk mengikat dengan otot-otot laring dan ligament. Ligamen mengikat pada bagian permukaan inferior kartilago krikoid menunjuk kartilago trake pertama. Sedangkan bagian superior dari kartilago krikoid mengikat dengan kartilago aritenoid [6].

Berbentuk seperti tanduk, epiglottis menonjol lebih tinggi daripada glottis dan membentuk tutup di bagian atas. Epiglottis tersusun dari kartilago elastis. Bagian ini memiliki ligament-ligamen yang mengikat pada bagian anterior dan superior kartilago tiroid dan tulang hyoid. Saat menelan makanan, laring terangkat dan melipat menutup glottis, hal ini berfungsi mencegah adanya cairan atau makanan yang masuk ke saluran pernapasan [6].

Sedangkan kartilago lain yang lebih kecil melekat pada beberapa bagian kartilago besar. Kartilago aritenoid melekat pada

bagian superior kartilago krikoid. Kartilago *Corniculate* melekat pada kartilago aritenoid. Keduanya berfungsi saat membuka dan menutup glottis. Sedangkan kartilago *Cuneiform* terletak pada lipatan antara permukaan lateral masing-masing tulang rawan aritenoid dan epiglottis [6].

Ligamen mengikat bersama kartilago kartilago laring yang lain. Ligamen tambahan mengikat pada kartilago tiroid menuju tulang hyoid, dan kartilago krikoid menuju trakea. Ligamen median krikotiroid mengikat kartilago tiroid dan kartilago krikoid. Sedangkan ligamen vestibular dan ligamen vocal berada di antara kartilago tiroid dan kartilago aritenoid [6].

Ligamen vestibular dan ligamen vocal ditutupi oleh lipatan lipatan epitel laring yang menonjol sampai ke glottis. Ligamen vestibular berada dengan lipatan-lipatan bagian superior, dikenal dengan vestibular folds. Lipatan ini cukup elastis berfungsi membantu mencegah benda asing masuk glottis. Mereka juga melindungi pita suara lebih halus [6].

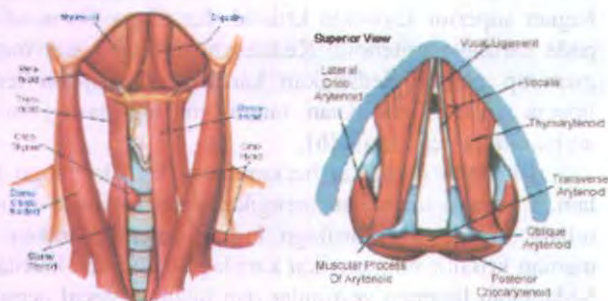
Otot-otot laring terbagi dalam dua kelompok besar, yaitu otot ekstrinsik dan otot intrinsik. Otot-otot ekstrinsik menghubungkan laring dengan struktur di sekitarnya. Bagian-bagian ini menggerakkan laring secara keseluruhan. Sedangkan otot-otot intrinsik menghubungkan kartilago satu dengan yang lain.

1. Otot ekstrinsik

- Otot Suprahoid (elevator laring):
M. Stilohoid, M. Geniohoid,, M. Milohoid, M. Digastrikus.
- Otot infrahoid (depressor laring)
M. Omohoid, M. Sternohoid, M. Tirohoid

2. Otot Intrinsik

- Otot *adductor* (menutup pita suara)
M. Interaritenoid, M. Krikotiroid, M krikotiroid lateral
- Otot *abductor* (membuka pita suara)
M. krikoaritenoid posterior
- Otot Tensor (menegangkan pita suara)
M. Tiroaritenoid, M vokalis, M. Krikotiroid



Gambar 2.2 Otot Ekstrinsik dan Intrinsik pada Laring[5]

Sedangkan di dalam rongga laring terdapat beberapa bagian. Batas atas rongga laring (*cavum laryngis*) ialah aditus laring, batas bawahnya ialah bidang yang melalui pinggir bawah kartilago krikoid. Batas depannya ialah permukaan belakang epiglottis, tuberkulum epiglotik, ligamentum tiroepiglotik, sudut antara kedua belah lamina kartilago tiroid dan arkus kartilago krikoid. Batas lateralnya adalah membran kuadrangularis, kartilago aritenoid, konus elastikus, dan arkus kartilago krikoid, sedangkan batas belakangnya ialah membran aritenoid transverses dan lamina kartilago krikoid [7].

Dengan adanya lipatan mukosa pada ligamentum vokale dan ligamentum ventrikulare, maka terbentuklah plika vokalis (pita suara asli) dan plika ventrikularis (pita suara palsu). Bidang antara plika vokalis kiri dan kanan, disebut rima glottis, sedangkan antara plika ventrikularis, disebut rima vestibule[7].

Plika vokalis dan plika ventrikularis membagi rongga laring dalam 3 bagian, yaitu vestibulum laring, glotik, dan subglotik. Vestibulum laring ialah rongga laring terdapat di atas plika ventrikularis. Daerah ini disebut supraglotik. Antara plika vokalis dan plika ventrikularis, pada tiap sisinya disebut ventrikulus laring Morgagni[7].

Rima glottis terdiri dari dua bagian, yaitu bagian intermembran dan bagian interkartilago. Bagian intermembran adalah ruang antara kedua plika vokalis, dan terletak di bagian anterior, sedangkan bagian interkartilago terletak antara kedua puncak kartilago aritenoid, dan terletak di bagian posterior[7].

Daerah subglotik adalah rongga laring yang terletak di bawah plika vokalis[7].

2.1.2 Fisiologi Laring

Laring mempunyai 3 (tiga) fungsi dasar yaitu fonasi, respirasi dan proteksi disamping beberapa fungsi lainnya seperti terlihat pada uraian berikut [5]:

1. Fungsi Fonasi.

Fonasi adalah fungsi pembentukan suara. Pembentukan 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 subglotik dan vibrasi laring serta adanya ruangan resonansi seperti rongga mulut, udara dalam paru-paru, trakea, faring, dan hidung [5].

2. Fungsi Proteksi.

Fungsi proteksi adalah mencegah makanan dan benda asing masuk ke dalam trakea dengan jalan menutup aditus laring dan rima glottis secara bersamaan. Terjadinya penutupan aditus laring dikarenakan pengangkatan laring ke atas akibat kontraksi otot-otot ekstrinsik laring, sedangkan penutupan rima glottis dikarenakan aduksi dari plika vokalis[7].

3. Fungsi Respirasi.

Fungsi respirasi dari laring adalah dengan mengatur besar kecilnya rima glottis. Bila M.Krikoaritenoid posterior berkontraksi akan menyebabkan proses vokalis kartilago aritenoid bergerak ke lateral, sehingga rima glottis terbuka (abduksi) [7].

Selain ketiga fungsi utama di atas, laring juga memiliki beberapa fungsi yang lain, diantaranya membantu proses menelan pada saat makan, berguna memabantu dalam proses mengekspresikan emosi seperti berteriak, mengeluh, menangis. Laring juga berfungsi sebagai tempat sirkulasi [5].

2.1.3 Pita Suara

Pita suara atau yang dalam bahasa inggrisnya disebut *vocal cord* adalah 2 buah pita otot elastis yang terletak di dalam laring (kotak suara), tepat diatas *trachea* (saluran udara). Posisi Pita Suara dalam laring ditunjukkan pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Posisi Pita Suara dalam Laring[28]

Pita suara menghasilkan suara jika udara yang tertahan di paru-paru dilepaskan dan melewati pita suara yang menutup sehingga pita suara bergetar. Di mana, untuk menghasilkan suara, pita suara harus bergetar ratusan bahkan ribuan kali per detiknya, tergantung nada atau frekuensi yang kita ucapkan. Jika kita tidak sedang berbicara, pita suara terpisah satu sama lain sehingga kita bisa bernafas[8]. Kondisi pita suara saat membuka dan menutup, ditunjukkan pada Gambar 2.4.

Pita suara terletak di dalam laring (jakun) yang terletak di dalam trakea. Saat bernapas normal, pita suara terpisah jauh dan membentuk sebuah lubang segitiga besar. Sedangkan pada pembentukan suara vocal, pita suara tertarik saling mendekat oleh otot, udara di paru-paru dihembuskan, hal ini membuat tekanan di bawah pita suara meningkat, dan pita suara yang menutup dipaksa untuk membuka. Terjadi aliran cepat udara ke atas yang menyebabkan penurunan tekanan di antara pita akibat efek Bernoulli [8].



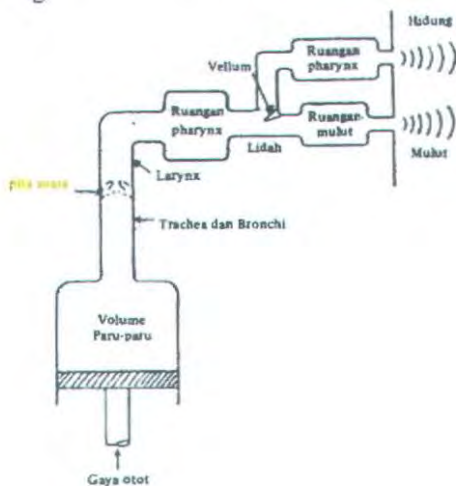
Gambar 2.4 Posisi Pita Suara Saat Terbuka dan Menutup[8]

Penurunan tekanan, bersama dengan gaya elastis di jaringan, menyebabkan pita suara bergerak bersama, menghambat lewatnya udara secara parsial sehingga kecepatan udara berkurang. Berkurangnya kecepatan udara ini meningkatkan tekanan di bawah pita suara dan menyebabkan proses ini terjadi lagi. Hasilnya adalah gelombang suara *glottis (glottal sound wave)* [8].

2.1.4 Proses Pembentukan Suara

Pembentukan ucapan dimulai dengan adanya hembusan udara yang dihasilkan oleh paru-paru. Cara kerjanya mirip seperti piston atau pompa (ditunjukkan pada Gambar 2.5.) yang ditekan untuk menghasilkan tekanan udara [13].

Suara bicara normal merupakan hasil dari modulasi udara yang mengalir keluar dari dalam tubuh. Untuk macam-macam suara, mulai dari paru-paru yang penuh dengan uap udara melalui pita suara (*vocal cords*) kadang-kadang disebut dengan glottis dan beberapa ruang vocal, udara keluar melalui mulut dan sedikit melalui hidung.



Gambar 2.5 Pemodelan Proses Berbicara[8]

Pembentukan suara melalui mulut ini disebut dengan bicara. Jadi proses bicara dihasilkan oleh getaran vibrasi dari pita suara yang dibantu oleh aliran udara dari paru-paru, sedangkan bunyi dibentuk oleh gerakan bibir, lidah dan palatum (langit-langit) [9].

Frekuensi dasar dari hasil vibrasi yang kompleks tergantung dari massa dan tegangan dari pita suara. Laki-laki mempunyai frekuensi suara 125 Hz sedangkan wanita memiliki suara 250 Hz. Menurut penelitian yang dilakukan oleh [26], bahwa frekuensi dasar pita suara manusia berada pada rentang antara 40 Hz-400 Hz.

Suara yang dihasilkan dengan mekanisme ini disebut dengan *voice sound* (bunyi terucapkan), atau yang lebih dikenal dengan huruf vocal. Sedangkan suara yang dihasilkan di bagian oral dari saluran vocal tanpa menggunakan pita suara disebut dengan *unvoiced sound* (bunyi yang tak terucapkan). Contohnya dalam bahasa Inggris adalah p,t,k yang disebut dengan *plosive sounds*, serta s,f , dan th yang disebut dengan *fricative sounds*. Sedangkan ch adalah kombinasi dari keduanya. *Unvoiced sound* terjadi akibat aliran udara melalui penyempitan atau tepi-tepi yang dibentuk oleh lidah, gigi, bibir, dan palatum[8].

Pada suatu studi mengenai ucapan huruf hidup dan huruf mati diperoleh bahwa huruf hidup banyak mengandung tenaga dari para huruf mati. Perbandingan tenaga antara huruf hidup dan huruf mati 68 : 1 [9].

2.2 Tuna Laring

Tuna laring adalah istilah yang digunakan untuk seseorang yang tidak memiliki laring dikarenakan tindakan *laryngectomy* akibat kanker. *Laryngectomy* masih menjadi pengobatan pilihan dalam penanganan penyakit yang ada pada laring [14]

2.2.1 Tumor Laring

Tumor laring dibedakan menjadi dua jenis yaitu tumor jinak dan tumor ganas. Tumor jinak laring tidak banyak ditemukan, hanya kurang lebih 5 % dari semua jenis tumor laring, tumor jinak laring dapat berupa Papiloma laring, Adenoma, Kondroma, Mioblastoma sel granuler, Hemangiona, Lipoma, dan Neurofibroma. Untuk pengobatan yang dilakukan adalah metode terapi, bedah mikro, dan menggunakan sinar laser [7]

Sedangkan tumor ganas sering ditemukan. Keganasan pada laring bukanlah hal yang jarang ditemukan dan masih menjadi masalah karena penanggulangannya mencakup beberapa segi. Penatalaksanaan keganasan di laring tanpa memperhatikan bidang rehabilitasi belumlah lengkap [7].

Sebagai gambaran perbandingan, di luar negeri karsinoma laring menempati tempat pertama dalam urutan keganasan di bidang THT, sedangkan di rumah sakit Cipto Mangunkusumo, Jakarta, karsinoma laring menduduki urutan ketiga setelah karsinoma nasofaring dan tumor ganas hidung dan sinus paranasal. Menurut data dari WHO (1961) yang meliputi 35 negara, rata-rata 1.2 orang per 100000 penduduk meninggal oleh karsinoma laring [7].

Etiologi karsinoma laring belum diketahui dengan pasti. Dikatakan oleh para ahli bahwa perokok dan peminum alkohol merupakan kelompok orang-orang dengan resiko tinggi terhadap karsinoma laring. Penelitian epidemiologic menggambarkan beberapa hal yang diduga menyebabkan terjadinya karsinoma laring yang kuat ialah rokok, alkohol, dan terpanjar oleh sinar radioaktif [7].

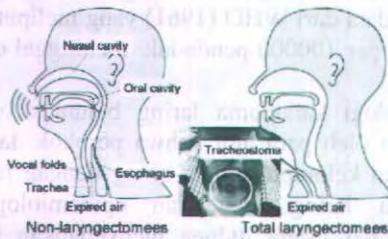
2.2.2 *Laryngectomy*

Laryngectomy adalah menghilangkan laring dan pemisahan jalan napas dari hidung, mulut, dan tenggorokan. *Laryngectomy* bernafas melalui sebuah lubang di leher, yaitu stoma [11]. Tindakan ini merupakan pembedahan guna mengangkat laring bagi penderita tumor atau kanker laring, terutama tumor yang bersifat ganas seperti karsinoma laring [7].

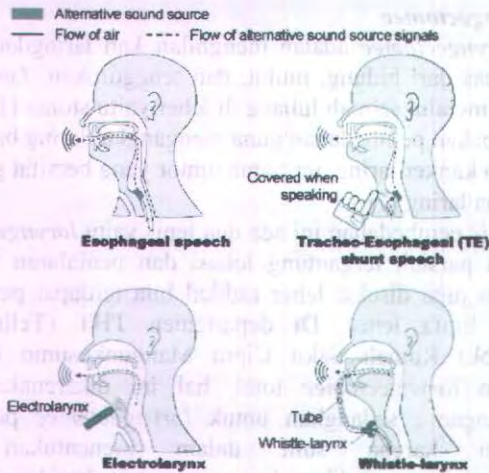
Jenis pembedahan ini ada dua jenis yaitu *laryngectomy* total atau pun parsial, tergantung lokasi dan penjalaran tumor, serta dilakukan juga diseksi leher radikal bila terdapat penjalaran ke kelenjar limfa leher. Di departemen THT (Telinga Hidung Tenggorok) Rumah Sakit Cipto Mangunkusumo lebih sering dilakukan *laryngectomy* total, hal ini dikarenakan beberapa pertimbangan, sedangkan untuk *laryngectomy* parsial jarang dilakukan karena sulit dalam menentukan batasnya. *Laryngectomy* yang dikerjakan untuk mengobati karsinoma laring menyebabkan cacat pada pasien. Dengan dilakukannya pengangkatan laring beserta pita suara yang ada di dalamnya,

maka pasien akan menjadi afonia dan bernapas melalui stoma permanen di leher [7]. Kondisi pasien pra dan pasca *laryngectomy* ditunjukkan pada Gambar 2.6.

Laring bekerja sebagai katup yang menggabungkan jalur trachea yang membawa udara dan esophagus yang membawa makanan. Untuk menjaga makanan agar tidak masuk ke dalam saluran pernafasan, maka esophagus akan terhubung menuju mulut dan saluran trakea terhubung dengan sebuah lubang yang bernama trakeostoma yang berada di leher[12].



Gambar 2.6 Manusia Normal dengan Penderita Pasca *Laryngectomy* [12]



Gambar 2.7Metode Berbicara Pasca *Laryngectomy*[12]

Secara umum *laryngectomee* memiliki tiga jenis alternatif metode berbicara (ditunjukkan pada Gambar 2.7) yang masing-masing memiliki mekanisme dan sumber bunyi yang berbeda-beda. Ketiga metode tersebut adalah dengan *esophageal speech*, *trachea-eshopaeal shunt speech*, dan menggunakan piranti eksternal yaitu *electrolarynx* atau *whistle-larynx*[12].

Untuk *esophageal speech* yang merupakan berbicara dengan menggunakan suara perut, membutuhkan waktu yang lama bagi pasien agar dapat berbicara kembali, karena berbicara dengan cara ini membutuhkan latihan agar bisa mengeluarkan suara dan berbicara sehingga dimengerti oleh orang lain. *Tracheo-esophageal shunt speech* adalah salah satu cara rehabilitasi bagi *laryngectomee* dengan menanamkan pita suara pengganti buatan di antara saluran trakhea dan esofagus. *White-larynx* merupakan piranti eksternal yang digunakan dengan memasang sebuah vibrator pada tracheostoma dan memasang whistle pada bagian mulut. Sedangkan *electrolarynx* yaitu berupa piranti eksternal yang digunakan dengan menggetarkan daerah sekitar leher [12].

2.3 *Electrolarynx*

Electrolarynx telah digunakan beberapa dekade oleh para penderita *laryngectomee* untuk berbicara dan berkomunikasi setelah dia kehilangan laringnya. *Electrolarynx* merupakan hasil dari kemajuan teknologi dalam rehabilitasi berbicara pada pasca *laryngectomee* yang menghasilkan evolusi dari metode tracheosophageal speech, yang merupakan metode yang banyak digunakan dalam proses rehabilitasi pada pasien *laryngectomee*[17].

Electrolarynx memiliki kepala bergetar yang berfungsi sebagai sumber suara untuk berbicara (dengan cara yang sama pita suara bergetar untuk menghasilkan suara). Ketika kepala bergetar ditempatkan terhadap leher, dengan cara yang memungkinkan suara untuk beresonansi di tenggorokan, hal ini memungkinkan pasien untuk kembali berbicara dengan cara yang sama seperti pita suara yang dimiliki sebelum pengangkatan laring[17]. Gambar *electrolarynx* dan cara penggunaannya ditunjukkan pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 *Electrolarynx* dan Penggunaannya[12]

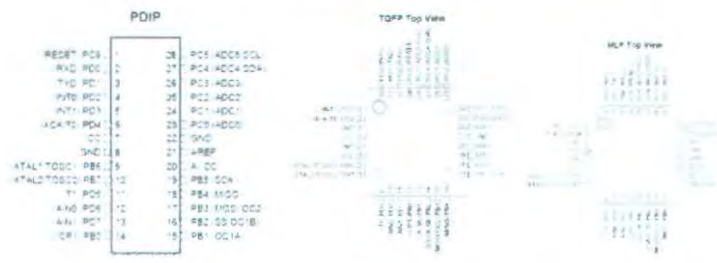
Salah satu keuntungan dari penggunaan *electrolarynx* adalah pasien *laryngectomy* tidak membutuhkan waktu yang lama dalam belajar berbicara menggunakan bantuan alat ini. Selain itu sumber tegangan yang digunakan untuk mengaktifkan alat ini juga tidak besar. Ketika pasien memilih untuk menggunakan *electrolarynx*, maka tidak perlu dilakukan operasi tambahan seperti pada *Tracheoesophageal shunt speech*. Hal ini menyebabkan penderita dapat cepat beradaptasi untuk kembali berbicara [14].

Hal yang perlu diketahui bahwa nada *electrolarynx* yang dihasilkan bukan suara yang terdengar alami. Suara yang dihasilkan cenderung seperti "robot" atau mekanis. Selain itu frekuensi yang dihasilkan juga tetap. Kemajuan teknologi yang lebih baru telah memberikan beberapa perangkat kemampuan untuk merubah intonasi sehingga suara yang dihasilkan tidak monoton. Pada intinya, fungsi kerja alat *electrolarynx* sendiri adalah menggantikan getaran yang dihasilkan oleh pita suara[17].

Penggunaan *electrolarynx* di Indonesia masih sangat jarang, dikarenakan harganya yang mahal dan mayoritas para pasien adalah masyarakat menengah ke bawah[15][16].

2.4 Mikrokontroler AVR ATmega8

Mikrokontroler merupakan sebuah sistem *microprocessor* yang di dalamnya telah terdapat bagian-bagian seperti CPU, ROM, RAM, I/O, clock dan peralatan internal lainnya yang saling terhubung dan terstruktur oleh pabrik pembuatnya dengan baik, Mikrokontroler ini dikemas dalam sebuah chip yang siap pakai[18].



Gambar 2.9 Mikrokontroler AVR ATmega8 Kemasan PDIP, TQFP, dan MLF [19]

Sedangkan AVR, merupakan singkatan dari *Advanced Versatile RISC* atau *Alf and Vegard's Risc Processor* yang berasal dari nama dua orang mahasiswa *Norwegian Institute of Technology* yang sekaligus menemukannya, yaitu Alf-Egil Bogen dan Vegard Wollan. Jika dibandingkan dengan jenis mikrokontroler sebelumnya seperti MCS51, AVR memiliki kecepatan eksekusi program yang lebih cepat karena sebagian besar instruksi dieksekusi dalam 1 siklus clock [18].

ATmega 8 merupakan mikrokontroler CMOS 8 bit berdaya rendah yang berbasis AVR RISC dengan mengeksekusi berbagai perintah dalam satu siklus clock, mikrokontroler ini mampu mencapai 1 MIPS per MHz, hal ini memungkinkan pengguna untuk mengoptimalkan penggunaan daya dengan kecepatan proses yang dimiliki ATmega8[19].

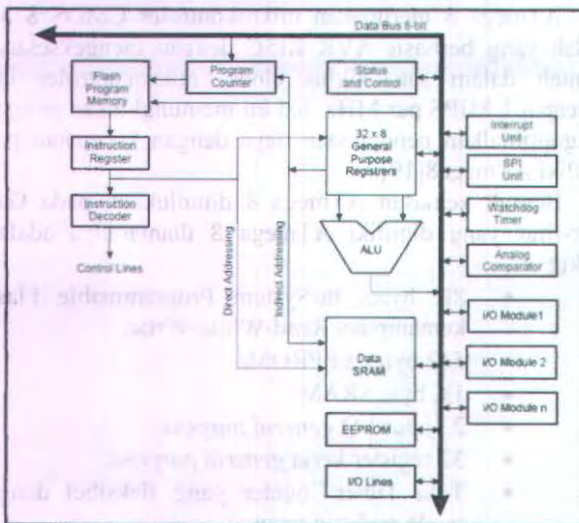
Bentuk kemasan ATmega 8 ditunjukkan pada Gambar 2.9. Fitur-fitur yang dimiliki ATmega 8 diantaranya adalah sebagai berikut

- 8K bytes In-System Programmable Flash dengan kemampuan Read-While-Write.
- 512 bytes EEPROM.
- 1K byte SRAM
- 23 jalur I/O *general purpose*.
- 32 register kerja *general purpose*.
- Tiga Timer/Counter yang fleksibel dengan mode-mode perbandingan.
- Interupt internal dan eksternal.
- Serial Programmable USART.

- Interface serial Two-wire dengan orientasi byte
- 6-channel ADC (8 untuk kemasan TQFP dan MLF) dengan empat (enam) channels memiliki akurasi 10-bit dan dua channels memiliki 8 bit akurasi.
- Programmable Watchdog Timer dengan Osilator internal.
- Port serial SPI
- Lima pilihan software untuk mode power saving.

2.4.1 Arsitektur ATmega8

Dalam memaksimalkan performa dan bekerja secara parallel, AVR menggunakan arsitektur Harvard, dimana arsitektur tersebut memisahkan antara memori dan bus untuk program dan data. Inti dari AVR mengkombinasikan banyak *instruction set* dengan 32 register yang memiliki fungsi berbeda-beda, dan secara keseluruhan secara langsung terhubung menjadi satu dengan Arithmetic Logic Unit (ALU), yang memungkinkan dua register diakses secara bersamaan dalam satu siklus clock[19].



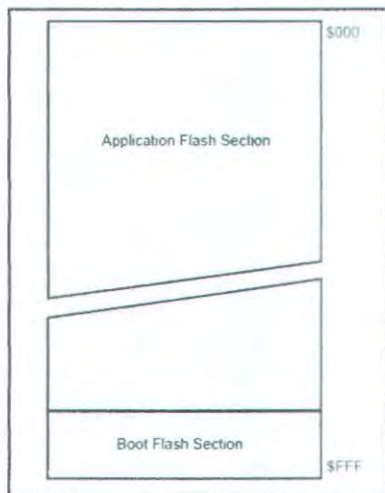
Gambar 2.10 Arsitektur CPU Mikrokontroler AVR ATmega8[19]

Arsitektur inilah yang menyebabkan ATmega 8 lebih efisien jika dibandingkan dengan mikrokontroler generasi CISC. 6 dari 32 register yang ada dapat digunakan untuk tiga pengalamatan tidak langsung 16 bit pointer register sebagai *data space addressing*[19]. Secara keseluruhan, arsitektur ATmega8 ditunjukkan pada gambar 2.10.

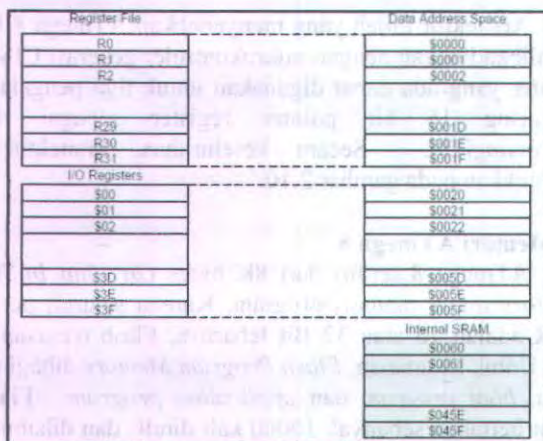
2.4.2 Memori ATmega 8

ATmega 8 terdiri dari 8K bytes *On Chip In-System Flash Memory* untuk memori program. Karena seluruh perintah dalam AVR adalah 16 atau 32 Bit lebarnya, Flash tersusun 14 K x 16 bits. Untuk keamanan, *Flash Program Memory* dibagi menjadi dua yaitu, *boot program* dan *application program*. Flash Memory dapat bertahan sebanyak 10000 kali ditulis dan dihapus. [19]. Peta Flash Memory ditunjukkan pada gambar 2.11.

Sedangkan pada data memori berjumlah 1120 alamat berurutan terdiri dari register file, I/O memory, dan internal data SRAM. 96 lokasi alamat pertama digunakan untuk Register File dan I/O memory, dan 1024 berikutnya digunakan untuk internal data SRAM.



Gambar 2.11 *Flash Program Memory Map* Mikrokontroler AVR ATmega8[19]



Gambar 2.12 Data Memory Map Mikrokontroler AVR ATmega8[19]

32 register yang memiliki fungsi umum kerja, 64 I/O Register, dan 1024 bytes internal data SRAM yang dimiliki ATmega8 semua dapat diakses melalui 1120 alamat tersebut[19]. Berikut peta dari SRAM data memory ditunjukkan pada Gambar 2.12.

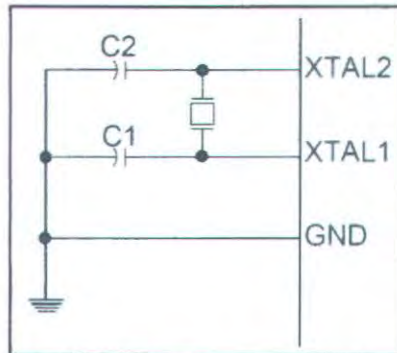
Sedangkan untuk EEPROM, ATmega 8 memiliki 512 bytes data EEPROM Memory. Memori ini tersusun terpisah dari memori data, yang setiap bytenya dapat dibaca dan ditulis. EEPROM sendiri memiliki ketahanan untuk menulis dan menghapus datanya sebanyak 100000 kali [19].

2.4.3 Sumber Clock

ATmega8 memiliki beberapa pilihan sumber clock yang dapat ditentukan dengan Flash Fuse Bits. Clock dari sumber yang dipilih akan menjadi input dari AVR clock generator. Sumber clock dari ATmega 8 dapat dipilih dari beberapa opsi (ditampilkan pada Tabel 2.1) baik sebuah dari eksternal yaitu rangkaian yang menghasilkan clock, serta sumber clock lain begitupun dengan internal ATmega8 sendiri [19].

Tabel 2.1 Sumber Clock ATmega8

Opsi sumber Clock	CKSEL.3.0
External Crystal / Ceramic Resonator	1111-1010
External Low Frequency Crystal	1001
External RC Oscillator	1000-0101
Calibrated Internal RC Oscillator	0100-0001
External Clock	0000



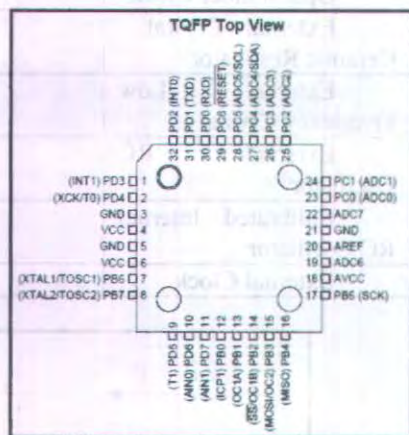
Gambar 2.13.Crystal Oscillator Connections[19]

2.4.4 Crystal Oscillator

Sumber Clock ATmega8 salah satunya dapat digunakan adalah dengan *Crystal Oscillator*. Crystal Oscillator ini dihubungkan dengan dua Capacitor yang terhubung dengan ground, di bagian ujung yang lain dihubungkan dengan pin XTAL 1 dan XTAL 2 pada ATmega8. Konfigurasi rangkaian, ditunjukkan pada Gambar 2.13. Besar kapasitansi dari capacitor dapat dipilih dalam rentang 12-22 PF [19].

2.4.5 Deskripsi Fungsi Pin

Konfigurasi pin ATmega8 kemasan TQFP terdiri dari 3 Port yaitu Port B, Port C dan Port D. Masing masing port terdiri dari 8 buah pin pada Port B, Port D dan 7 buah pin pada Port C .



Gambar 2.14 ATmega8 kemasan TQFP[19]

Selain itu juga terdapat pin RESET VCC 2 buah, GND 3 buah, VCC, XTAL1, XTAL2, ADC 6 dan 7 serta AREF [19].

1. VCC : sebagai *Supply* Tegangan Mikrokontroler.
2. GND : *Ground*
3. PORT B : Port B adalah 8 bit *bi-directional I/O port* dengan *internal pull-up resistor*. Pin ini dapat berfungsi sebagai input ataupun output. Selain itu Port B juga memiliki beberapa fungsi lain terutama dalam menentukan sistem clock mikrokontroler, terutama XTAL 1 serta XTAL 2.
4. PORT C : Port C adalah 7 bit *bi-directional I/O port* dengan *internal pull-up resistor*. Pin ini dapat berfungsi sebagai input ataupun output. Selain itu pada pin ini juga memiliki beberapa fungsi lain seperti ADC. Pada Port C ini juga terdapat pin RESET yang digunakan untuk mengaktifkan program reset saat sedang diproses.
5. PORT D : Port D adalah 8 bit *bi-directional I/O port* dengan *internal pull-up resistor*. Pin ini dapat berfungsi sebagai input ataupun output.

6. AVCC : pin *supply* tegangan untuk Port A dan A/D converter. Sebaiknya pin ini tetap dihubungkan ke VCC meskipun ADC tidak digunakan.
7. AREF : pin referensi analog untuk A/D converter

2.4.6 Timer/Counter 1

Timer/Counter 1 adalah sebuah timer /counter yang mempunyai kapasitas cacahan 16 bit (65535) baik pulsa/clock internal maupun eksternal yang dilengkapi dengan prescaler sumber pulsa/clock hingga 10 bit. Timer/counter 16 bit memungkinkan waktu eksekusi program yang lebih akurat jika dibandingkan dengan timer 0 maupun timer 2. Selain itu timer. Counter 1 dapat dimanfaatkan sebagai pembangkit gelombang dan mengukur waktu sinyal [19]. Secara umum, fungsi dari timer/counter 1 adalah

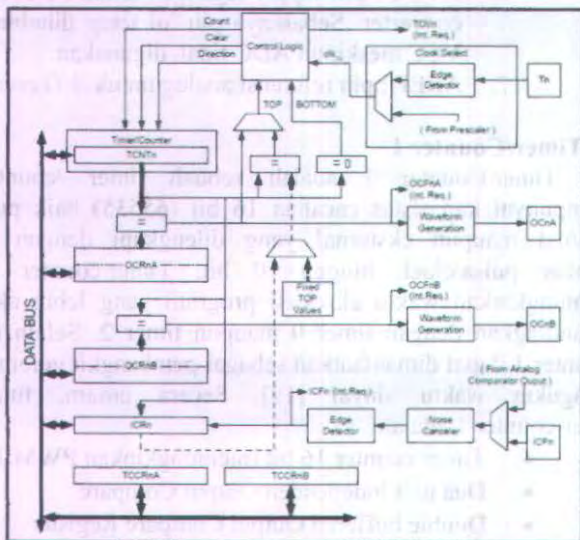
- Timer/counter 16 bit (memungkinkan PWM 16 bit)
- Dua unit independen Output Compare
- Double buffered Output Compare Register
- Satu buah unit Input Capture
- Clear Timer ketika terjadi Compare Match (Auto Reload)
- *Phase Correct* PWM yang bebas glitch
- Periode PWM yang variabel
- Generator Frekuensi
- External Event Counter
- Empat buah sumber Interupsi independen (TOV1, OCF1A, OCF1B, dan ICF1)

Secara umum Timer 1 memiliki dua kelompok register, yaitu register kerja dan register control[18].

Register kerja terdiri dari:

- TCNT : Register pencacah atau penghitung
- OCR1A : Register pembanding A
- OCR1B : Register pembanding B
- ICR1 : Register penangkap, untuk menangkap isi TCNT1

Sedangkan Register Control merupakan kombinasi antara TCCR1A dan TCCR1B untuk mengendalikan berbagai mode timer.

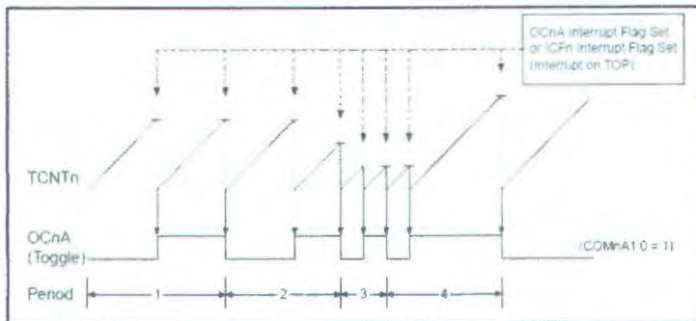


Gambar 2.15 16 bit Timer/ Counter

2.4.7 Mode Clear Timer on Compare Match (CTC)

Mode *Clear Timer on Compare Match* adalah salah satu mode operasi yang dimiliki oleh Timer/Counter 1 pada ATmega8. Selain Mode CTC, terdapat pula mode normal, Fast PWM, Phase Correct PWM, dan Phase and Frequency Correct PWM[19].

Di dalam mode *Clear Timer on Compare Match* atau yang biasa disebut dengan CTC ($WGM13:0 = 14$ or 12), register OCR1A atau ICR1 digunakan untuk memanipulasi resolusi dari counter. Dalam Mode CTC, counter akan bernilai zero ketika nilai counter (TCNT1) sama dengan nilai OCR1A ($WGM13:0=4$) atau ICR1 ($WGM13:0=12$). OCR1A dan ICR1 menunjukkan nilai puncak dari counter, begitupun juga dengan resolusinya. Pada mode ini memungkinkan control yang lebih besar dari frekuensi output compare match [19].



Gambar 2.16 CTC Mode Timing Diagram

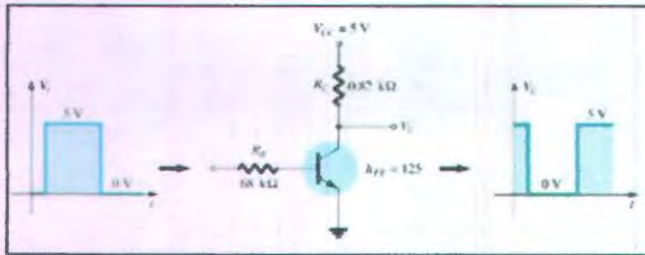
Untuk membangkitkan *waveform* pada output CTC mode, OC1A output dapat diatur nilainya menjadi *toggle logic level* pada setiap compare match dengan mengatur Compare Output Mode menjadi *toggle mode* (COM1A1:0=1). Nilai dari OC1A tidak akan tampak pada port pin kecuali pin tersebut ditentukan sebagai output (DDR_OC1A=1). Gelombang yang dibangkitkan memiliki frekuensi maksimum yaitu $f_{OC1A} = f_{clk_{I/O}}/2$ ketika OCR1A ditentukan menjadi 0 (0x0000) [19]. Frekuensi pada OC1A ditentukan dengan persamaan sebagai berikut.

$$f_{OCnA} = \frac{f_{clk_{I/O}}}{2 \cdot N \cdot (1 + OCRnA)}$$

Variabel N merupakan *prescaler factor* (1, 8, 64, 256, atau 1024).

2.5 Transistor Sebagai *Switching*

Transistor ditemukan pertama kali pada tahun 1948 oleh William Shockley, John Barden, dan W. H Brattain. Mulai dipakai secara nyata dalam praktik mereka pada tahun 1958. Melihat jenisnya, transistor termasuk komponen semi konduktor yang bersifat menghantar dan menahan arus listrik. Transistor memiliki dua jenis yaitu transistor tipe PNP dan tipe NPN. Transistor memiliki 3 Kaki, yaitu Collector, Basis, dan Emitter [20].



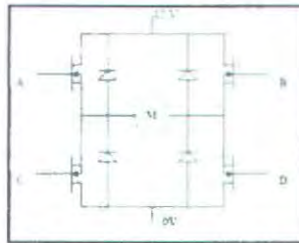
Gambar 2.17 Transistor Sebagai Switching[21]

Terdapat tiga jenis output karakteristik dari transistor, yaitu *cut off region*, *saturation region*, dan *active region*. *Cut off region* adalah kondisi dimana Collector-Base junction dan Base-Emitter junction keduanya dalam kondisi reverse biased. *Saturation Region* adalah kondisi dimana Collector-Base junction dan Base-Emitter junction keduanya dalam kondisi forward biased. Sedangkan *Active Region* adalah kondisi dimana Collector-Base Junction dalam kondisi reverse biase sementara Base-Emitter junction dalam kondisi forward biased [20].

Dari ketiga model output karakteristik tersebut, fungsi transistor sebagai *switching* adalah saat transistor tersebut bekerja pada dua mode dari output karakteristiknya, yaitu berfungsi sebagai *switch on* saat berada pada *saturation region* dan akan berfungsi sebagai *switch off* pada saat transistor berada pada *cut off mode*. Hal ini menunjukkan terjadinya proses *switching* pada transistor tersebut[20].

2.6 Konfigurasi Driver H-Bridge

H-bridge adalah sebuah perangkat keras berupa rangkaian yang banyak digunakan kebanyakan orang untuk menggerakkan motor. Karena bentuk rangkainnya yang menyerupai huruf H, maka rangkaian ini diberi nama *H-bridge*[22].



Gambar 2.18 Konfigurasi *H-Bridge* [22]

H-bridge sendiri terdiri dari empat komponen utama yaitu dua buah MOSFET jenis kanal P dan dua buah MOSFET jenis kanal N. Prinsip kerja konfigurasi ini adalah dengan mengatur fungsi on-off dari ke empat MOSFET tersebut. Pada contoh aplikasi di motor, huruf M pada gambar adalah motor DC yang akan dikendalikan. Rangkaian bagian atas dihubungkan dengan sumber pada kutub positif, sedangkan rangkaian bagian bawah dihubungkan dengan sumber pada kutub negatif. Pada saat MOSFET A dan MOSFET D *on* sedangkan MOSFET B dan MOSFET C *off*, maka sisi kiri dari motor akan terhubung dengan bagian kutub positif dari sumber, sedangkan rangkaian di sisi kanan motor akan terhubung dengan kutub negatif dari sumber, Hal ini mengakibatkan motor akan bergerak searah dengan jarum jam[22].

Pada kondisi sebaliknya, jika MOSFET B dan MOSFET C *on* sedangkan MOSFET A dan MOSFET D *off*, maka sisi kanan dari motor akan terhubung dengan kutub positif dari sumber sedangkan sisi kiri motor akan terhubung dengan kutub negatif dari sumber. Maka motor akan bergerak berlawanan arah jarum jam[22].

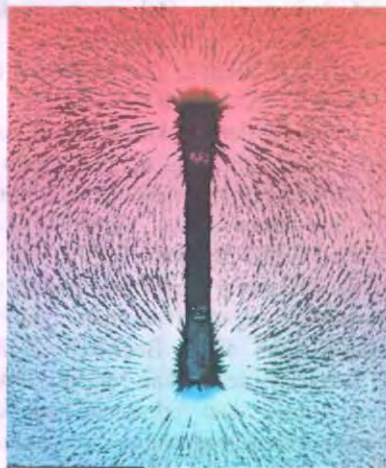
Kondisi lain adalah ketika MOSFET A dan MOSFET B *on* sedangkan MOSFET C dan MOSFET D *off*, hal ini menyebabkan sisi kiri dan kanan motor terhubung pada kutub positif sehingga tidak ada perbedaan tegangan diantara dua buah polaritas motor, akibatnya motor akan diam. Begitu pula jika MOSFET C dan MOSFET D saklar *on*, sedangkan MOSFET A dan MOSFET C *off*, kedua polaritas motor akan terhubung pada kutub negatif sumber. Maka tidak ada perbedaan tegangan pada kedua polaritas motor, dan motor akan diam. Ada pun kondisi yang harus dihindari, yaitu ketika MOSFET A dan MOSFET C *on* secara bersamaan atau MOSFET B dan MOSFET D *on* secara bersamaan, hal ini akan

menyebabkan arus singkat antara kutub positif dan negative sumber[22].

2.7 Magnet

Magnet adalah suatu obyek yang mempunyai suatu medan magnet. Kata magnet berasal dari bahasa Yunani magnētis líthos yang berarti batu Magnesian. Magnesia adalah nama sebuah wilayah di Yunani pada masa lalu yang kini bernama Manisa (sekarang berada di wilayah Turki) di mana terkandung batu magnet yang ditemukan sejak zaman dulu di wilayah tersebut. Pada saat ini, suatu magnet adalah suatu materi yang mempunyai suatu medan magnet. Materi tersebut bisa dalam berwujud magnet tetap atau magnet tidak tetap. Magnet yang sekarang ini ada hampir semuanya adalah magnet buatan.

Magnet selalu memiliki dua kutub yaitu: kutub utara (north/ N) dan kutub selatan (south/ S). Walaupun magnet itu dipotong-potong, potongan magnet kecil tersebut akan tetap memiliki dua kutub. Magnet dapat menarik benda lain. Beberapa benda bahkan tertarik lebih kuat dari yang lain, yaitu bahan logam. Namun tidak semua logam mempunyai daya tarik yang sama terhadap magnet.



Gambar 2.19 Prinsip Kerja Magnet [27]

Besi dan baja adalah dua contoh materi yang mempunyai daya tarik yang tinggi oleh magnet. Sedangkan oksigen cair adalah contoh materi yang mempunyai daya tarik yang rendah oleh magnet. Satuan intensitas magnet menurut sistem metrik pada *International System of Units* (SI) adalah Tesla dan SI unit untuk total fluks magnetik adalah weber. $1 \text{ weber/m}^2 = 1 \text{ tesla}$, yang mempengaruhi satu meter persegi.

BAB III PERANCANGAN SISTEM

Bab ini membahas perancangan sistem pembuatan rancang bangun *electrolarynx* menggunakan mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran dalam membentuk suara bicara pada pasien tuna laring. Secara umum perancangan yang dilakukan meliputi perancangan perangkat keras elektrik, perancangan perangkat keras mekanik dari *electrolarynx* yang akan dibuat, dan perancangan perangkat lunak yang akan digunakan baik untuk membangkitkan gelombang pada mikrokontroler maupun untuk pengidentifikasian suara dari pengguna *electrolarynx*. Dalam bab ini akan menjelaskan secara keseluruhan dan desain dari tiap-tiap blok yang ada.

Rancang bangun *Electrolarynx* ini didesain dengan sumber tegangan Baterai 9 Volt untuk mengaktifkan kerja perangkat keras elektrik *electrolarynx* baik elektrik maupun mekanik. Perangkat keras ini diletakkan pada leher manusia untuk membantu bicara. Hasil suara yang dihasilkan direkam dengan menggunakan *microphone* kemudian dianalisis dalam PC/Laptop.

Secara umum, perangkat keras elektronik didesain menggunakan komponen SMD (*Surface Mount Device*) yang secara keseluruhan memiliki ukuran lebih kecil dibandingkan dengan komponen yang biasa digunakan. Hal ini bertujuan mengoptimalkan kinerja perangkat keras mekanik agar dapat bekerja dengan baik.

3.1 Diagram Blok Sistem

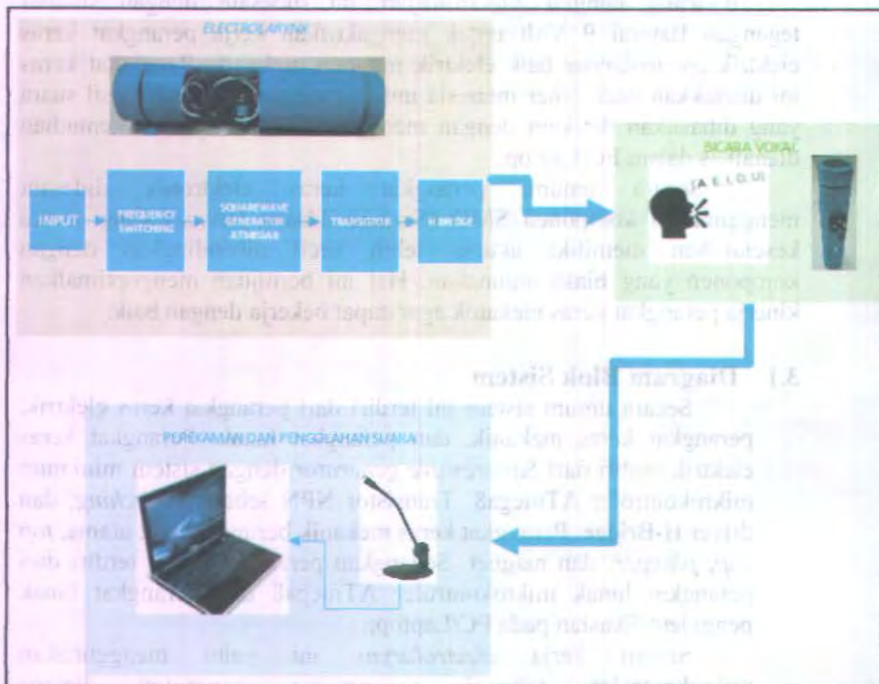
Secara umum sistem ini terdiri dari perangkat keras elektrik, perangkat keras mekanik, dan perangkat lunak. Perangkat keras elektrik terdiri dari *Squarewave generator* dengan sistem minimum mikrokontroler ATmega8, Transistor NPN sebagai *switching*, dan driver H-Bridge. Perangkat keras mekanik berupa tabung utama, *top cap*, *plunger*, dan magnet. Sedangkan perangkat lunak terdiri dari perangkat lunak mikrokontroler ATmega8 dan perangkat lunak pengidentifikasian pada PC/Laptop.

Sistem kerja *electrolarynx* ini yaitu menggunakan mikrokontroler sebagai *squarewave generator* dimana menggunakan sumber clock eksternal. Output dari mikrokontroler ini dihubungkan dengan transistor NPN sehingga menjadi dua

output yang sekaligus menjadi input bagi driver H-Bridge. Output dari Driver *H-Bridge* ini kemudian dihubungkan ke kumparan *plunger* untuk menghasilkan getaran untuk ditempelkan pada bagian leher manusia untuk membantu berbicara. Suara yang dihasilkan ini direkam dan diidentifikasi lebih lanjut pada PC/Laptop menggunakan program Delphi.

- *Squarewave generator*

Square wave generator terdiri dari rangkaian regulator tegangan dan sistem minimum mikrokontroler ATmega8. Rangkaian regulator tegangan berfungsi sebagai sumber dari ATmega8 dan keseluruhan perangkat keras, sedangkan sistem minimum berfungsi sebagai penghasil gelombang kotak pertama.



Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem

- Transistor sebagai *Switching*
Transistor NPN sebagai *switching* berfungsi sebagai penghasil gelombang kotak kedua yang memiliki frekuensi sama dengan logika yang berkebalikan.
- Driver H-Bridge
Driver *H-Bridge* digunakan sebagai penghasil gelombang kotak dengan amplitudo yang lebih besar dan memiliki logika yang saling berkebalikan antara amplitudo maksimum dengan amplitudo minimum.
- Perangkat Keras Mekanik
Perangkat keras mekanik ini merupakan Tabung utama *electrolarynx*, desain *plunger*, serta *top cap* dan magnet permanen yang akan ditempelkan pada leher.
- *Micophone*
Digunakan untuk merekam suara yang dihasilkan.
- Perangkat Lunak ATmega 8
Perangkat lunak ATmega 8 berfungsi mengatur frekuensi gelombang kotak yang dihasilkan. Frekuensi ini disesuaikan dengan rentang frekuensi dasar pita suara manusia sesuai dengan yang dijelaskan pada [9].
- Perangkat Lunak PC/Laptop
Perangkat lunak pada PC/Laptop berfungsi sebagai analisa suara manusia baik menggunakan atau tanpa *electrolarynx*.

3.2 Perancangan Perangkat Keras Elektrik

Perangkat keras elektrik terdiri dari *Squarewave generator* dengan sistem minimum mikrokontroler ATmega8, Transistor NPN sebagai *switching*, dan driver *H-Bridge*.

3.2.1 *Squarewave Generator*

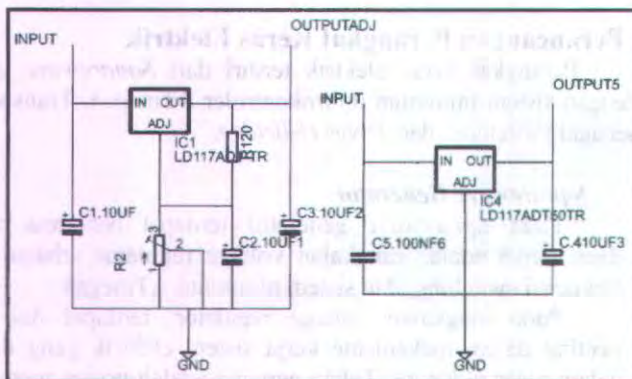
Pada *squarewave generator* terdapat beberapa rangkaian diantaranya adalah rangkaian voltage regulator sebagai sumber, frekuensi *switching*, dan sistem minimum ATmega8

Pada rangkaian voltage regulator, terdapat dua tahapan penting dalam mekanisme kerja sistem elektrik yang digunakan dalam tugas akhir ini. Tahap pertama adalah proses menghasilkan dua jenis tegangan, yaitu tegangan dengan nilai tetap sebesar 5 Volt yang berfungsi sebagai sumber tegangan bagi sistem

minimum, dan driver *H-Bridge*, dan tegangan variabel yang memiliki range nilai yang akan digunakan sebagai pengubah amplitudo sesuai yang dibutuhkan oleh plant. Karena menggunakan komponen SMD, IC Voltage Regulator yang digunakan dalam tugas akhir ini dipilih LD1117TR50 dan LD1117ADT. LD1117ADTTR50 berfungsi memberikan output tegangan sebesar 5 volt dan LD1117 ADT berfungsi memberikan tegangan output yang dapat dirubah [24]. Untuk mendapatkan ukuran yang minimum dan tersedia secara umum, dipilih kemasan TO252(DPAK), rancangan rangkaiannya ditunjukkan pada gambar 3.2.

Pada *squarewave generator* dilakukan pemilihan frekuensi melalui sebuah tegangan yang dialirkan terhadap mikrokontroler untuk diolah sehingga dihasilkan frekuensi yang bervariasi sesuai dengan yang diinginkan. Untuk mengaktifkan tegangan, maka diberikan push button yang dirangkai resistor *pull up*.

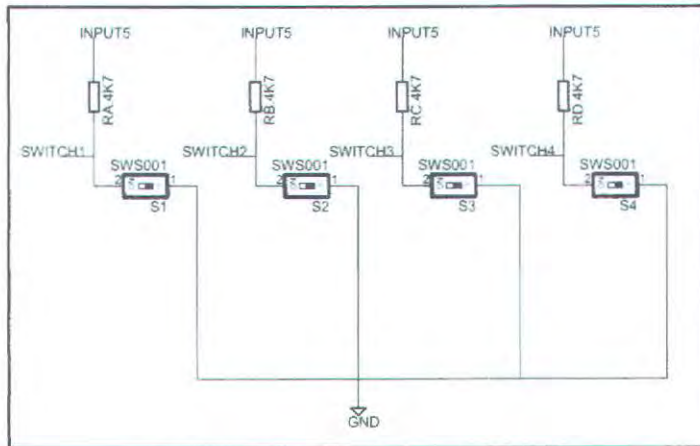
Untuk sistem minimum ATMEGA8 difungsikan sebagai control utama dari system elektrik secara keseluruhan dalam menghasilkan gelombang sinyal kotak sistem minimum ini mendapatkan *supply* tegangan sebesar 5 volt yang didapat melalui output IC voltage regulator LD1117TR50. PINC2, PINC3, PINC4, dan PINC5 masing-masing terhubung dengan push button dan resistor yang disusun secara *pull up*.



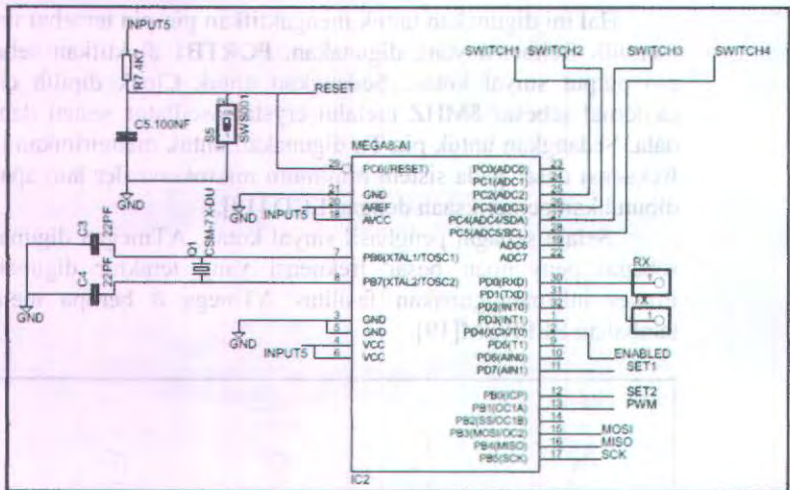
Gambar 3.2 Rangkaian IC Voltage Regulator LD1117ADT dan LD1117TR50

Hal ini digunakan untuk mengaktifkan pin-pin tersebut untuk memilih frekuensi yang digunakan. PORTB1 diaktifkan sebagai pin output sinyal kotak. Sedangkan untuk Clock dipilih clock eksternal sebesar 8MHZ melalui crystal oscillator sesuai dengan data. Sedangkan untuk pin Tx digunakan untuk mengirim nilai frekuensi dasar pada sistem minimum mikrokontroler lain apabila dibutuhkan pemeriksaan dengan LCD [19].

Selain sebagai penghasil sinyal kotak, ATmega8 digunakan sebagai penyimpan besar frekuensi yang terakhir digunakan. Proses ini menggunakan fasilitas ATmega 8 berupa memori tambahan EEPROM[19].

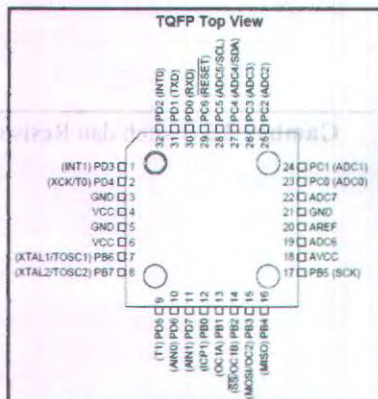


Gambar 3.3 Switch dan Resistor *pull up*

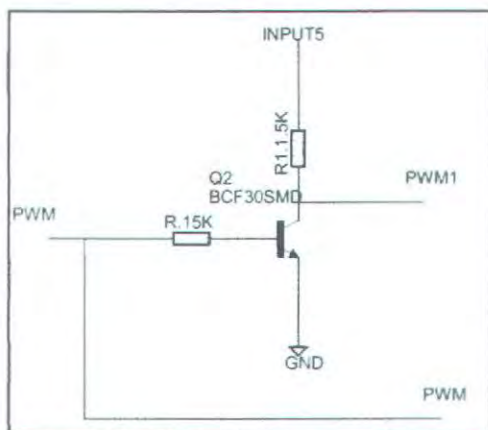


Gambar 3.4 Sistem Minimum ATmega8

Karena dibutuhkan desain perangkat keras yang memiliki ukuran minimum, tugas akhir ini menggunakan mikrokontroler ATmega8 dengan kemasan TQFP. Jika dibandingkan dengan kemasan PDIP, kemasan TQFP memiliki ukuran yang lebih kecil.



Gambar 3.5 Mikrokontroler ATmega 8 Kemasan TQFP



Gambar 3.6 Mikrokontroler ATmega 8 Kemasan TQFP

3.2.2 Transistor NPN

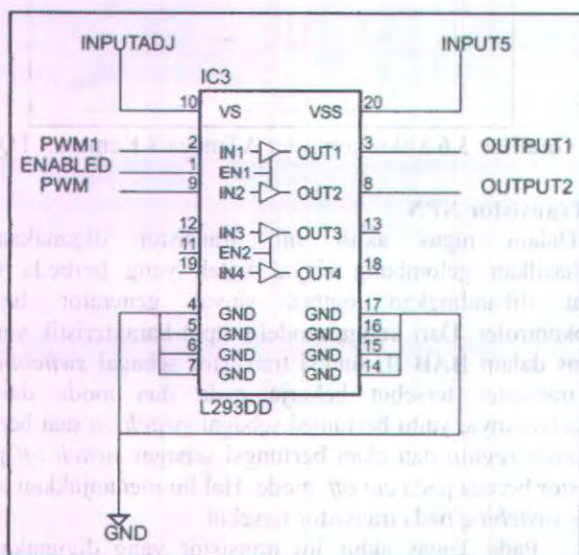
Dalam tugas akhir ini, transistor digunakan untuk menghasilkan gelombang sinyal kotak yang berbeda fase 180 derajat dibandingkan output sinyal generator hasil dari mikrokontroler. Dari ketiga model output karakteristik yang sudah dibahas dalam BAB II, fungsi transistor sebagai *switching* adalah saat transistor tersebut bekerja pada dua mode dari output karakteristiknya, yaitu berfungsi sebagai *switch on* saat berada pada *saturation region* dan akan berfungsi sebagai *switch off* pada saat transistor berada pada *cut off* mode. Hal ini menunjukkan terjadinya proses *switching* pada transistor tersebut.

Pada Tugas akhir ini transistor yang digunakan adalah jenis transistor NPN dengan tipe MMBT2222A, dengan kapasitas maksimal untuk arus sebesar 600mA dan untuk tegangan rendah maksimal sebesar 40V. Transistor ini termasuk komponen SMD dengan packaging SOT23[23].

3.2.3 Driver H-Bridge

Driver *H-Bridge* digunakan untuk menggantikan konfigurasi mosfet *H-Bridge*. Dalam Tugas akhir ini digunakan driver *H-Bridge* jenis SMD dengan tipe L293DD. Dalam Driver ini terdapat rangkaian *H-Bridge*[25]. Pada aplikasinya, L293DD dalam tugas akhir ini ini berfungsi untuk memberikan sinyal gelombang kotak

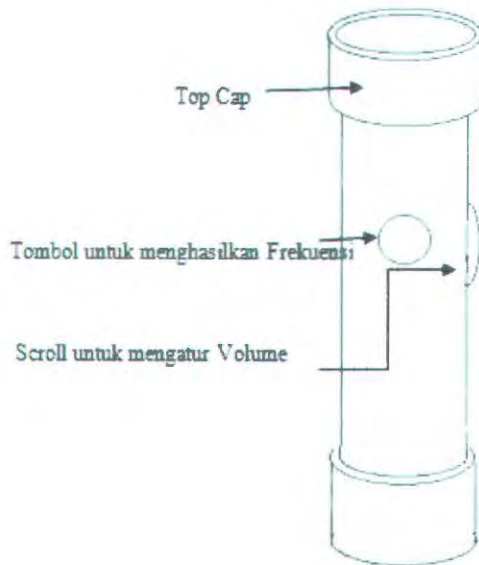
dengan frekuensi yang sama dengan hasil output dari mikrokontroler. Amplitudo yang dihasilkan tidak lagi positif dan nol, tetapi positif dan negatif (saling berkebalikan). Sinyal digunakan untuk mengatur gerak *plunger* mendorong dan menarik saat terjadi gelombang elektromagnetik yang terjadi pada *plunger*. Hal ini mengakibatkan magnet permanen akan menarik *plunger* dan mendorong *plunger* sesuai dengan frekuensi gelombang kotak yang ada pada *plunger*.



Gambar 3.7 IC L293DD

3.3 Perancangan Perangkat Keras Mekanik

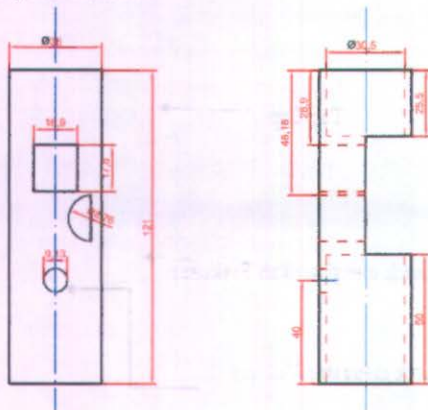
Perangkat keras mekanik ini merupakan Tabung utama *electrolarynx*, *top cap*, *plunger* dan magnet permanen. Secara umum bentuk *electrolarynx* ditunjukkan pada gambar 3.8.



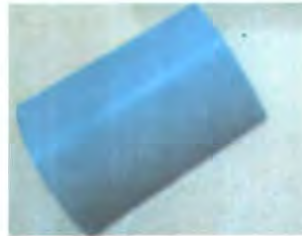
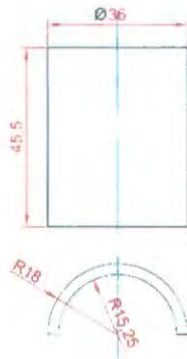
Gambar 3.8 Rancangan Mekanik *Electrolarynx*

3.3.1 Tabung Utama

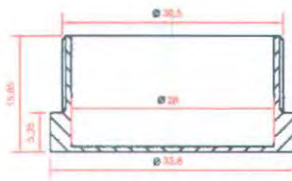
Tabung Utama merupakan pembungkus utama seluruh komponen *electrolarynx*. Tabung ini didesain berbentuk silinder. Di dalamnya terdapat tempat untuk rangkaian, magnet permanen, *plunger*, dan baterai.



Gambar 3.9 Desain dan Prototipe Tabung Utama



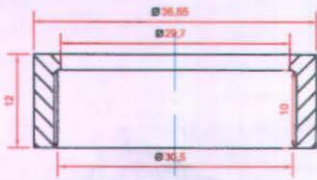
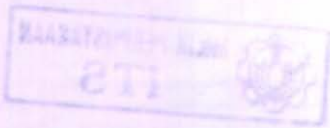
Gambar 3.10 Desain dan Prototipe Tutup Samping Tabung Utama



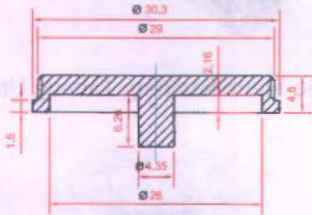
Gambar 3.11 Desain dan Prototipe Tutup Bawah Tabung Utama

3.3.2 Top Cap

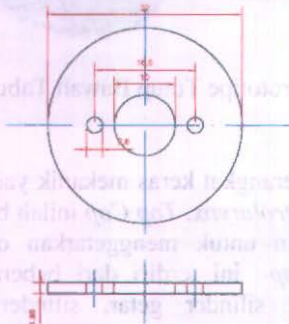
Top Cap merupakan perangkat keras mekanik yang didesain berada pada bagian atas *electrolarynx*. *Top Cap* inilah bagian yang nantinya menjadi komponen untuk menggetarkan otot bagian sekitar leher. Pada *Top Cap* ini terdiri dari beberapa bagian diantaranya tutup silinder, silinder getar, silinder pengunci (digunakan sebagai ulir dalam) dan busa peredam. Tutup silinder berfungsi menahan silinder getar yang dipasang di dalamnya dan sekaligus menjadi penutup bagian atas dari *electrolarynx*. Pada rongga dalam bagian atas, diberi busa setebal 3mm agar silinder getar tidak langsung menabrak bagian tutup silinder. Silinder getar berfungsi sebagai perangkat yang digetarkan. Untuk mengunci silinder getar, diberikan silinder pengunci.



Gambar 3.12 Desain dan Prototipe Tutup Silinder



Gambar 3.13 Desain dan Prototipe Silinder Getar



Gambar 3.14 Desain dan Prototipe Silinder Pengunci

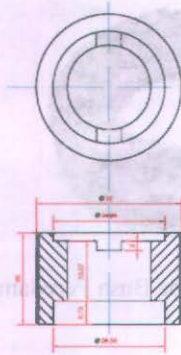


Gambar 3.15 Prototipe Busa Peredam

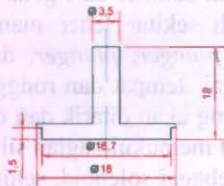
3.3.3 *Plunger*

Plunger, perangkat keras mekanik ini merupakan pemukul yang nanti akan digerakkan oleh gaya dorong dan tarik magnet. *Plunger* digunakan untuk menghasilkan getaran yang akan memukul silinder getar pada bagian *top cap*. Getaran dari *plunger* inilah yang akan menjadi sumber dari getaran yang akan beresonansi dengan otot daerah sekitar leher manusia. Bagian *plunger* ini terdiri dari tabung *plunger*, *plunger*, dan membran. Tabung *plunger* berfungsi sebagai tempat dan rongga bagi ruang gerak *plunger*. *Plunger* inilah yang akan ditarik dan didorong oleh magnet permanen sehingga dapat memukul bagian silinder getar.

Plunger ini berfungsi sebagai solenoid, sehingga terdapat lilitan kawat yang nantinya akan mendapat aliran sinyal gelombang kotak hasil output dari driver H-Bridge. Sedangkan membran berfungsi sebagai pemberi daya elastisitas pada *plunger* agar mudah digerakkan saat ditarik dan didorong oleh magnet permanen.



Gambar 3.16 Tabung Plunger



Gambar 3.17 Plunger sebagai Solenoid



Gambar 3.18 Membran



Gambar 3.19 Magnet Permanen

3.3.4 Magnet Permanen

Magnet permanen dalam tugas akhir ini memiliki peranan penting. Magnet inilah yang menjadi elemen pendorong dan penarik dari *plunger* sehingga *plunger* dapat memukul silinder getar berkali-kali. Hal ini terjadi ketika pada *plunger* bekerja sebagai solenoid yang dialiri gelombang sinyal kotak hasil output dari driver H-Bridge, hal ini menyebabkan *plunger* yang bekerja sebagai solenoid akan ditarik oleh magnet permanen ketika kutub yang dihasilkan berbeda dengan sama dengan magnet permanen. Dan magnet permanen akan menolak *plunger* sebagai solenoid ketika kutub yang dihasilkan sama dengan magnet permanen. Magnet permanen yang digunakan, ditunjukkan pada Gambar 3.19.

3.4 Perancangan Perangkat Lunak

Perangkat lunak yang dirancang terdiri atas dua bagian yaitu perangkat lunak pada mikrokontroler ATmega8 dan perangkat lunak pada Laptop / PC. Perangkat lunak pada mikrokontroler berupa perangkat lunak untuk melakukan proses *squarewave generator* dan sebagai penyimpan data frekuensi pada EEPROM. Sedangkan pada Laptop / PC, perangkat lunak yang dirancang adalah berupa program analisa suara manusia baik menggunakan atau tanpa *electrolarynx*.

3.4.1 Perangkat Lunak Sistem Minimum ATmega8

Perangkat Lunak pada mikrokontroler ATmega 8 secara umum digunakan untuk membangkitkan sinyal kotak dengan frekuensi tertentu. Untuk itu digunakan salah satu mode dalam Timer/Counter 1 yang bernilai 16 bit yaitu mode *Clear Timer on Compare Match*. Dengan modal persamaan yang sudah disediakan oleh ATmega8 dalam membangkitkan frekuensi melalui pin OC1A sesuai yang sudah dibahas dalam subbab 2.4.7 sebelumnya, maka didapatkan rumus mencari nilai register OCR pada frekuensi tertentu adalah sebagai berikut

$$f_{OCnA} = \frac{f_{clk1/o}}{2 \cdot N \cdot (1 + OCRnA)}$$

Maka

$$(1 + OCRnA) = \frac{f_{clk1/o}}{2 \cdot N \cdot f_{OCnA}}$$

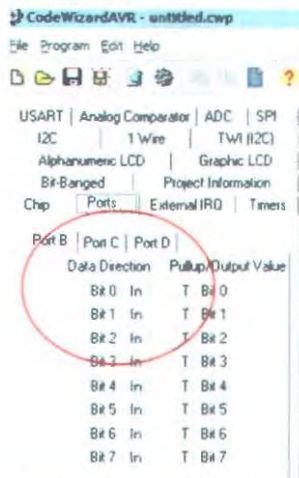
$$OCRnA = \frac{f_{clk1/o}}{2 \cdot N \cdot f_{OCnA}} - 1$$

Untuk variable f_{OCnA} adalah frekuensi yang kita harapkan, sehingga perlu diberikan nilai variabel tersebut sehingga terdeteksi nilai register OCR yang dibutuhkan untuk membangkitkan sinyal dengan frekuensi tersebut.

Untuk memprogram mikrokontroler digunakan software CodeVision AVR. Pertama ditentukan terlebih dahulu jenis mikrokontroler dan sumber clocknya, kemudian ditentukan pin input outputnya melalui codewizard.



Gambar 3.20 Tampilan Menentukan Jenis Mikrokontroler dan Sumber Clocknya



Gambar 3.21 Tampilan Menentukan Nilai Pin Input Outputnya

Dalam tugas akhir ini ditentukan sumber clock berupa crystal external dengan frekuensi 8 MHz, dan prescaler dipilih sebesar 8, sehingga persamaan mencari nilai register OCR adalah

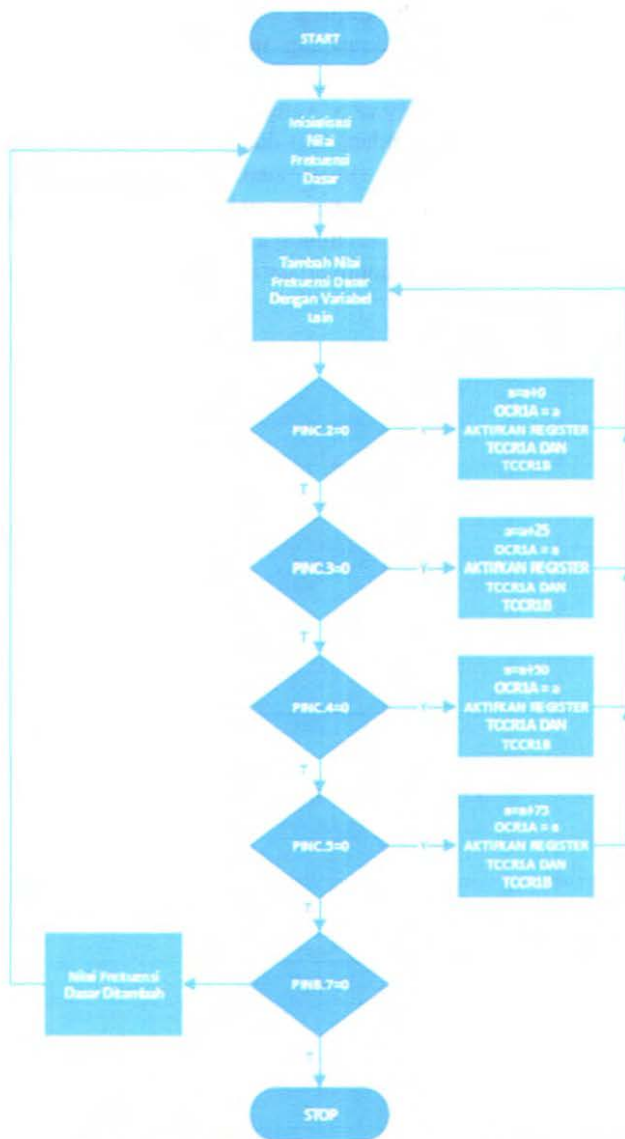
$$OCRnA = \frac{8000000}{2.1 \cdot f_{OCnA}} - 1$$

$$OCRnA = \frac{8000000}{2 \cdot f_{OCnA}} - 1$$

Dan dalam aplikasi programnya adalah sebagai berikut

```
if(PINC.2==0)
{
    delay_ms (10);
    a=0;
    PORTD.4=1;
    freq=f+a;
    OCR1A=((8000000-(2*freq))/(2*freq));
    TCCR1A=0x40;
    TCCR1B=0x09;
    while (PINC.2==0);
}
```

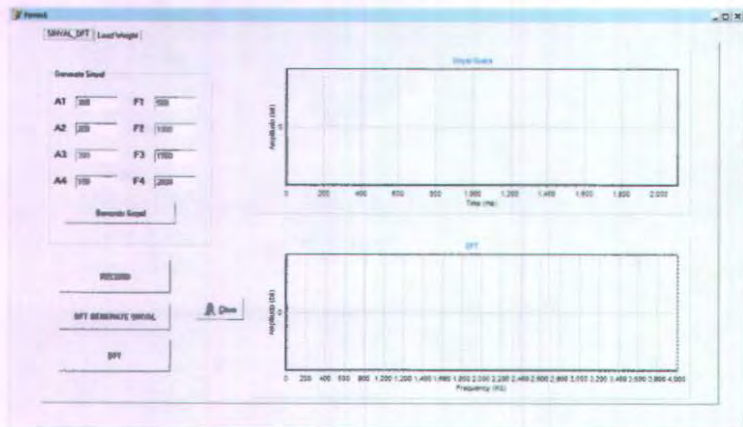
Diagram alir program untuk ATmega8 ditunjukkan pada gambar 3.22.



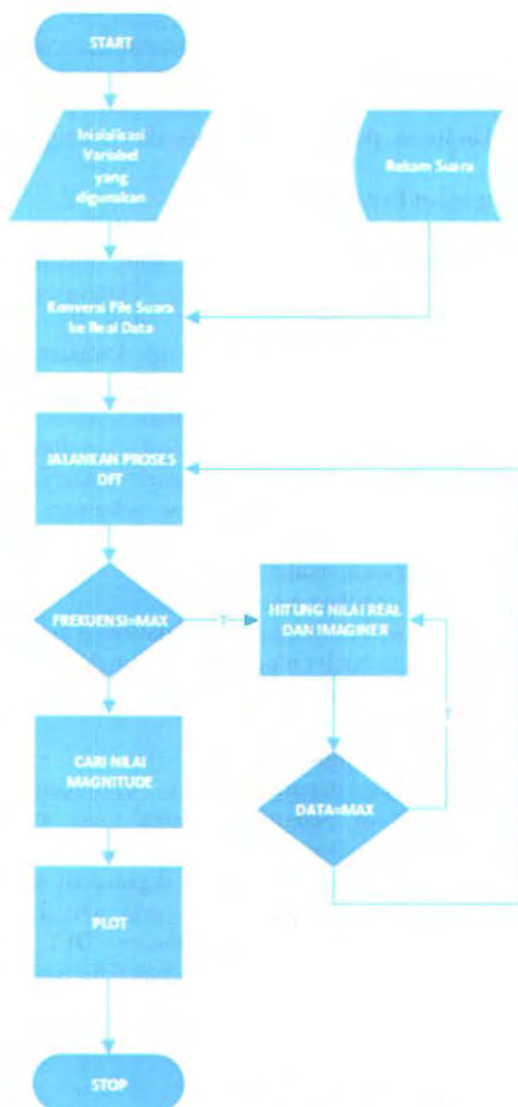
Gambar 3.22 Diagram Alir Program Mikrokontroler

3.4.2 Perangkat Lunak PC/Laptop

Program yang dirancang memiliki dua bagian utama, yakni perekaman suara dan analisa suara. Pada bagian perekaman suara, digunakan *open source* yang telah disediakan oleh MITOV SOFTWARE. Untuk mendapatkan data digital dari suara manusia serta komponen analisa sinyal suaranya. Analisis data yang digunakan adalah dengan menggunakan perhitungan *Discrete Fourier Transform* yang selanjutnya disebut dengan DFT untuk mendapatkan frekuensi dominan dari suara yang telah direkam.



Gambar 3.23 Tampilan Program



Gambar 3.24 Diagram Alir Program DFT

3.5 Prosedur Pengujian

Dalam tugas akhir ini dilakukan beberapa pengujian untuk mengetahui bagaimana prototype *electrolarynx* dapat bekerja. Pengujian tersebut meliputi pengujian perangkat keras, pengujian perangkat lunak, pengujian mekanik, dan pengujian analitis.

3.5.1 Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan menguji hasil output dari tiap subrangkaian yang membentuk rangkaian *electrolarynx* secara keseluruhan. Pengujian yang dilakukan meliputi pengujian dari *supply* dari IC voltage regulator LD1117TR50 dan LD1117ADT, uji karakteristik sinyal output mikrokontroler ATmega8, uji transistor MMBT2222A sebagai fungsi *switching*, dan uji output dari IC *H-Bridge* L293DD, Uji sistem Perangkat Keras secara keseluruhan. Pengujian perangkat keras ini dilakukan dengan menggunakan Avometer dan *Oscilloscope* sebagai alat ukurnya. Secara umum prosedurnya adalah sebagai berikut

1. Persiapkan alat/rangkaian.
2. Operasikan alat/rangkaian.
3. Amati hasil output dari alat/rangkaian.
4. Ukur hasil output dari alat/rangkaian.
5. Catat dan dokumentasikan peengujian.

3.5.2 Pengujian Perangkat Lunak

Pengujian perangkat lunak ditujukan untuk menguji perangkat lunak pengolahan sinyal yang telah dibuat, yaitu berupa *software Discrete Fourier Transform (DFT)*. Software ini pada pengujian berikutnya digunakan untuk mendeteksi frekuensi dominan yang ada pada sinyal. Dalam hal ini dilakukan uji keakuratan *software DFT*. Prosedur yang dilakukan secara umum adalah sebagai berikut.

1. Persiapkan perangkat lunak.
2. Inputkan nilai A1,A2,A3,A4,F1,F2,F3,dan F4.
3. Bangkitkan sinyal.
4. Lakukan proses DFT.
5. Catat dan dokumentasikan hasil pengujian.

3.5.3 Pengujian Getaran

Pengujian getaran dilakukan dengan mengukur getaran yang terjadi pada silinder getar saat mendapatkan pukulan dari *plunger*. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan sensor *accelerometer* kemudian dikirimkan pada komputer melalui Bluetooth. Pengujian ini dilakukan bertujuan untuk mengetahui besar getaran yang dihasilkan setelah sinyal output *H-Bridge* diinputkan terhadap *plunger*.

Data getaran yang didapatkan melalui *accelerometer* memiliki satuan dalam G, dimana satu G adalah percepatan yang disebabkan oleh gaya gravitasi pada permukaan bumi. Sesuai dengan perjanjian internasional satuan gravitasi pada permukaan bumi adalah $980,665\text{cm/det}^2$. Pengujian getaran pada frekuensi 75 Hz, 100 Hz, 125 Hz, 150 Hz, 175 Hz, 200 Hz, 225 Hz, dan 250 Hz.

1. Siapkan *electrolarynx* dan *accelerometer*.
2. Siapkan perangkat lunak dan laptop yang akan digunakan untuk menangkap hasil pengukuran.
3. Letakkan sensor *accelerometer* pada bagian silinder getar *electrolarynx*.
4. Operasikan *electrolarynx* pada frekuensi 75 Hz, 100 Hz, 125 Hz, 150 Hz, 175 Hz, 200 Hz, 225 Hz, dan 250 Hz.
5. Lakukan proses DFT pada perangkat lunak.
6. Catat dan dokumentasikan hasil pengujian.

3.5.4 Pengujian Mekanik

Pengujian ini juga bertujuan untuk mencari frekuensi dasar terbaik dari *electrolarynx* yang telah dibuat yang dapat digunakan untuk dapat didengar dengan jelas. Pengujian ini dilakukan sebanyak 7 kali percobaan dengan jumlah yang berperan menjadi pasien 1 orang dan 4 orang mendengarkan untuk menyimak huruf yang disampaikan pasien. Total sampel sejumlah 28 orang. Frekuensi dasar *electrolarynx* dalam pengujian mekanik ini ditentukan mulai dari 75 Hz hingga 250 Hz. Prosedur yang dilakukan secara umum adalah sebagai berikut.

1. Siapkan sejumlah peserta, 1 untuk pasien (dalam hal ini diperankan oleh peneliti), dan 4 peserta untuk mendengarkan.
2. Bagikan form pengujian kepada para peserta yang menjadi pendengar.
3. Mulai percobaan dengan cara pasien menunjukkan bunyi dasar frekuensi 75 Hz, 100 Hz, 125 Hz, 150 Hz, 175 Hz, 200 Hz, 225 Hz, dan 250 Hz.
4. Lakukan proses pengucapan huruf vokal A, E, I, O, dan U oleh pasien dengan menggunakan *electrolarynx* pada frekuensi dasar dimulai dari 75 Hz, 100 Hz, 125 Hz, 150 Hz, 175 Hz, 200 Hz, 225 Hz, dan 250 Hz.
5. Peserta yang menjadi pendengar mencoba menyimak bunyi yang diucapkan oleh pasien.
6. Catat dan dokumentasikan hasil pengujian dengan peserta yang menjadi pendengar mencatat dengan menggunakan form pengujian yang telah diberikan.

3.5.5. Pengujian Analitis

Pada pengujian ini dilakukan dengan membandingkan spectrum frekuensi dari suara pengucapan vocal baik dengan atau tanpa menggunakan *electrolarynx*. Pengujian ini dilakukan dengan merekam suara pengucapan vokal melalui microphone yang kemudian dikonversikan ke dalam data real dengan menggunakan bantuan software *audioLab* pada Delphi. Suara direkam selama 2 detik untuk tiap vocal yang diucapkan. Frekuensi dasar *electrolarynx* yang dipilih yaitu berdasarkan hasil dari pengujian mekanik. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan kualitas suara terbaik saat menggunakan *electrolarynx*. Prosedur yang dilakukan secara umum adalah sebagai berikut.

1. Persiapkan *electrolarynx* dan perangkat lunak DFT yang akan digunakan.
2. Ucapkan huruf vokal A, E, I, O, dan U dengan menggunakan *electrolarynx* dan rekam hasilnya dengan menggunakan *microphone* selama dua detik.
3. Simpan hasil pengucapan dengan nama file huruf vokal.
4. Lihat tampilan spectrum yang dihasilkan.

5. Buka file vokal tersebut.
6. Lakukan proses DFT.
7. Amati frekuensi dengan jumlah tertinggi yang dihasilkan oleh DFT.
8. Catat dan dokumentasikan hasil pengujian.

3.6 Penentuan Frekuensi Dasar *Electrolarynx*

Penentuan frekuensi dasar *electrolarynx* merupakan suatu hal yang penting dalam memperoleh hasil suara dari *electrolarynx* yang dapat memberikan informasi saat alat tersebut digunakan. Oleh karena perlu dilakukan pengujian secara langsung dengan menggunakan frekuensi dasar tertentu yang disesuaikan dengan tinjauan pustaka di bidang medis dan hasil penelitian yang dilakukan sebelumnya.

Berdasarkan tinjauan pustaka [8] bahwa frekuensi dasar pita suara manusia untuk putra rata-rata sekitar 125 Hz dan putri 250 Hz. Selain itu berdasarkan penelitian dalam menentukan frekuensi dasar pita suara yang dilakukan oleh [26], didapatkan bahwa hasil frekuensi dasar manusia berada pada rentang 40Hz - 400Hz tergantung dari ukuran anatomi masing-masing manusia. Dalam tugas akhir ini digunakan sejumlah frekuensi dasar dengan rentang tertentu yaitu 75 Hz, 100 Hz, 125 Hz, 150 Hz, 175 Hz, 200 Hz, 225 Hz, dan 250 Hz. Rentang tersebut dipilih berjenjang dikarenakan agar dapat disesuaikan dengan kondisi anatomi pasien yang menggunakan. Mengingat frekuensi yang dihasilkan bersifat tetap, maka suara yang dihasilkan tidak dapat menghasilkan intonasi suara.

BAB IV PENGUJIAN DAN PEMBAHASAN SISTEM

Bab ini membahas tentang desain sistem yang sudah dirancang, dimana sistem akan diuji tiap bagian secara menyeluruh. Pengujian yang dilakukan dibagi menjadi beberapa bagian, dimulai dari pengujian perangkat keras, pengujian perangkat lunak, pengujian getaran, dan pengujian analitis.



Gambar 4.1 *Electrolarynx* bentuk final

4.1 Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan menguji hasil output dari tiap subrangkaiian yang membentuk rangkaian *electrolarynx* secara keseluruhan. Pengujian yang dilakukan meliputi pengujian dari *supply* dari IC voltage regulator LD1117TR50 dan LD1117ADT, uji karakteristik sinyal output mikrokontroler ATmega8, uji transistor MMBT2222A sebagai fungsi switching, dan uji output dari IC *H-Bridge* L293DD, Uji sistem Perangkat Keras secara keseluruhan.

4.1.1 Pengujian *Supply* IC LD117TR50 dan LD1117AD

Pengujian ini dilakukan dengan memberikan tegangan tetap input sebesar 9 Volt yang dihasilkan dari Laboratory DC Power *Supply*. Setelah tegangan tetap diberikan sebagai input, maka akan diketahui hasil output dari IC voltage regulator LD117TR50 dan LD1117ADT. Hasil dari pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Pengujian Output LD1117TR50

Vin (Volt)	Hasil Pengukuran (Volt)
9.00	5.03
9.00	5.04
9.00	5.04
9.00	5.02
9.00	5.03
9.00	5.04
9.00	5.04
9.00	5.03
9.00	5.03
9.00	5.04

Sesuai dengan output karakteristik dari LD1117ADT [24], maka dapat dihitung eror hasil tegangan output IC.

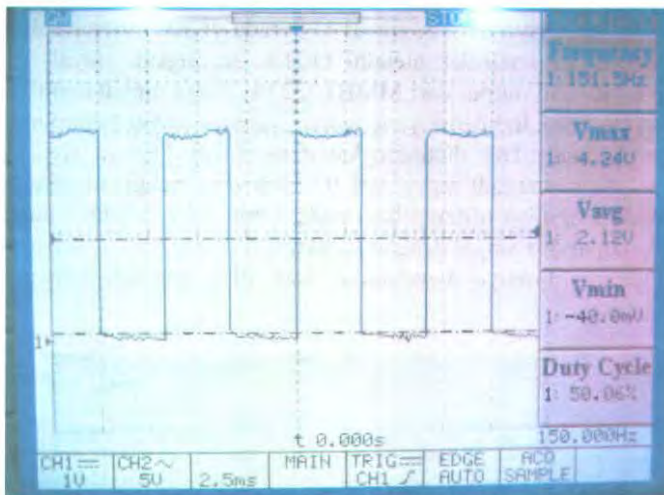
$V_{out} = V_{ref}(1 + (R2/R1))$, dengan V_{ref} ditentukan [24] 1.25 ± 0.012 volt. Dengan menghitung selisihnya, maka didapatkan *error* yang ditampilkan dalam Tabel 4.2.

Tabel 4.2 Pengujian Output LD1117ADT

Vin (volt)	Resistansi R Variabel (ohm)	Hasil Perhitungan (volt)	Hasil Pengukuran (volt)	Error
9	100	2.291666667	2.29	-0.00167
9	100	2.291666667	2.29	-0.00167
9	200	3.333333333	3.35	0.016667
9	200	3.333333333	3.35	0.016667
9	300	4.375	4.39	0.015
9	300	4.375	4.39	0.015
9	400	5.416666667	5.5	0.083333
9	400	5.416666667	5.49	0.073333
9	500	6.458333333	6.77	0.311667
9	500	6.458333333	6.77	0.311667
9	600	7.5	8.16	0.66
9	600	7.5	8.16	0.66
9	700	8.541666667	8.17	-0.37167
9	700	8.541666667	8.17	-0.37167

4.1.2 Pengujian Karakteristik Sinyal Output Mikrokontroler

Pengujian *squarewave generator* dilakukan dengan melihat frekuensi yang dihasilkan oleh mikrokontroler. Dalam hal ini, frekuensi dibangkitkan dengan cara menggunakan salah satu mode operasi pada Timer/counter 1 Clear Timer on Compare Match yang di hasilkan melalui pin OC1A. Pengujian ini dilakukan dengan melihat karakteristik hasil sinyal output dari mikrokontroler. Dipilih 4 frekuensi yaitu 100 Hz, 125Hz, 150 Hz, dan 175 Hz untuk diketahui karakteristik sinyal yang dihasilkan. Dalam tahap ini duty cycle yang dihasilkan adalah 50 %. Hasilnya ditunjukkan pada Gambar 4.2 dan Tabel 4.3.



Gambar 4.2 Bentuk Sinyal Hasil Output Mikrokontroler Hasil Osiloscope

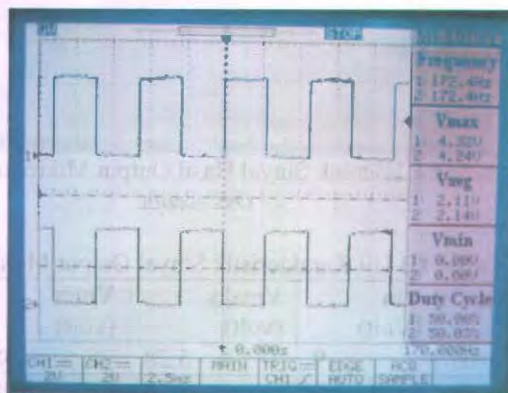
Tabel 4.3 Uji Karakteristik Sinyal Output Mikrokontroler

Frekuensi (Hz)	Vin (Volt)	Vmaks (volt)	Vmin (volt)	Duty Cycle
100	9	5.28	0.08	50.00%
125	9	5.28	0.08	50.02%
150	9	5.28	0.08	50.06%
175	9	5.28	0.08	49.19%

4.1.3 Pengujian Karakteristik Sinyal Output Transistor MMBT2222A sebagai Fungsi *Switching*

Setelah menghasilkan sinyal kotak dengan frekuensi tertentu melalui mikrokontroler, Sinyal akan dihubungkan ke transistor NPN MMBT2222A yang berfungsi sebagai *switching*. Tujuannya adalah untuk menghasilkan sinyal dengan frekuensi yang sama akan tetapi dengan fase yang berbeda. Baik sinyal output mikrokontroler dan sinyal output transistor MMBT2222A, keduanya akan menjadi input dari driver *H-Bridge* yang akan dihubungkan ke *plunger*.

Pada gambar 4.3, sinyal 1 (berada di atas) merupakan output dari mikrokontroler melalui OC1A, sedangkan sinyal 2 adalah sinyal hasil output dari MMBT2222A. kedua sinyal memiliki duty cycle dan frekuensi yang sama, namun sinyal pertama fasenya mendahului 180° dibandingkan dengan sinyal kedua. Kedua sinyal ini akan menjadi input dari IC *H-Bridge*. Selain itu dilakukan 4 kali pengujian (ditampilkan pada Table 4.4.), hasilnya didapatkan terdapat dua sinyal dengan karakteristik yang sama, namun sinyal pertama fasenya mendahului 180° dibandingkan dengan sinyal kedua.



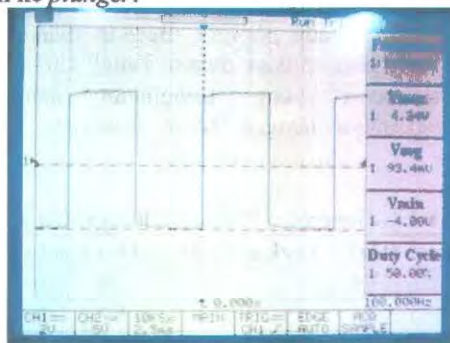
Gambar 4.3 Bentuk Sinyal Hasil Output Mikrokontroler (atas) dan Transistor MMBT2222A (bawah) Hasil *Osilloscope*

Tabel 4.4 Uji Karakteristik Sinyal Output Transistor MMBT2222A

Input	Frekuensi (Hz)	Gelombang Mikrokontroler		Gelombang Transistor	
		Vmaks (volt)	Vmin (volt)	Vmaks (volt)	Vmin (volt)
9	100	5.28	0.08	5.2	0
9	125	5.28	0.08	5.2	0
9	150	5.28	0.08	5.2	0
9	175	5.28	0.08	5.2	0

4.1.4 Pengujian Karakteristik Sinyal Output IC *H-Bridge* L293DD

Setelah menghasilkan sinyal kotak dengan frekuensi tertentu melalui mikrokontroler, Sinyal akan dihubungkan ke transistor NPN MMBT2222A yang berfungsi sebagai switching. Tujuannya adalah untuk menghasilkan sinyal dengan frekuensi yang sama akan tetapi dengan fase yang berbeda. Baik sinyal output mikrokontroler dan sinyal output transistor MMBT2222A, keduanya akan menjadi input dari driver *H-Bridge* yang akan dihubungkan ke *plunger*.



Gambar 4.4 Sinyal Hasil Output L293DD Hasil *Oscilloscope*.

Tabel 4.5 Uji Karakteristik Sinyal Output Driver H-Bridge L293DD.

Input	Frekuensi (Hz)	Vmaks (volt)	Vmin (volt)
9	100	9.4	-8.8
9	125	9	-8.2
9	150	8.6	-8.2
9	175	8.6	-8

Pada gambar 4.4, sinyal output memiliki duty cycle 50%, namun memiliki karakteristik yang berbeda dengan output Mikrokontroler dan MMBT2222A. Sinyal L293DD merupakan sinyal bolak balik dimana Vmax dan Vmin nya saling berkebalikan. Sinyal ini yang nanti akan dialirkan menuju *plunger* sehingga magnet permanen dapat mendorong dan menarik *plunger*. Selain itu dilakukan 4 kali pengujian (ditampilkan pada Table 4.5), hasilnya didapatkan dengan sinyal dengan karakteristik yang sama, namun dengan perbedaan Vmaks dan Vminnya.

4.1.5 Pengujian Rangkaian secara Keseluruhan

Secara umum keseluruhan rangkaian digunakan untuk menghasilkan gelombang bolak balik sebelum digunakan untuk mengaktifkan getaran *electrolarynx* melalui dorongan dan tarikan magnet permanen pada *plunger*. Berikut dilakukan uji frekuensi generator yang ditampilkan dalam Tabel 4.6, dimana ditentukan sebuah frekuensi yang diinginkan dan diuji dengan membandingkannya dengan hasil frekuensi dari sinyal yang dihasilkan.

Tabel 4.6 Uji Generator Frekuensi Rangkaian Keseluruhan

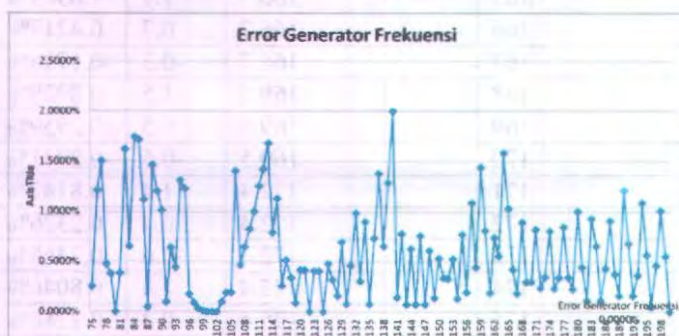
Frekuensi set (Hz)	Frekuensi Out (Hz)	selisih	Error
75	75.19	0.19	0.2533%
76	76.92	0.92	1.2105%
77	78.16	1.16	1.5065%
78	78.37	0.37	0.4744%
79	79.3	0.3	0.3797%
80	80	0	0.0000%

Frekuensi set (Hz)	Frekuensi Out (Hz)	selisih	Error
81	81.31	0.31	0.3827%
82	83.33	1.33	1.6220%
83	83.54	0.54	0.6506%
84	85.47	1.47	1.7500%
85	83.54	-1.46	-1.7176%
86	86.96	0.96	1.1163%
87	86.96	-0.04	-0.0460%
88	89.29	1.29	1.4659%
89	90.07	1.07	1.2022%
90	90.91	0.91	1.0111%
91	90.91	-0.09	-0.0989%
92	92.59	0.59	0.6413%
93	92.59	-0.41	-0.4409%
94	95.24	1.24	1.3191%
95	96.17	1.17	1.2316%
96	96.17	0.17	0.1771%
97	97.09	0.09	0.0928%
98	98.03	0.03	0.0306%
99	99.01	0.01	0.0101%
100	100	0	0.0000%
101	101	0	0.0000%
102	102	0	0.0000%
103	103.1	0.1	0.0971%
104	104.2	0.2	0.1923%
105	105.2	0.2	0.1905%
106	107.5	1.5	1.4151%
107	107.5	0.5	0.4673%
108	108.7	0.7	0.6481%
109	109.9	0.9	0.8257%
110	111.1	1.1	1.0000%
111	112.4	1.4	1.2613%
112	113.6	1.6	1.4286%
113	114.9	1.9	1.6814%
114	114.9	0.9	0.7895%
115	116.3	1.3	1.1304%
116	116.3	0.3	0.2586%

Frekuensi set (Hz)	Frekuensi Out (Hz)	selisih	Error
117	117.6	0.6	0.5128%
118	117.6	-0.4	-0.3390%
119	119.1	0.1	0.0840%
120	120.5	0.5	0.4167%
121	120.5	-0.5	-0.4132%
122	122	0	0.0000%
123	123.5	0.5	0.4065%
124	123.5	-0.5	-0.4032%
125	125	0	0.0000%
126	126.6	0.6	0.4762%
127	126.6	-0.4	-0.3150%
128	128.2	0.2	0.1562%
129	129.9	0.9	0.6977%
130	129.9	-0.1	-0.0769%
131	131.6	0.6	0.4580%
132	133.3	1.3	0.9848%
133	133.4	0.4	0.3008%
134	135.2	1.2	0.8955%
135	135.1	0.1	0.0741%
136	137	1	0.7353%
137	138.9	1.9	1.3869%
138	138.9	0.9	0.6522%
139	140.8	1.8	1.2950%
140	142.8	2.8	2.0000%
141	140.8	-0.2	-0.1418%
142	140.9	-1.1	-0.7746%
143	142.9	-0.1	-0.0699%
144	144.9	0.9	0.6250%
145	144.9	-0.1	-0.0690%
146	147.1	1.1	0.7534%
147	147.1	0.1	0.0680%
148	147.1	-0.9	-0.6081%
149	149.2	0.2	0.1342%
150	149.2	-0.8	-0.5333%
151	151.5	0.5	0.3311%
152	151.5	-0.5	-0.3289%

Frekuensi set (Hz)	Frekuensi Out (Hz)	selisih	Error
153	153.8	0.8	0.5229%
154	153.8	-0.2	-0.1299%
155	156.2	1.2	0.7742%
156	156.3	0.3	0.1923%
157	158.7	1.7	1.0828%
158	158.7	0.7	0.4430%
159	161.3	2.3	1.4465%
160	161.3	1.3	0.8125%
161	161.3	0.3	0.1863%
162	163.2	1.2	0.7407%
163	163.9	0.9	0.5521%
164	166.6	2.6	1.5854%
165	166.7	1.7	1.0303%
166	166.7	0.7	0.4217%
167	166.7	-0.3	-0.1796%
168	169.5	1.5	0.8929%
169	169.5	0.5	0.2959%
170	169.5	-0.5	-0.2941%
171	172.4	1.4	0.8187%
172	172.4	0.4	0.2326%
173	172.4	-0.6	-0.3468%
174	175.4	1.4	0.8046%
175	175.4	0.4	0.2286%
176	175.4	-0.6	-0.3409%
177	175.5	-1.5	-0.8475%
178	178.6	0.6	0.3371%
179	178.6	-0.4	-0.2235%
180	181.8	1.8	1.0000%
181	181.8	0.8	0.4420%
182	181.8	-0.2	-0.1099%
183	184.7	1.7	0.9290%
184	185.2	1.2	0.6522%
185	185.2	0.2	0.1081%
186	185.2	-0.8	-0.4301%
187	188.7	1.7	0.9091%
188	188.7	0.7	0.3723%

Frekuensi set (Hz)	Frekuensi Out (Hz)	selisih	Error
189	188.7	-0.3	-0.1587%
190	192.3	2.3	1.2105%
191	192.3	1.3	0.6806%
192	192.3	0.3	0.1563%
193	192.3	-0.7	-0.3627%
194	196.1	2.1	1.0825%
195	196.1	1.1	0.5641%
196	196.1	0.1	0.0510%
197	196.1	-0.9	-0.4569%
198	200	2	1.0101%
199	200.1	1.1	0.5528%
200	200	0	0.0000%



Gambar 4.5 Grafik *error* Generator Frekuensi

Dari hasil pengujian tersebut didapatkan nilai *error* dari generator frekuensi. Pada gambar 4.5, ditampilkan grafik *error* generator frekuensi yang dihasilkan oleh rangkaian yang telah dibuat. *error* yang didapatkan berkisar antara 0-3%.

4.2 Pengujian Perangkat Lunak

Pengujian perangkat lunak ditujukan untuk menguji perangkat lunak pengolahan sinyal yang telah dibuat, yaitu berupa perangkat lunak DFT (DFT). Software ini pada pengujian berikutnya digunakan untuk mendeteksi frekuensi dominan yang ada pada sinyal. Dalam hal ini dilakukan uji keakuratan perangkat lunak

DFT yang dilakukan dengan cara membangkitkan sinyal terlebih dahulu pada Delphi, kemudian diolah melalui algoritma DFT yang dimiliki.

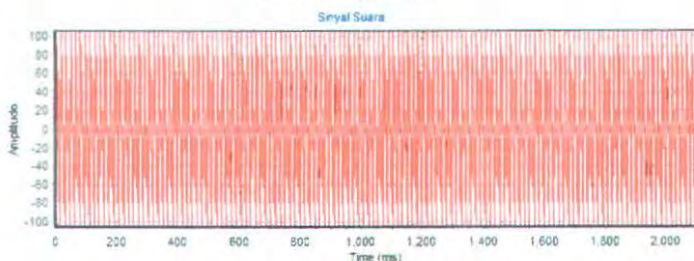
Gambar 4.6 menunjukkan penentuan frekuensi dan amplitudo sinyal yang akan dibangkitkan melalui Delphi. Keempat sinyal tersebut dijumlahkan.

Generate Sinyal

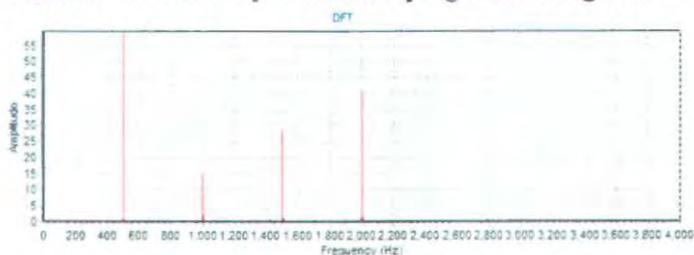
A1	<input type="text" value="60"/>	F1	<input type="text" value="500"/>
A2	<input type="text" value="15"/>	F2	<input type="text" value="1000"/>
A3	<input type="text" value="30"/>	F3	<input type="text" value="1500"/>
A4	<input type="text" value="45"/>	F4	<input type="text" value="2000"/>

Generate Sinyal

Gambar 4.6 Penentuan Frekuensi dan Amplitudo dari sinyal yang akan dibangkitkan



Gambar 4.7 Hasil sinyal sinusoidal yang telah dibangkitkan



Gambar 4.8 Frekuensi hasil DFT dari sinyal sinusoidal yang dibangkitkan

Gambar 4.7 menunjukkan sinyal hasil penjumlahan yang dibangkitkan melalui Delphi. Sinyal ini kemudian diujikan ke dalam algoritma DFT yang dimiliki.

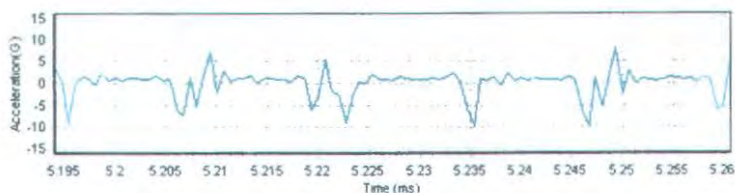
Gambar 4.8 menunjukkan spectrum frekuensi yang didapat dari sinyal Gambar 4.7 dengan menggunakan algoritma DFT. Spektrum Frekuensi yang ditunjukkan oleh DFT tersebut sesuai dengan frekuensi 4 sinyal yang dibangkitkan. Dengan melihat kesesuaian dan keakuratan dari hasil algoritma DFT yang dibandingkan terhadap sinyal input hasil pembangkitan Delphi, hal ini menunjukkan perangkat lunak ini sudah dapat digunakan untuk melakukan pengujian.

4.3 Pengujian Getaran

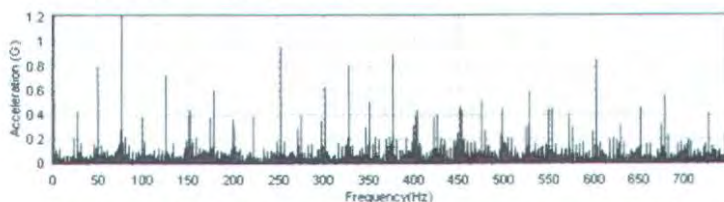
Pengujian Getaran dilakukan dengan mengukur getaran yang terjadi pada silinder getar saat mendapatkan pukulan dari *plunger*. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan sensor *accelerometer* kemudian dikirimkan pada komputer melalui Bluetooth. Pengujian ini dilakukan bertujuan untuk mengetahui besar getaran yang dihasilkan setelah sinyal output *H-Bridge* diinputkan terhadap *plunger*.

Data getaran yang didapatkan melalui *accelerometer* memiliki satuan dalam G, dimana satu G adalah percepatan yang disebabkan oleh gaya gravitasi pada permukaan bumi. Sesuai dengan perjanjian internasional satuan gravitasi pada permukaan bumi adalah $980,665 \text{ cm/det}^2$. Pengujian getaran pada rentang frekuensi tertentu yaitu dimulai dari 75 Hz hingga 250 Hz sesuai dengan pembahasan pada bab sebelumnya terkait penentuan frekuensi dasar *electrolarynx*.

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 75 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 75 Hz. Gambar 4.9 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 75 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 1.222496114 G yang ditunjukkan pada gambar 4.10. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 75 Hz.



Gambar 4.9 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 75 Hz



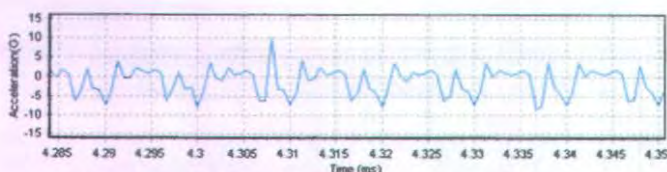
Gambar 4.10 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 75 Hz

Tabel 4.7 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 75 Hz

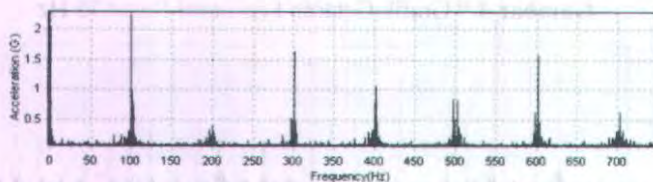
Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	75	1.222496114
2	75	1.126646555
3	75	1.292812342

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.7. Dari data tersebut dapat diketahui frekuensi silinder getar memiliki jumlah yang sama dengan besar frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-bridge*.

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 100 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 100 Hz. Gambar 4.11 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data.



Gambar 4.11 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 100 Hz



Gambar 4.12 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 100 Hz

Tabel 4.8 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 100 Hz

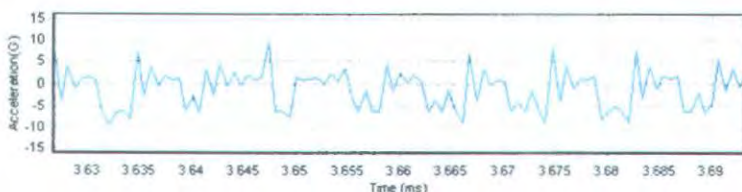
Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	100	2.23896465
2	100	1.518357304
3	101	1.661973525

Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 100 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 2.23896465 G yang ditunjukkan pada gambar 4.12 Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 100 Hz. Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.8. Dari data tersebut dapat diketahui frekuensi silinder getar memiliki jumlah yang sama dengan besar frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-bridge*.

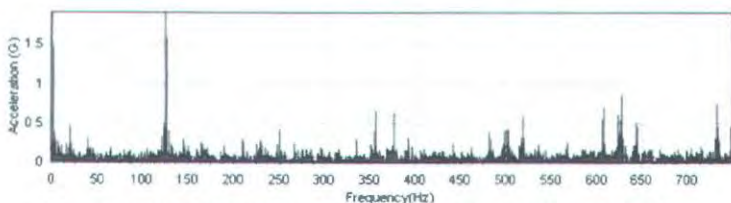
Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 125 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 125 Hz. Gambar 4.13 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam

panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 125 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 1.911737823 G yang ditunjukkan pada gambar 4.14. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 125 Hz.

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.9. Dari data tersebut dapat diketahui frekuensi silinder getar memiliki jumlah yang sama dengan besar frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-bridge*.



Gambar 4.13 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 125 Hz



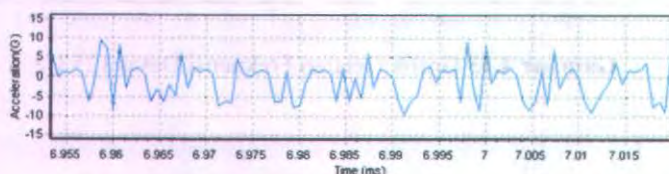
Gambar 4.14 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 125 Hz

Tabel 4.9 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 125 Hz

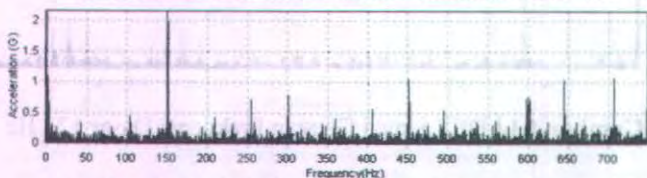
Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	125	1.911737823
2	125	2.009471209
3	125	1.649310186

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 150 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 150 Hz. Gambar 4.15 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 150 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 2.161784592 G yang ditunjukkan pada gambar 4.16. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 150 Hz.

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.10. Dari data tersebut dapat diketahui frekuensi silinder getar memiliki jumlah yang sama dengan besar frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-bridge*.



Gambar 4.15 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 150 Hz

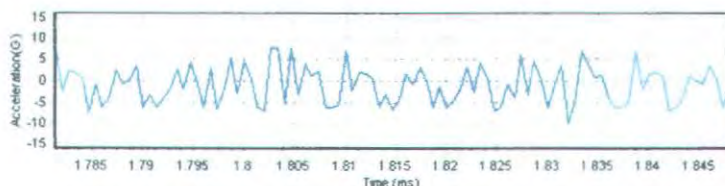


Gambar 4.16 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 150 Hz

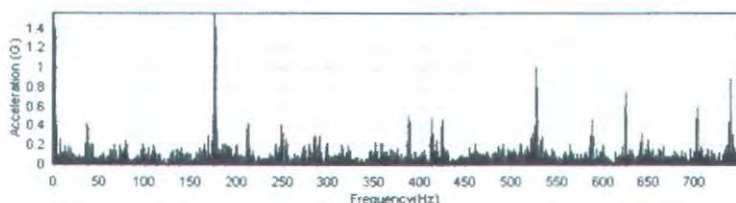
Tabel 4.10 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 150 Hz

Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	150	2.161784592
2	150	2.343882404
3	150	2.30442345

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 175 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 175 Hz. Gambar 4.17 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 175 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 1.560740101 G yang ditunjukkan pada gambar 4.18. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 175 Hz.



Gambar 4.17 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 175 Hz



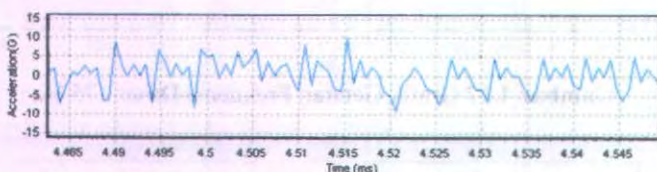
Gambar 4.18 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 175 Hz

Tabel 4.11 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 175 Hz

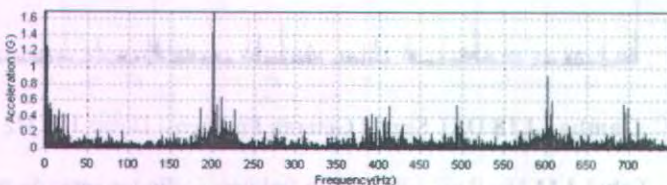
Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	175	1.560740101
2	176	1.952987932
3	176	1.963355008

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.11. Dari data tersebut dapat diketahui terdapat *error* frekuensi silinder getar sebesar 1 Hz terhadap frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-Bridge* sebesar 175 Hz.

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 200 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 201 Hz. Gambar 4.19 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 201 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 1.682693264 G yang ditunjukkan pada gambar 4.20. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 201 Hz.



Gambar 4.19 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 200 Hz



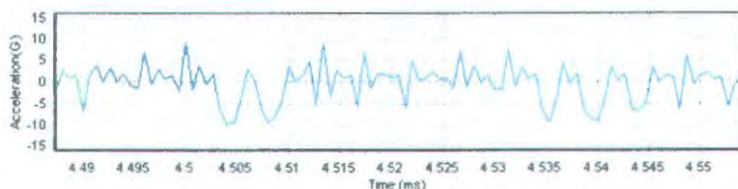
Gambar 4.20 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 200 Hz

Tabel 4.12 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 200 Hz

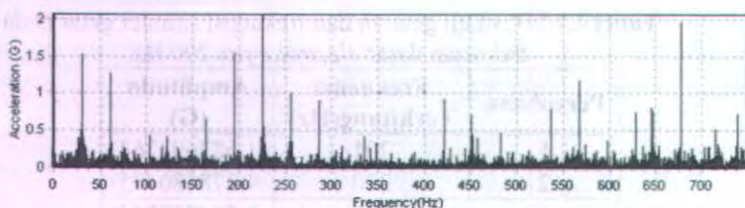
Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	201	1.682693264
2	200	4.378680405
3	201	1.934839845

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.12. Dari data tersebut dapat diketahui terdapat *error* frekuensi silinder getar sebesar 1 Hz terhadap frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-Bridge* sebesar 201 Hz.

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 225 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 226 Hz. Gambar 4.21 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 226 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 2.0670895 G yang ditunjukkan pada gambar 4.22. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 226 Hz.



Gambar 4.21 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 225 Hz



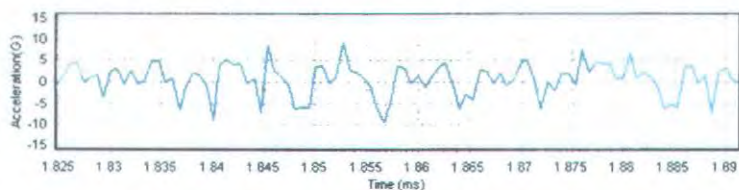
Gambar 4.22 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 225 Hz

Tabel 4.13 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 225 Hz

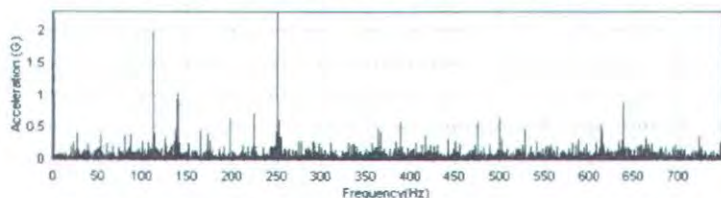
Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	226	2.0670895
2	226	2.099425507
3	226	2.080288507

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.13. Dari data tersebut dapat diketahui terdapat *error* frekuensi silinder getar sebesar 1 Hz terhadap frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-Bridge* sebesar 225 Hz.

Pada saat frekuensi dasar rangkaian elektrik *electrolarynx* ditentukan sebesar 250 Hz, dengan pengukuran menggunakan sensor *accelerometer* dan dengan menggunakan DFT, didapatkan bahwa frekuensi silinder getar yang terdeteksi sebesar 251 Hz. Gambar 4.23 menunjukkan bentuk gelombang dari getaran dalam panjang sebanyak 100 data. Dengan menggunakan DFT, dihasilkan frekuensi 251 Hz dengan jumlah amplitudo tertinggi sebesar 2.306777198 G yang ditunjukkan pada gambar 4.24. Hal ini menunjukkan bahwa frekuensi dominan yang terdapat pada gelombang tersebut adalah 251 Hz.



Gambar 4.23 Grafik Getaran Frekuensi Dasar 250 Hz



Gambar 4.24 DFT Sinyal Getaran Frekuensi Dasar 250 Hz

Kemudian dilakukan pula percobaan kedua dan ketiga dalam mengukur besar getaran dan frekuensi yang dihasilkan silinder getar *electrolarynx* yang ditampilkan pada Tabel 4.14. Dari data tersebut dapat diketahui terdapat *error* frekuensi silinder getar sebesar 1 Hz terhadap frekuensi yang dibangkitkan melalui *H-Bridge* sebesar 250 Hz.

Tabel 4.14 Hasil uji getaran dan frekuensi silinder getar pada frekuensi dasar *electrolarynx* 250 Hz

Percobaan	Frekuensi Terhitung(Hz)	Amplitudo (G)
1	251	2.306777198
2	251	2.348165825
3	251	2.26893094

Dalam pengujian getaran tersebut dapat disimpulkan bahwa getaran yang dihasilkan oleh silinder getar merupakan getaran yang berasal dari *plunger* yang digerakkan melalui sinyal output *H-Bridge*. Hal ini mengakibatkan frekuensi silinder getar sama dengan besar frekuensi sinyal *plunger*, namun dalam beberapa kasus terdapat *error* yang menyebabkan frekuensi yang dihasilkan bergeser sebesar 1 Hz. Dari data tersebut dapat diketahui bahwa terdapat komponen-komponen frekuensi lain yang besarnya lebih kecil jika dibandingkan dengan frekuensi dasar *electrolarynx* yang timbul dikarenakan adanya *noise* dan resonansi.

4.4 Pengujian Mekanik

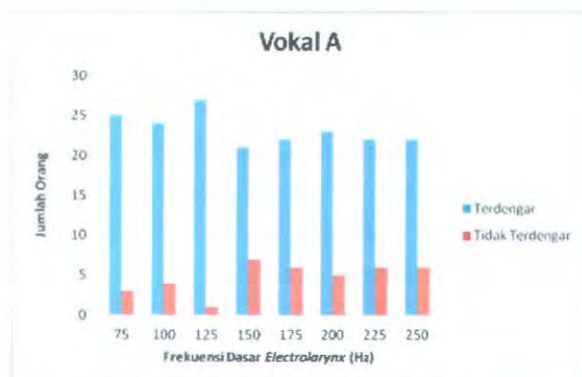
Pengujian Mekanik dilakukan dengan simulasi penggunaan *electrolarynx* pada manusia. Dilakukan dengan sebuah percobaan dimana seseorang menjadi pasien, dan sejumlah orang mencoba mendengarkan apa yang dikatakan oleh pasien. Pasien akan berbicara menggunakan *electrolarynx*. Yang dikatakan hanya huruf vocal. Hal ini bertujuan agar didapatkan hasil penelitian yang akurat, dikarenakan suara yang dihasilkan sesuai dengan mekanisme fonasi adalah suara Vokal, hal ini dikarenakan *electrolarynx* bekerja mengikuti mekanisme fonasi. Sedangkan huruf konsonan merupakan suara tambahan yang dihasilkan dari gerak bibir, lidah, dan gigi. Pada percobaan ini dilakukan sebanyak 7 kali dengan jumlah yang berperan menjadi pasien 1 orang dan 4 orang mendengarkan untuk menyimak huruf yang disampaikan pasien. Total sample sejumlah 28 orang.

Pengujian ini juga bertujuan untuk mencari frekuensi dasar dari *electrolarynx* yang telah dibuat yang dapat digunakan untuk dapat didengar dengan jelas, Frekuensi dasar *electrolarynx* dalam pengujian mekanik ini ditentukan mulai dari 75 Hz hingga 250 Hz. Dari tujuh percobaan, dilakukan rekapitulasi terhadap hasil percobaan untuk masing-masing huruf vocal. Hasil dari pengujian mekanik dapat dilihat pada diagram berikut.

Pada percobaan pengucapan vokal A dengan menggunakan *electrolarynx*, didapatkan bahwa sampel mampu mengenali dengan baik pengucapan vokal A pada frekuensi dasar *electrolarynx* 125 Hz. Adapun jumlah sampel yang dapat mengenali pengucapan vokal A pada frekuensi dasar yang lain ditunjukkan melalui Tabel 4.15. Gambar 4.25 menunjukkan vokal A paling banyak didengar pada frekuensi dasar *electrolarynx* sebesar 125 Hz yaitu sebanyak 27 orang.

Tabel 4.15 Pengujian Mekanik Vokal A

Frekuensi Dasar (Hz)	Vokal A	
	Terdengar (orang)	Tidak Terdengar (orang)
75	25	3
100	24	4
125	27	1
150	21	7
175	22	6
200	23	5
225	22	6
250	22	6

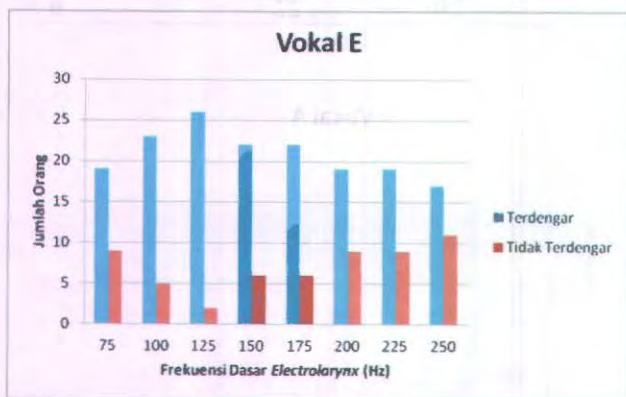


Gambar 4.25 Grafik Pengujian Tes Dengar Vokal A

Pada percobaan pengucapan vocal E dengan menggunakan *electrolarynx*, didapatkan bahwa sampel mampu mengenali dengan baik pengucapan vocal E pada frekuensi dasar *electrolarynx* 125 Hz. Adapun jumlah sampel yang dapat mengenali pengucapan vocal A pada frekuensi dasar yang lain ditunjukkan melalui Tabel 4.16 Gambar 4.26 menunjukkan vocal E paling banyak didengar pada frekuensi dasar *electrolarynx* sebesar 125 Hz yaitu sebanyak 26 orang.

Tabel 4.16 Pengujian Mekanik Vokal E

Frekuensi Dasar (Hz)	Vokal E	
	Terdengar (orang)	Tidak Terdengar (orang)
75	19	9
100	23	5
125	26	2
150	22	6
175	22	6
200	19	9
225	19	9
250	17	11

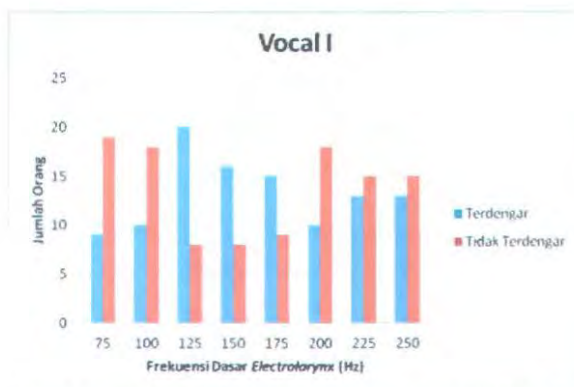


Gambar 4.26 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal E

Pada percobaan pengucapan vocal I dengan menggunakan *electrolarynx*, didapatkan bahwa sampel mampu mengenali dengan baik pengucapan vocal I pada frekuensi dasar *electrolarynx* 125 Hz. Adapun jumlah sampel yang dapat mengenali pengucapan vocal I pada frekuensi dasar yang lain ditunjukkan melalui Tabel 4.17. Gambar 4.27 menunjukkan vocal I paling banyak didengar pada frekuensi dasar *electrolarynx* sebesar 125 Hz yaitu sebanyak 20 orang.

Tabel 4.17 Pengujian Mekanik Vokal I

Frekuensi Dasar (Hz)	Vokal I	
	Terdengar (orang)	Tidak Terdengar (orang)
75	9	19
100	10	18
125	20	8
150	16	8
175	15	9
200	10	18
225	13	15
250	13	15

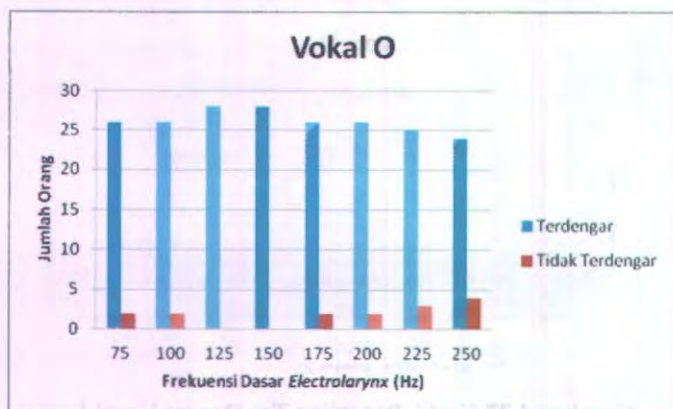


Gambar 4.27 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal I

Pada percobaan pengucapan vocal O dengan menggunakan *electrolarynx*, didapatkan bahwa sampel mampu mengenali dengan baik pengucapan vocal O pada frekuensi dasar *electrolarynx* 125 Hz dan 150 Hz. Adapun jumlah sampel yang dapat mengenali pengucapan vocal O pada frekuensi dasar yang lain ditunjukkan melalui Tabel 4.18. Gambar 4.28 menunjukkan vocal O paling banyak didengar pada frekuensi dasar *electrolarynx* sebesar 125 Hz dan 150 Hz yaitu sebanyak 28 orang.

Tabel 4.18 Pengujian Mekanik Vokal O

Frekuensi Dasar (Hz)	Vokal O	
	Terdengar (orang)	Tidak Terdengar (orang)
75	26	2
100	26	2
125	28	0
150	28	0
175	26	2
200	26	2
225	25	3
250	24	4

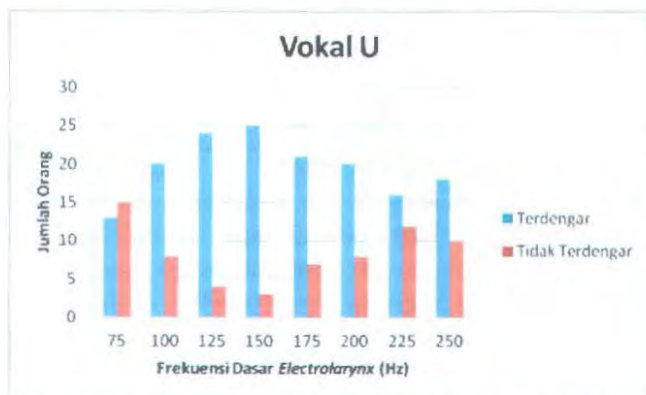


Gambar 4.28 Grafik Pengujian Tes Dengar Vocal O

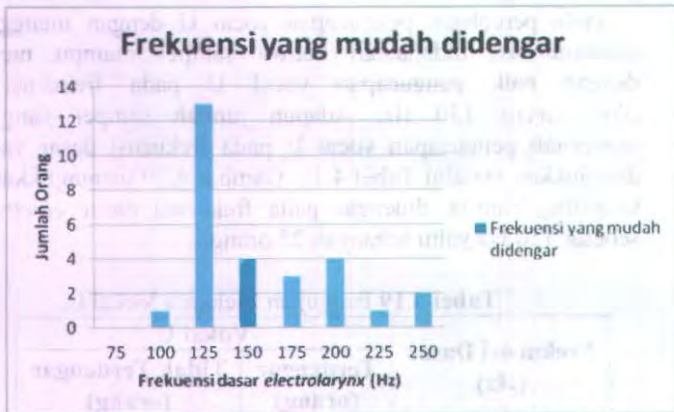
Pada percobaan pengucapan vocal U dengan menggunakan *electrolarynx*, didapatkan bahwa sampel mampu mengenali dengan baik pengucapan vocal U pada frekuensi dasar *electrolarynx* 150 Hz. Adapun jumlah sampel yang dapat mengenali pengucapan vocal U pada frekuensi dasar yang lain ditunjukkan melalui Tabel 4.19. Gambar 4.29 menunjukkan vocal U paling banyak didengar pada frekuensi dasar *electrolarynx* sebesar 150 Hz yaitu sebanyak 25 orang.

Tabel 4.19 Pengujian Mekanik Vokal U

Frekuensi Dasar (Hz)	Vokal U	
	Terdengar (orang)	Tidak Terdengar (orang)
75	13	15
100	20	8
125	24	4
150	25	3
175	21	7
200	20	8
225	16	12
250	18	10



Gambar 4.29 Grafik Pengujian Tes Dengar Vokal U



Gambar 4.30 Frekuensi Dasar *Electrolarynx* yang mudah didengar

Setelah melakukan percobaan, dilakukan pula survei terhadap sampel untuk memilih frekuensi dasar *Electrolarynx* yang menurut sampel cocok dan dapat dikenali dengan baik saat berkomunikasi sehingga didapatkan hasil 125 Hz dengan jumlah sampel yang memilih sebanyak 13 orang dari 28 sampel. Gambar 4.30 menunjukkan perbandingan jumlah sampel yang memilih pada frekuensi lainnya.

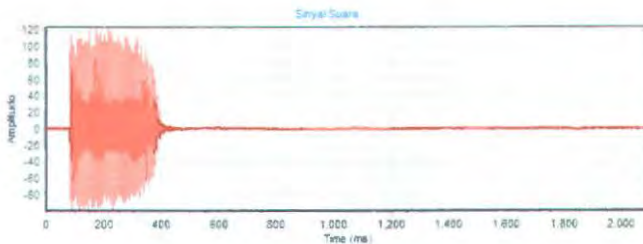
4.5 Pengujian Analitis

Setelah melakukan pengujian mekanik di lapangan, didapatkan selanjutnya dilakukan pula pengujian analitis dari suara yang dihasilkan dengan bantuan *electrolarynx*. Pada pengujian ini dilakukan dengan membandingkan spectrum frekuensi dari suara pengucapan vocal baik dengan atau tanpa menggunakan *electrolarynx*. Pengujian ini dilakukan dengan merekam suara pengucapan vokal melalui microphone yang kemudian dikonversikan ke dalam data real dengan menggunakan bantuan software *audioLab* pada Delphi. Suara direkam selama 2 detik untuk tiap vocal yang diucapkan. Sesuai dengan pengujian yang sebelumnya dilakukan, maka ditentukan frekuensi dasar *electrolarynx* yang digunakan sebesar 125 Hz. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan kualitas suara terbaik saat menggunakan *electrolarynx*.

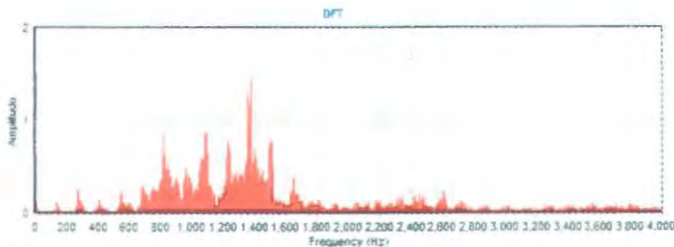
4.5.1 Pengujian Vokal A

Pada pengujian pengucapan vokal A, melalui analisa DFT , spectrum frekuensi yang didapat untuk prototype *electrolarynx* yang dibuat adalah 874,421Hz (ditunjukkan oleh gambar 4.34) dengan amplitudo sebesar 5,327 (dalam 8 bit). Sedangkan pada pengucapan asli spectrum frekuensi (gambar 4.32) didapatkan frekuensi sebesar 1373.8 Hz dengan amplitudo 1,462 (dalam 8 bit).

Hal ini menunjukkan terjadinya pergeseran frekuensi sebesar 499.379 Hz sehingga frekuensi pengucapan asli lebih tinggi jika dibandingkan dengan frekuensi pengucapan menggunakan *electrolarynx*. Sedangkan amplitudo yang dihasilkan pengucapan menggunakan *electrolarynx* terdapat selisih sebesar 3.865 (dalam 8 bit) dimana amplitudo pengucapan menggunakan *electrolarynx* lebih besar jika dibandingkan dengan pengucapan asli.

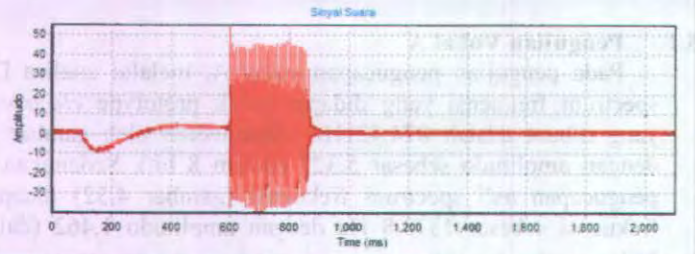


Gambar 4.31 Sinyal Pengucapan Vokal A

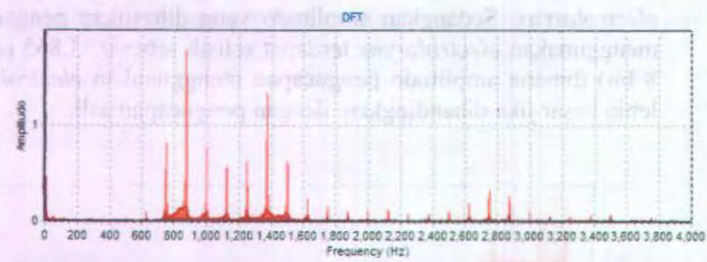


Gambar 4.32 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal A

ITS



Gambar 4.33 Sinyal Pengucapan Vokal A dengan bantuan *Electrolarynx*



Gambar 4.34 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal A dengan bantuan *Electrolarynx*

Dalam penelitian ini dilakukan pula untuk pengujian yang kedua hingga ke sepuluh. Hasil yang didapatkan tidak jauh berbeda kondisinya seperti yang terjadi pada pengujian pertama. Hasilnya ditampilkan dalam Tabel 4.20. Dari tabel tersebut didapatkan hasil bahwa selisih rata-rata frekuensi adalah sebesar 360.682 Hz dan selisih rata-rata amplitudo adalah sebesar 2.83418 (dalam 8 bit).

Tabel 4.20 Pengujian DFT Vokal A

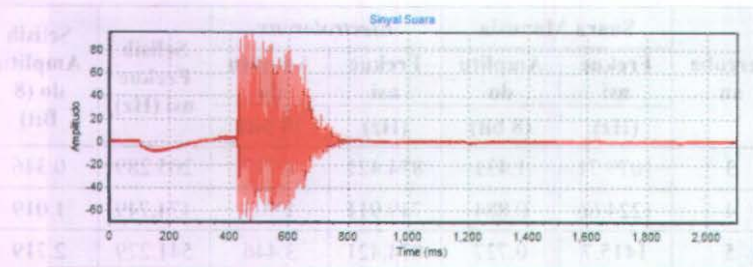
Percobaan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
1	1373.8	1.462	874.421	5.327	499.379	3.865
2	1067.8	1.078	1374.36	3.265	306.561	2.187

Percobaan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
3	1079.71	1.431	874.421	1.777	205.289	0.346
4	1224.66	0.884	749.911	1.903	474.749	1.019
5	1415.7	0.727	874.421	3.446	541.279	2.719
6	1030.3	1.12	874.421	2.77	155.879	1.65
7	1393.8	1.446	874.421	4.039	519.379	2.593
8	1344.42	0.61	874.421	5.675	469.999	5.065
9	1091.12 5	0.8732	874.421	4.83	216.704	3.9568
10	1092.5	1.081	874.896	6.022	217.604	4.941

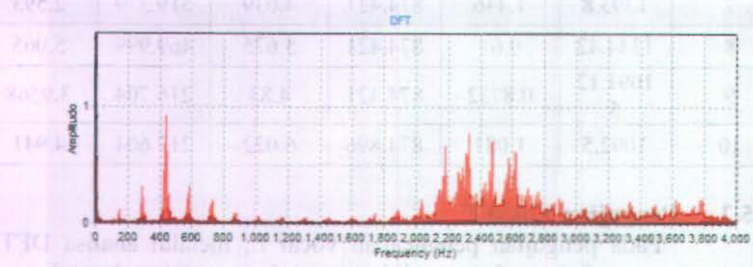
4.5.2 Pengujian Vokal E

Pada pengujian pengucapan vocal E, melalui analisa DFT, spectrum frekuensi yang didapat untuk prototype *electrolarynx* yang dibuat adalah 2749,98 Hz (ditunjukkan oleh gambar 4.38) dengan amplitudo sebesar 1,105 (dalam 8 bit). Sedangkan pada pengucapan asli spectrum frekuensi (gambar 4.36) didapatkan sebesar 431.161 Hz dengan amplitudo 0.93 (dalam 8 bit).

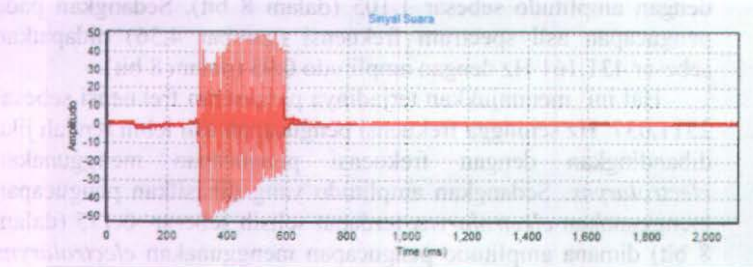
Hal ini menunjukkan terjadinya pergeseran frekuensi sebesar 2311.037 Hz sehingga frekuensi pengucapan asli lebih rendah jika dibandingkan dengan frekuensi pengucapan menggunakan *electrolarynx*. Sedangkan amplitudo yang dihasilkan pengucapan menggunakan *electrolarynx* terdapat selisih sebesar 0.175 (dalam 8 bit) dimana amplitudo pengucapan menggunakan *electrolarynx* lebih besar jika dibandingkan dengan pengucapan asli.



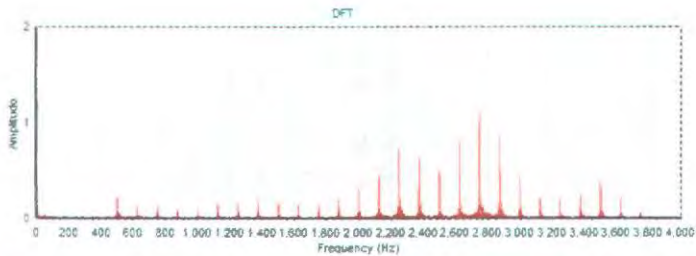
Gambar 4.35 Sinyal Pengucapan Vokal E



Gambar 4.36 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal E



**Gambar 4.37 Sinyal Pengucapan Vokal E dengan bantuan
*Electrolarynx***



Gambar 4.38 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal E dengan bantuan *Electrolarynx*

Tabel 4.21 Pengujian DFT Vokal E

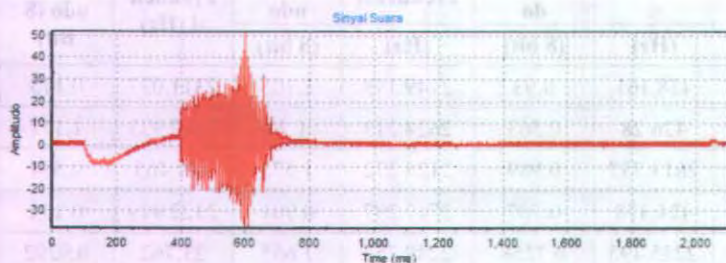
Per cob aan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuen si (Hz)	Selisih Amplit udo (8 Bit)
	Frekuen si	Amplitu do	Frekuensi	Amplit udo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
1	438.161	0.93	2749.198	1.105	2311.037	0.175
2	426.28	0.563	2624.213	1.74	2197.933	1.177
3	2613.737	0.989	2124.272	1.573	489.465	0.584
4	424.378	0.707	2747.297	0.901	2322.919	0.194
5	2225.495	0.7258	2249.257	1.655	23.762	0.9292
6	2630.391	0.651	2499.228	2025	131.163	1.374
7	2260.18	0.562	2249.257	1.036	10.923	0.474
8	2316.74	0.734	1999.762	1.053	316.978	0.319
9	2672.5	0.469	2249.257	0.84	423.243	0.371
10	2340.97	0.63182	2623.738	0.943	282.768	0.31118

Sedangkan dalam pengujian yang kedua hingga ke sepuluh. Hasil yang didapatkan tidak jauh berbeda kondisinya seperti yang terjadi pada pengujian pertama. Hasilnya ditampilkan dalam tabel 4.21. Dari tabel tersebut didapatkan hasil bahwa selisih rata-rata frekuensi adalah sebesar 851.019 Hz dan selisih rata-rata amplitudo adalah sebesar 0.590838 (dalam 8 bit).

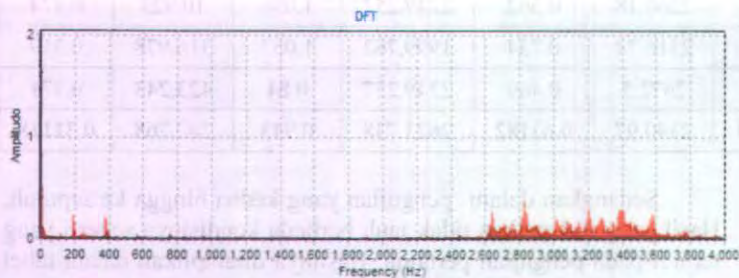
4.5.3 Pengujian Vokal I

Pada pengujian pengucapan vokal I, melalui analisa DFT, spectrum frekuensi yang didapat untuk prototype *electrolarynx* yang dibuat adalah 2826.185 Hz (ditunjukkan oleh gambar 4.42) dengan amplitudo sebesar 1,601 (dalam 8 bit). Sedangkan pada pengucapan asli spectrum frekuensi (gambar 4.40) didapatkan sebesar 2826.185 Hz dengan amplitudo 0.3757 (dalam 8 bit).

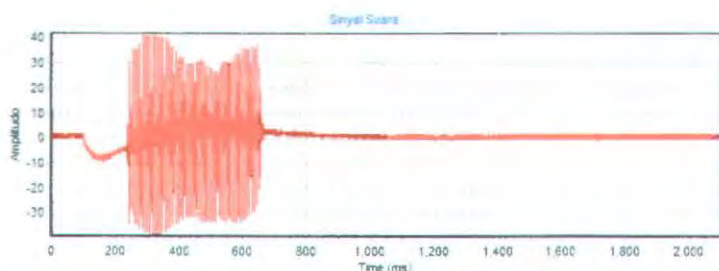
Hal ini menunjukkan terjadinya pergeseran frekuensi sebesar 201.022 Hz sehingga frekuensi pengucapan asli lebih tinggi jika dibandingkan dengan frekuensi pengucapan menggunakan *electrolarynx*. Sedangkan amplitudo yang dihasilkan pengucapan menggunakan *electrolarynx* terdapat selisih sebesar 1.2253 (dalam 8 bit) dimana amplitudo pengucapan menggunakan *electrolarynx* lebih kecil jika dibandingkan dengan pengucapan asli.



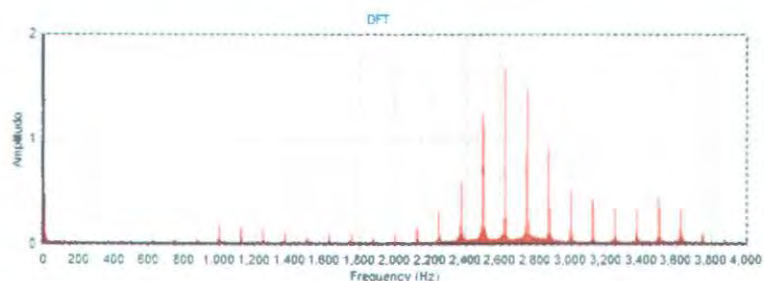
Gambar 4.39 Sinyal Pengucapan Vokal I



Gambar 4.40 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal I



Gambar 4.41 Sinyal Pengucapan Vokal I dengan bantuan *Electrolarynx*



Gambar 4.42 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal I dengan bantuan *Electrolarynx*

Sedangkan dalam pengujian yang kedua hingga ke sepuluh. Hasil yang didapatkan tidak jauh berbeda kondisinya seperti yang terjadi pada pengujian pertama. Hasilnya ditampilkan dalam tabel 4.22. Dari tabel tersebut didapatkan hasil bahwa selisih rata-rata frekuensi adalah sebesar 579.344 Hz dan selisih rata-rata amplitudo adalah sebesar 0.72519 (dalam 8 bit).

Tabel 4.22 Pengujian DFT Vokal I

Percobaan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
1	2826.185	0.3757	2625.163	1.601	201.022	1.2253
2	2808.6	0.902	2624.688	1.656	183.912	0.754

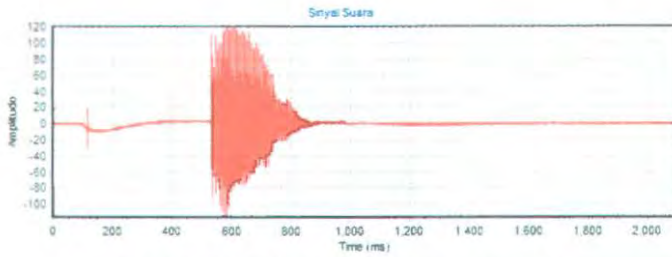
Percobaan	Suara Manusia		Electrolarynx		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
3	3391.232	0.62	2500.178	2.474	891.054	1.854
4	2780.563	0.865	2874.183	0.54	93.62	0.325
5	3272.425	0.6953	2374.718	1.131	897.707	0.4357
6	2768.682	1.104	2374.243	1.259	394.439	0.155
7	2793.87	0.884	2249.257	1.247	544.613	0.363
8	3436.783	0.5641	2374.718	1.891	1062.065	1.3269
9	3290.959	0.621	2374.243	0.598	916.716	0.023
10	2858.025	0.659	2249.73	1.449	608.295	0.79

4.5.4 Pengujian Vokal O

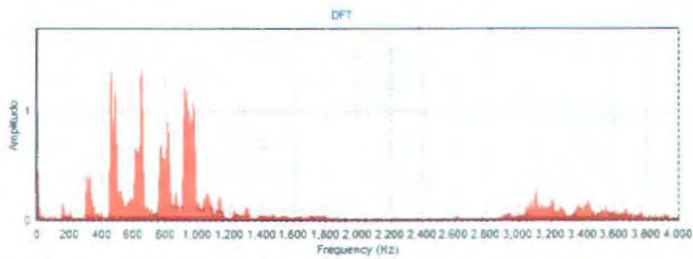
Pada pengujian pengucapan vocal O, melalui analisa DFT, spectrum frekuensi yang didapat untuk prototype *electrolarynx* yang dibuat adalah 998,456 Hz (ditunjukkan oleh gambar 4.46) dengan amplitudo sebesar 3.571 (dalam 8 bit). Sedangkan pada pengucapan asli spectrum frekuensi (gambar 4.44) didapatkan sebesar 604.966 Hz dengan amplitudo 1.3702 (dalam 8 bit).

Hal ini menunjukkan terjadinya pergeseran frekuensi sebesar 393.49 Hz sehingga frekuensi pengucapan asli lebih rendah jika dibandingkan dengan frekuensi pengucapan menggunakan *electrolarynx*. Sedangkan amplitudo yang dihasilkan pengucapan menggunakan *electrolarynx* terdapat selisih sebesar 2.2008 (dalam 8 bit) dimana amplitudo pengucapan menggunakan *electrolarynx* lebih besar jika dibandingkan dengan pengucapan asli.

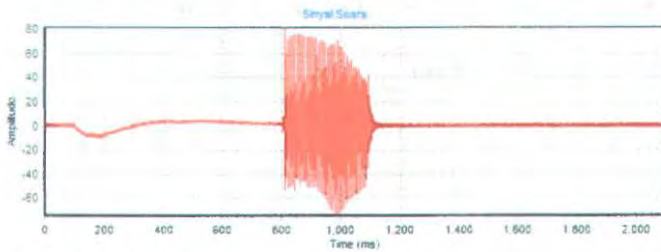
No. Percobaan	Suara Manusia		Electrolarynx		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
1	3391.232	0.62	2500.178	2.474	891.054	1.854
2	2780.563	0.865	2874.183	0.54	93.62	0.325
3	3272.425	0.6953	2374.718	1.131	897.707	0.4357
4	2768.682	1.104	2374.243	1.259	394.439	0.155
5	2793.87	0.884	2249.257	1.247	544.613	0.363
6	3436.783	0.5641	2374.718	1.891	1062.065	1.3269
7	3290.959	0.621	2374.243	0.598	916.716	0.023
8	2858.025	0.659	2249.73	1.449	608.295	0.79



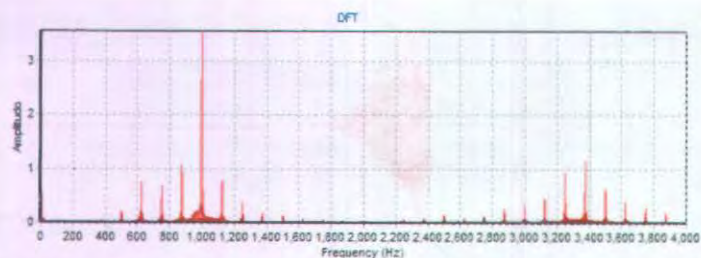
Gambar 4.43 Sinyal Pengucapan Vokal O



Gambar 4.44 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal O



Gambar 4.45 Sinyal Pengucapan Vokal O dengan bantuan *Electrolarynx*



Gambar 4.46 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal O dengan bantuan *Electrolarynx*

Sedangkan dalam pengujian yang kedua hingga ke sepuluh. Hasil yang didapatkan tidak jauh berbeda kondisinya seperti yang terjadi pada pengujian pertama. Hasilnya ditampilkan dalam tabel 4.23. Dari Tabel tersebut didapatkan hasil bahwa selisih rata-rata frekuensi adalah sebesar 406.083 Hz dan selisih rata-rata amplitudo adalah sebesar 0.54918 (dalam 8 bit).

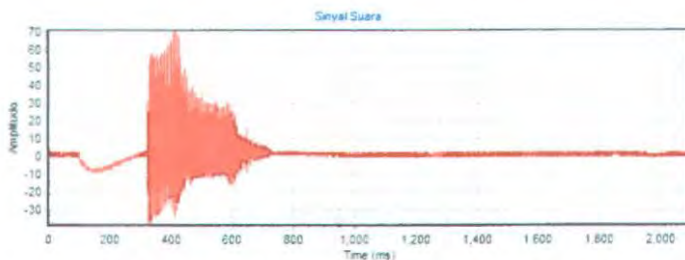
Tabel 4.23 Pengujian DFT Vokal O

Percobaan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
1	604.966	1.3702	998.456	3.571	393.49	2.2008
2	604.966	0.979	999.406	1.108	394.44	0.129
3	557.443	0.702	998.456	1.374	441.013	0.672
4	451.467	1.62	997.98	1.279	546.513	0.341
5	551.265	0.884	874.421	1.279	323.156	0.395
6	591.185	1.373	999.406	1.948	408.221	0.575
7	561.245	1.22	998.931	1.34	437.686	0.12
8	595.462	1.509	997.98	1.151	402.518	0.358
9	553.166	1.379	997.98	1.71	444.814	0.331
10	605.441	1.537	874.421	1.167	268.98	0.37

4.5.5 Pengujian Vokal U

Pada pengujian pengucapan vocal U, melalui analisa DFT, spectrum frekuensi yang didapat untuk prototype *electrolarynx* yang dibuat adalah 998.931 Hz (ditunjukkan oleh gambar 4.50) dengan amplitudo sebesar 0.428 (dalam 8 bit). Sedangkan pada pengucapan asli spectrum frekuensi (gambar 4.48) didapatkan sebesar 385.886 Hz dengan amplitudo 0.898 (dalam 8 bit).

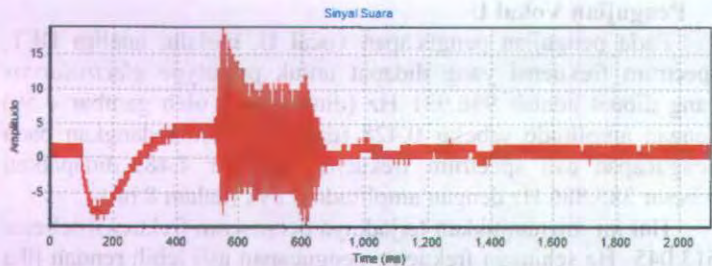
Hal ini menunjukkan terjadinya pergeseran frekuensi sebesar 613.045 Hz sehingga frekuensi pengucapan asli lebih rendah jika dibandingkan dengan frekuensi pengucapan menggunakan *electrolarynx*. Sedangkan amplitudo yang dihasilkan pengucapan menggunakan *electrolarynx* terdapat selisih sebesar 0.47 (dalam 8 bit) dimana amplitudo pengucapan menggunakan *electrolarynx* lebih rendah jika dibandingkan dengan pengucapan asli.



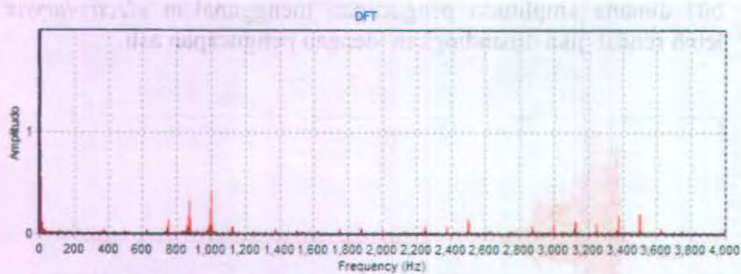
Gambar 4.47 Sinyal Pengucapan Vokal U



Gambar 4.48 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal U



Gambar 4.49 Sinyal Pengucapan Vokal U dengan bantuan *Electrolarynx*



Gambar 4.50 Frekuensi Hasil DFT Sinyal Pengucapan Vokal U dengan bantuan *Electrolarynx*

Tabel 4.24 Pengujian DFT Vokal U

Percobaan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
1	385.886	0.898	998.931	0.428	613.045	0.47
2	320.304	0.998	874.421	0.457	554.117	0.541
3	303.196	1.2569	874.896	0.455	571.7	0.8019
4	350.719	1.544	874.421	0.282	523.702	1.262
5	303.671	0.952	749.911	0.222	446.24	0.73
6	306.523	1.101	873.47	0.926	566.947	0.175

Percobaan	Suara Manusia		<i>Electrolarynx</i>		Selisih Frekuensi (Hz)	Selisih Amplitudo (8 Bit)
	Frekuensi	Amplitudo	Frekuensi	Amplitudo		
	(Hz)	(8 bit)	(Hz)	(8 bit)		
7	326.482	1.522	872.995	0.546	546.513	0.976
8	312.7	1.355	872.995	0.896	560.295	0.459
9	317.828	0.821	873.47	1.589	555.642	0.768
10	322.205	2.822	873.47	0.513	551.265	2.309

Sedangkan dalam pengujian yang kedua hingga ke sepuluh. Hasil yang didapatkan tidak jauh berbeda kondisinya seperti yang terjadi pada pengujian pertama. Hasilnya ditampilkan dalam tabel 4.24. Dari Tabel tersebut didapatkan hasil bahwa selisih rata-rata frekuensi adalah sebesar 548.9466 Hz dan selisih rata-rata amplitudo adalah sebesar 0.84919 (dalam 8 bit).

4.6 Konsultasi dengan Dokter

Setelah melakukan sejumlah pengujian, dilakukan komunikasi dengan beberapa dokter selaku pihak yang mengetahui dan menangani secara mendalam kasus *laryngectomee*. Komunikasi ini bertujuan untuk mengetahui apakah prototipe ini berbahaya bagi pasien atau tidak. Adapun beberapa dokter yang berperan dan telah memberi saran, diantaranya dr. Bambang Kusnardi, Sp. S, dr. Achmad Romdhoni, Sp. THT, dr. M. Sofyanto, Sp.BS, dan dr. Nunung Nugroho Sp.KFR, MARS.



Gambar 4.51 Konsultasi dengan dr. Achmad Romdhoni, Sp. THT

Hasil dari komunikasi ini adalah sebagai berikut

1. Rancang Bangun *Electrolarynx* menggunakan mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran dapat digunakan sebagai alat bantu bicara bagi pasien tuna larynx.
2. Alat ini tidak mengganggu sistem kerja saraf tubuh pada leher dikarenakan lokasi penempatan alat ini pada tubuh hanya berhubungan dengan otot, sehingga sistem kerjanya hanya berhubungan dengan otot.
3. Rancang Bangun *electrolarynx* ini sebaiknya perlu diupayakan untuk dipatenkan dan dikembangkan lebih lanjut agar dapat berkontribusi lebih pada dunia medis ke depan terutama dalam hal membantu bicara pada pasien tuna laring.
4. Penelitian-penelitian selanjutnya sebaiknya lebih banyak dilakukan terutama dalam bidang medis untuk dapat berhubungan dengan bagian Rehabilitasi Medis.

4.7 Pembahasan Sistem

Pengujian rangkaian secara keseluruhan sudah mampu menghasilkan frekuensi yang diinginkan, namun masih terdapat *error* dalam rentang 0-3%, hal ini terjadi karena terjadi pembulatan pada persamaan dalam menentukan besar nilai register OC1A. Untuk meminimalisirmya, dapat ditentukan pada penelitian berikutnya dengan metode lain dalam menentukan besar frekuensi agar tidak terjadi *error* yang besar. Getaran yang dihasilkan oleh *electrolarynx* pada silinder getar memiliki nilai yang sama terhadap sinyal yang dihasilkan oleh *H-Bridge*. Namun dalam frekuensi tertentu terdapat *error* sejumlah 1 Hz dikarenakan adanya *noise* dan resonansi.

Pengujian mekanik didapatkan hasil bahwa *electrolarynx* dapat digunakan untuk membantu berbicara. Pengujian huruf vokal yang dilakukan dalam rentang frekuensi 75Hz-250 Hz digunakan untuk dapat mengetahui frekuensi dasar *electrolarynx* yang dibuat agar dapat memaksimalkan fungsi bicara. Dengan pengujian dengan huruf vocal , ternyata didapatkan vocal I adalah vocal yang paling sulit didengarkan, dan vocal O adalah vocal yang paling mudah dikenali. Dengan rentang frekuensi dimulai dari 75 Hz sampai dengan 250 Hz, didapatkan data bahwa frekuensi 125 Hz adalah frekuensi dasar terbaik untuk elektrolarinx yang dapat didengarkan. Frekuensi tersebut kemudian dijadikan dasar pada pengujian berikutnya untuk mengetahui bagaimana karakteristik sinyal suara yang dihasilkan baik dengan *electrolarynx* maupun dengan pengucapan biasa.

Dalam pengujian analitis, dapat diamati bahwa terdapat kemiripan antara frekuensi yang dihasilkan oleh pengucapan biasa, dengan pengucapan menggunakan *electrolarynx*, hal ini dikarenakan terdapat bunyi getar dalam frekuensi yang tetap yang keluar dari *electrolarynx*. Pengujian menggunakan perangkat Lunak DFT menunjukkan bahwa ada pergeseran frekuensi dengan jumlah tertinggi pada pengucapan dibandingkan dengan pengucapan menggunakan *electrolarynx*. Perbedaan rata-rata untuk vokal A sebesar 360.682 Hz, untuk vokal E sebesar 851.019 Hz, untuk vokal I sebesar 579.344 Hz, untuk vokal O sebesar 406.083 Hz, dan untuk vokal U sebesar 548.9466 Hz. Hal ini dikarenakan adanya frekuensi dasar *Electrolarynx* yang memiliki nilai yang tetap, di sisi

lain hal ini dipengaruhi juga dengan suara getaran mekanik yang ditimbulkan oleh *electrolarynx*.

Sedangkan pada amplitudo didapatkan perbedaan rata-rata dalam 8 bit rata untuk vokal A sebesar 2.83418, untuk vokal E sebesar 0.590838, untuk vokal I sebesar 0.72519, untuk vokal O sebesar 0.54918, dan untuk vokal U sebesar 0.84919. Pada perbedaan amplitudo ini terjadi dikarenakan adanya perbedaan tenaga saat kita hendak mengucapkan kata, sehingga perbedaan tersebut tidak dapat diukur dalam penelitian ini.

Konsultasi yang dilakukan dengan beberapa dokter menunjukkan bahwa prototipe ini mendapat sambutan baik dari dunia medis, dan dapat diteliti lebih lanjut, mengingat sesuai dengan saran yang diberikan prototipe ini agar dikembangkan sehingga dapat digunakan oleh pasien tuna laring.

Secara umum, rancang bangun *electrolarynx* dengan mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran dalam membantu bicara pasien tuna laring sudah mampu memberikan informasi suara yang diinginkan. Hal ini dapat dilihat dari bentuk karakteristik spektrum frekuensi yang dihasilkan, dimana antara range frekuensi antara suara asli dengan suara menggunakan *electrolarynx* memiliki range pada daerah yang tidak jauh berbeda, namun hal ini perlu diuji dalam penelitian lebih lanjut terutama terkait analisa dari sepektrum frekuensi yang dihasilkan.

BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari perancangan, realisasi, dan pengujian alat pada tugas akhir ini dapat disimpulkan bahwa alat ini sudah mampu memberikan informasi berupa suara. Dengan pengujian dengan huruf vocal, ternyata didapatkan vocal I adalah vocal yang paling sulit didengarkan, dan vocal O adalah vocal yang paling mudah dikenali. Dengan rentang frekuensi dimulai dari 75 Hz sampai dengan 250 Hz, didapatkan data bahwa frekuensi 125 Hz adalah frekuensi dasar terbaik untuk elektrolarinx yang dapat didengarkan.

Pengujian menggunakan perangkat Lunak DFT menunjukkan bahwa ada pergeseran frekuensi pada jumlah tertinggi pada pengucapan dengan *Electrolarynx*. Perbedaan rata-rata untuk vokal A, E, I, O, dan U secara berurutan sebesar 360.682 Hz; 851.019 Hz; 579.344 Hz; 406.083 Hz; dan 548.9466 Hz. Hal ini dikarenakan adanya frekuensi dasar *Electrolarynx* yang memiliki nilai yang tetap, di sisi lain hal ini dipengaruhi juga dengan suara getaran mekanik yang ditimbulkan oleh *electrolarynx*. Sedangkan pada amplitudo didapatkan perbedaan rata-rata dalam 8 bit rata untuk vokal A, E, I, O, dan U secara berurutan sebesar 2.83418; 0.590838; 0.72519; 0.54918; dan 0.84919. Perbedaan amplitudo terjadi dikarenakan adanya perbedaan kekuatan energi saat kita hendak mengucapkan kata, sehingga perbedaan tersebut tidak dapat diukur dalam penelitian ini.

Berdasarkan saran dari beberapa dokter, alat ini dapat dikembangkan lebih lanjut agar dapat digunakan sebagai alat bantu bicara pada pasien tuna laring. Secara umum, rancang bangun *electrolarynx* dengan mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran dalam membantu bicara pasien tuna laring sudah mampu memberikan informasi suara yang diinginkan.

5.2 Saran

Dalam mendesain sebuah rancang bangun *electrolarynx* diperlukan sebuah tinjauan pustaka terlebih dahulu secara mendalam terhadap bidang yang berkaitan, dalam hal ini berkaitan dengan dunia kedokteran. Karena jika tidak dipahami terlebih dahulu

tinjauan pustakanya, hasil dari alat yang dihasilkan kurang maksimal. Hal ini dikarenakan perlu adanya pengetahuan bagi peneliti untuk mengerti mekanisme di bidang medis, sehingga para peneliti terutama *engineer* yang bergerak di bidang teknologi dapat menciptakan sebuah inovasi-inovasi baru yang menjawab tantangan masyarakat, salah satunya *electrolarynx* itu sendiri.

Apa yang dihasilkan dari penelitian ini masih jauh dari sempurna, karena masih banyak noise yang dihasilkan meskipun suara sudah dapat terdengar. Adanya perbedaan frekuensi menggambarkan tinggi rendahnya nada yang dihasilkan, sehingga hal ini dapat diteliti lebih lanjut untuk menciptakan sebuah inovasi *electrolarynx* yang baru seperti *electrolarynx* yang dapat digunakan dengan intonasi suara sehingga dapat mengekspresikan emosi pasien tuna laring.

Selain itu, perlu ada penelitian lebih lanjut terkait analisa frekuensi hasil dari bicara antara bicara normal dengan bicara menggunakan *electrolarynx*

DAFTAR PUSTAKA

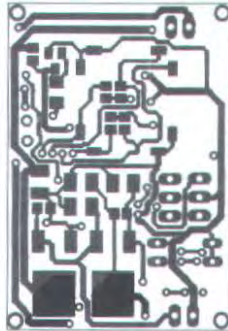
- [1] Hirokazu, S dan Takahashi, H, "*Voice Generation System Using an Intramouth Vibrator for Laryngectomee*," The Japanese Society for Artificial Organs, 2001.
- [2] Surabaya Post, "*Tuna Laring Intai Perokok*," Surabaya Post, Surabaya, 16 Oktober 2009.
- [3] Hermanto, Agus R, "*Penderita Tuna Laring Mencari Suara*," Koran Tempo, Jakarta, 20 Juni 2011
- [4] Ballenger, JJ, "*Ballenger's Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*," BC Dekker, Hamilton Ontario, 2003.
- [5] Sofyan, Ferryan, "*Embriologi, Anatomi, dan Fisiologi Laring*," Departemen Ilmu Kesehatan Telinga Hidung Tenggorok Bedah Kepala dan Leher Fakultas Kedokteran USU, Medan, , Bab 2, 2011.
- [6] Martini, Frederic H, "*Fundamentals of Anatomy and Physiology*," Benjamin Cummings, 2012.
- [7] Soepardi, Efiaty Arsyad. "*Telinga Hidung Tenggorok Kepala & Leher*," Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, Jakarta. 2007
- [8] John R. Cameron, James G. Skofronick, Roderick M. Grant. (1999), "*FISIKA TUBUH MANUSIA*," EGC, Jakarta 2003.
- [9] Gabriel, J.F, "*Fisika Kedokteran*" EGC, Jakarta 2003.
- [10] Hanjun Liu, Manwa L. Ng, "*Electrolarynx in voice rehabilitation*," Journal Auris Nasus Larynx, Volume 34, hal 327-332, 2007.
- [11] Tompunu, Alan Novi, "*Implementasi Algoritma Least Mean Square Untuk Peningkatan Kualitas Suara Penderita Tuna Laring Berbasis Processor TMS320C6713*". Jurnal Teknologi dan Informatika, hal 127-141. 2012.
- [12] Keigo, Nakamura, "*Speaking-aid System Using Statistical Voice Conversion for Electrolaryngeal Speech*," A Doctoral Thesis, Nara Institute of Sciences and Technology, 2010.
- [13] Arman, Arry Akhmad, "*Proses Pembentukan dan Karakteristik Sinyal Ucapan*," Departemen Teknik Elektro ITB
- [14] Thiagarajan, Balasubramanian, "*Voice Rehabilitation Following Total Laryngectomee*," Journal of Otolaryngology online.
- [15] Tantra herliyanto, "*Optimasi Low Cost Electro laring Berbasis AVR ATmega 8 Untuk Pasien Tuna Laring (Implementation Of Low Cost Electro laring Based On AVR ATmega 8 For laring Less Patient* "., Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2010.

- [16] Ananta, Ahmad Delfhin, "Perancangan Prototipe Electrolarynx Menggunakan H-Bridge Sebagai Penggerak Plunger". Institut Teknologi Sepuluh Nopember.2010.
- [17] John, Katrina M. (2011), "The Electrolarynx". <URL:<http://www.practicalspinfo.com/the-electrolarynx.html> >, Februari 2013.———
- [18] Winoto, Ardi, "Mikrokontroler AVR ATmega 8/32/16/853 dan pemrogramannya dengan bahasa C pada Win AVR5," penerbit Informatika, Bandung, 2008.
- [19] Atmel, ATmega8.<URL: <http://www.atmel.com/ATmega8>>. 23 Mei 2013..
- [20] Rivai, M, "Handout Rangkaian Elektronika," Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.
- [21] Boylestad, Robert L,"Electronic Device and Circuit Theory." Pearson Education, Upper Saddle River, New Jersey,2002.
- [22] Zal, Fahmi,"Driver Mototr DC pada Robot Beroda dengan Konfigurasi H-Bridge Mosfet," <URL:<http://fahmizaleeits.wordpress.com/2011/12/04/driver-motor-dc-pada-robot-beroda-dengan-konfigurasi-h-bridge-mosfet/>>, Oktober 2013.
- [23] NXP," Data Sheet MMBT2222A NPN Switching Transistor," Philips <URL: <http://www.nxp.com>>, 19 April 2013.
- [24] SGS-THOMSON Microelectronics,"LD1117 Series," SGS-THOMSON Microelectronics Italy <URL : www.datasheetcatalog.com> 19 April 2013.
- [25] SGS-THOMSON Microelectronics,"L293D L293DD," SGS-THOMSON Microelectronics Italy <URL : www.datasheetcatalog.com>, 8 April 2013.
- [26] Arifianto, Dhany, "Robust F_0 Estimation of Speech Signal Using Harmonicity Measure Based on Instantaneous Frequency," IEICE TRANS. INF. & SYST., VOL.E84-D, Tokyo Japan, Januari 2001.
- [27] Murti, Heraswati Ayuning, "Medan Magnetik ," <URL: <http://blog.uad.ac.id/heraswati/2011/12/19/medan-magnetik/>>, Januari 2014.
- [28] Uzuki,Cicilia,"Laringitis,"<<http://bangeud.blogspot.com/2011/10/a-suhan-keperawatan-laringitis.html>>, Januari 2014.

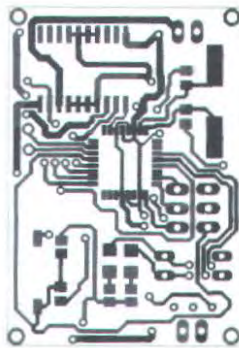
LAMPIRAN

Desain PCB rangkaian

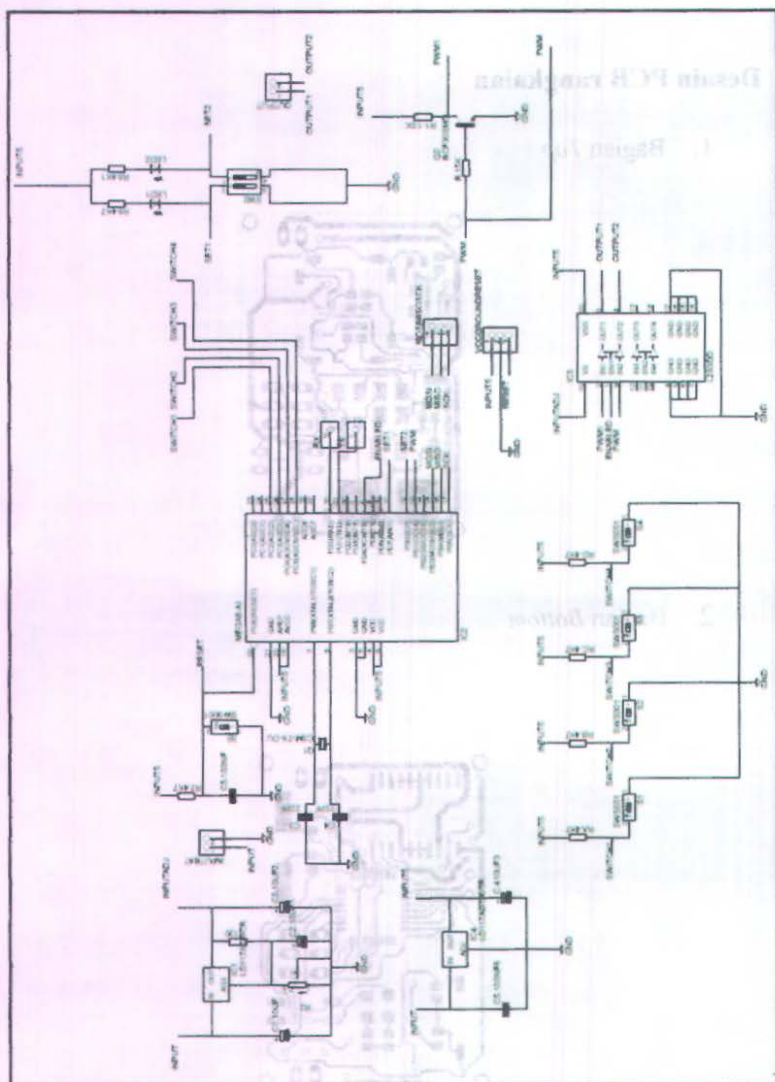
1. Bagian *Top*



2. Bagian *Bottom*

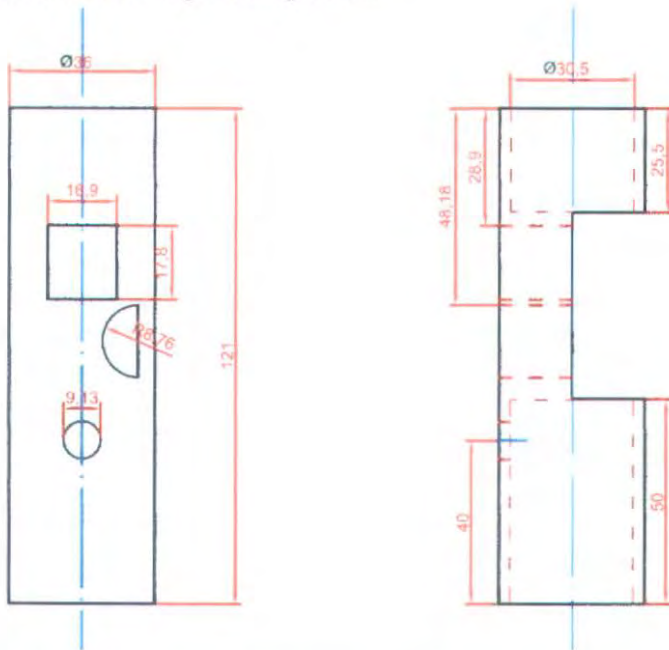


Desain Schematic Rangkaian

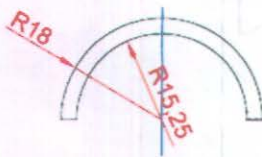
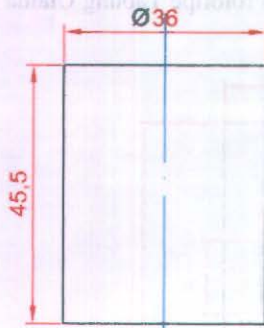


Desain Mekanik dan Prototipe Tabung Utama

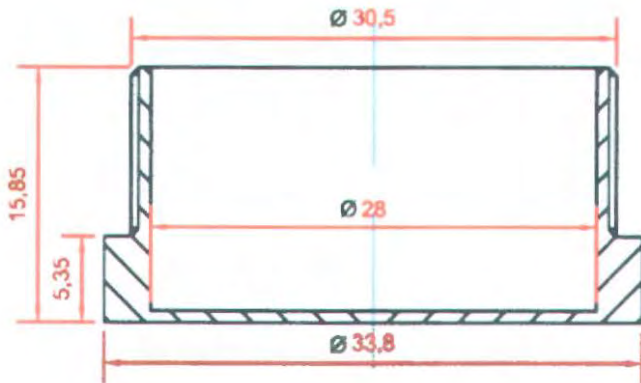
1. Desain dan Prototipe Tabung Utama



2. Desain dan Prototipe Tutup Samping Tabung Utama

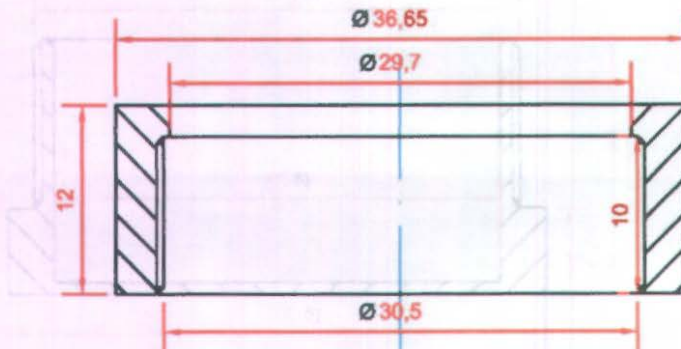


3. Desain dan Prototipe Tutup Bawah Tabung Utama

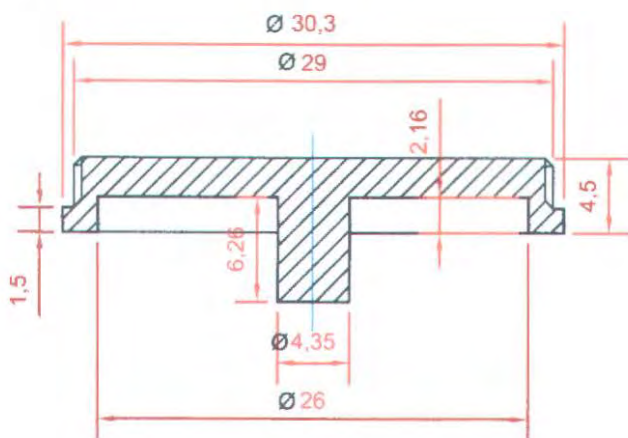


Desain Mekanik dan Prototipe *Top Cap*

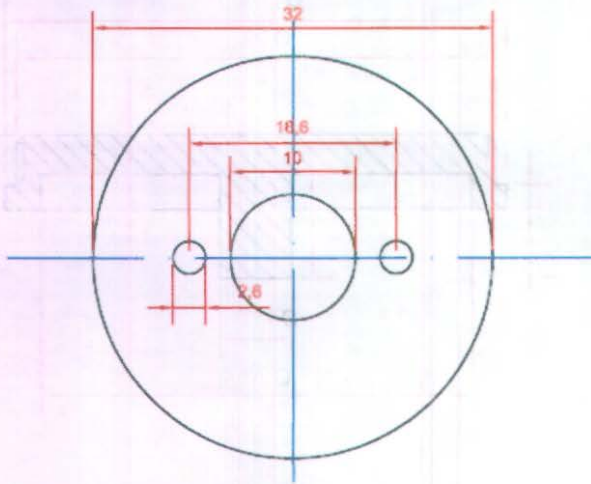
1. Desain dan Prototipe Tutup Silinder



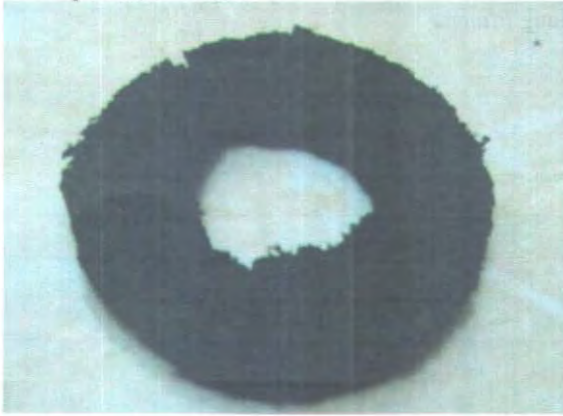
2. Desain dan Prototipe Silinder Getar



3. Desain dan Prototipe Silinder Pengunci

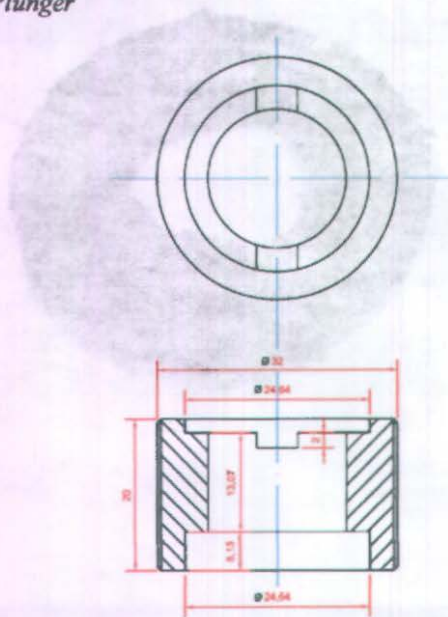


4. Prototipe Busa Peredam

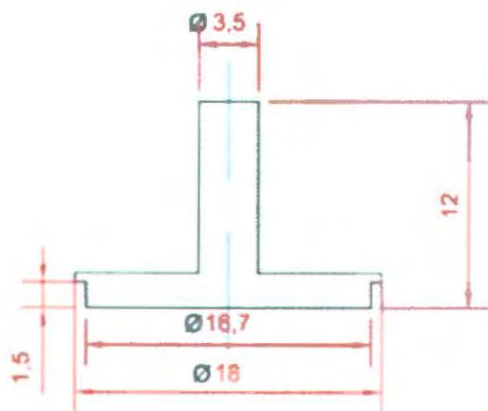


Desain Mekanik dan Prototipe *Top Cap*

1. Tabung *Plunger*



2. *Plunger* sebagai Solenoid



3. Membran

biru@le2 igjeds - 10/01/14 5



4. Magnet Permanen



Form Pengujian Mekanik

FORM PENGUJIAN PROTOTYPE TUGAS AKHIR

Rancang Bangun Electrolarynx menggunakan Mikrokontroler dan Magnet Permanen Sebagai Optimalisasi Penghasil Getaran

Nama :

NRP :

Nama Pasien/Asal :

No	Frekuensi Dasar (Hz)	Vokal A	Vokal E	Vokal I	Vokal O	Vokal U	Keterangan
1	75						
2	100						
3	125						
4	150						
5	175						
6	200						
7	225						
8	250						

Catatan:

Harapan:

Daftar Nama Sampel Pengujian Mekanik

No	Nama	NRP
1	Hananto Agung Baskoro	2211100150
2	Faisal Maulana	2408100081
3	Abid H	2209100173
4	Imron Gozali	2308100139
5	Aditya F	2408100052
6	Moch. Azzam	2208100179
7	M. Haekal Maulana	2211100173
8	Chafid Prahadi	2210100045
9	Nurdiansyah Pujoyo	2209100186
10	M. Agung N	2211100164
11	Ni Wayan Yuli Astuti	2210100112
12	Kiki Windasari	2210100111
13	Anifatul Faricha	2210100114
14	Novem Ardan R.	2211100051
15	Mahendra Ega Higuitta	2408100004
16	Taftazani Hakim	2209100052
17	Chairul Rizal	2209100139
18	Rizki Anhar R. Putra	2210100134
19	Defin Permadi	2210100021
20	Denny F	2212100065
21	Revan Arwisi	2210100082
22	Muhammad Fathu S.M.	2212100023
23	Rachmat Langgeng	2210100042
24	M. Faris Afif	2208100705
25	M. H. Barri	2210100094
26	Paulus Panjaitan	2211100205
27	Rusyadi Wihardi	2211100065
28	Eriek Nur Rahman	2209100701

Surat Keterangan Dokter



Comprehensive Brain and Spine Center

Seberatan 10, Balaah Surabaya 61 3

4 Raya Mahandah 09 Surabaya

Telponika: 0311 594 2024

Webnya: www.cbnsurabaya.org

Email: info@cbnsurabaya.org

SURAT KETERANGAN

Brain & Spine Center Surabaya menerangkan bahwa:

- Nama : Anindito Kusumojati
- Status : 1. Mahasiswa Teknik Elektro Bidang Studi Elektronika
2. Telah selesai menjalankan tugas akhir/sidang skripsi pada tanggal 21 Januari 2014
- Judul skripsi : Rancang Bangun *Electrolarynx* menggunakan *microcontroller* dan magnet permanen untuk optimalisasi penghasil getaran (alat bantu bicara tuna Larynx/pasien tanpa pita suara)

Diketahui alat bantu bicara tuna larynx (*electrolarynx*) tersebut telah diuji pada tanggal 22 Januari 2014 oleh dokter penguji alat:

1. dr. Bambang Kusnardi, Sp.S
2. dr. Achmad Romdhoni, Sp.THT
3. dr. M. Sofyanto, Sp.BS
4. dr. Nunung Nugroho Sp.KFR, MARS

dari hasil penelitian (tugas akhir) tersebut diketahui bahwa *electrolarynx* telah bisa digunakan sebagai alat bantu bicara dengan baik bagi pasien tuna larynx dan tidak mengganggu saraf.

Surabaya, 22 Januari 2014

Mengetahui,



dr. Bambang Kusnardi, Sp.S
Ketua Brain and Spine Center

Hasil Resume Konsultasi dengan Dokter

Resume Hasil Pengujian dengan Ahli Medis

Resume hasil pengujian

Atas nama	: Anindito Kusumojati
Status	: Mahasiswa Teknik Elektro ITS, bidang studi Elektronika
Judul Tugas Akhir	: Rancang Bangun Electrolarynx dengan Mikrokontroler dan Magnet Permanen sebagai Optimalisasi Penghasil Getaran*
Tanggal	: 22 Januari 2014
Tempat	: 1. R.S. Bedah Surabaya 2. R.S. Royal Surabaya 3. National Hospital Surabaya
Tim Dokter Penguji	: 1. dr. Bambang Kusnardi, Sp. S 2. dr. Achmad Romdhoni, Sp. THT 3. dr. M. Sofyanto, Sp.BS 4. dr. Nunung Nugroho Sp.KFR, MARS

Dengan resume hasil sebagai berikut

1. Rancang Bangun Electrolarynx menggunakan mikrokontroler dan magnet permanen sebagai optimalisasi penghasil getaran dapat digunakan sebagai alat bantu bicara bagi pasien tuna larynx.
2. Alat ini tidak mengganggu sistem kerja saraf tubuh pada leher dikarenakan lokasi penempatan alat ini pada tubuh hanya berhubungan dengan otot, sehingga system kerjanya hanya berhubungan dengan otot. Selain itu saraf tidak berada pada lokasi penempatan alat, dikarenakan saraf berada pada tulang belakang.
3. Rancang Bangun electrolarynx ini sebaiknya perlu diupayakan untuk dipatenkan dan dikembangkan lebih lanjut agar dapat berkontribusi lebih pada dunia medis ke depan terutama dalam hal membantu bicara pada pasien tuna laring.
4. Penelitian-penelitian selanjutnya sebaiknya lebih banyak dilakukan terutama dalam bidang medis untuk dapat berhubungan dengan bagian Rehabilitasi Medis

Mengetahui,

Ketua Brain and Spine Center
Consentration
Brain & Spine
Center

dr. Bambang Kusnardi, Sp. S

Surabaya, 22 Januari 2014

Mahasiswa



Anindito Kusumojati
NRP. 2208100122

Program Pada Mikrokontroler

```
#include <mega8.h>
#include <delay.h>
#include <string.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
//#include <EEPROM.h>

// Declare your global variables here

unsigned int long f=100;
unsigned int long a;
unsigned int long freq;

//unsigned char b;

void main(void)
{
// Declare your local variables here

// Input/Output Ports initialization
// Port B initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In
Func1=Out Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=0
State0=T
PORTB=0x01;
DDRB=0x02;

// Port C initialization
// Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State6=T State5=P State4=P State3=P State2=P State1=T State0=T
PORTC=0x3C;
```

```

DDRC=0x00;

// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In
Func1=In Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTD=0x80;
DDRD=0x10;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer 0 Stopped
TCCR0=0x00;
TCNT0=0x00;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 31.250 kHz
// Mode: CTC top=OCR1A
// OC1A output: Toggle
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off
//TCCR1A=0x40;
//TCCR1B=0x0C;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x02;

```

```
OCR1AL=0x60;  
OCR1BH=0x00;  
OCR1BL=0x00;
```

```
/ Timer/Counter 2 initialization  
/ Clock source: System Clock  
/ Clock value: Timer2 Stopped  
/ Mode: Normal top=0xFF  
/ OC2 output: Disconnected  
ASSR=0x00;  
TCCR2=0x00;  
TCNT2=0x00;  
OCR2=0x00;
```

```
/ External Interrupt(s) initialization  
/ INT0: Off  
/ INT1: Off  
MCUCR=0x00;
```

```
/ Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization  
TIMSK=0x00;
```

```
// USART initialization  
// USART disabled  
// UCSRB=0x00;
```

```
// USART initialization  
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity  
// USART Receiver: Off  
// USART Transmitter: On  
// USART Mode: Asynchronous  
// USART Baud Rate: 4800  
UCSRA=0x00;  
UCSRB=0x08;  
UCSRC=0x86;  
UBRRH=0x00;  
UBRRL=0x33;
```

```

// Analog Comparator initialization
// Analog Comparator: Off
// Analog Comparator Input Capture by Timer/Counter 1: Off
ACSR=0x80;
SFIOR=0x00;

// ADC initialization
// ADC disabled
ADCSRA=0x00;

// SPI initialization
// SPI disabled
SPCR=0x00;

// TWI initialization
// TWI disabled

TWCR=0x00;
OCR1A = f+a;
//hitung=f;

while (1)
{
// Place your code here
if(PIND.7==1)
{

if(PINC.2==0)
{
delay_ms (10);
// while (PINC.2==0);
// {
a=0;
PORTD.4=1;
//OCR1A=f+a;

```



```

    freq=f+a;
    //OCR1A=freq;
    OCR1A=((8000000-(2*freq))/(2*freq));
    TCCR1A=0x40;
    //TCCR1B=0x0C;
    TCCR1B=0x09;
    // }
    while (PINC.2==0);
}
if(PINC.3==0)
{
    delay_ms (10);
    //while (PINC.3==0);
    // {
        a=25;
        PORTD.4=1;
        // OCR1A=f+a;
        freq=f+a;
        // OCR1A=freq;
        OCR1A=((8000000-(2*freq))/(2*freq));
        TCCR1A=0x40;
        //TCCR1B=0x0C;
        TCCR1B=0x09;
    // }
    while (PINC.3==0);
}
if(PINC.4==0)
{
    delay_ms (10);
    //while (PINC.4==0);
    // {
        a=50;
        PORTD.4=1;
        // OCR1A=f+a;
        freq=f+a;
        // OCR1A=freq;
        OCR1A=((8000000-(2*freq))/(2*freq));
    }
}

```

```

TCCR1A=0x40;
//TCCR1B=0x0C;
TCCR1B=0x09;
}
while (PINC.4==0);
}
if(PINC.5==0)
{
delay_ms (10);
//while (PINC.2==0);
// {
a=75;
PORTD.4=1;
// OCR1A=f+a;
freq=f+a;
// OCR1A=freq;
OCR1A=((8000000-(2*freq))/(2*freq));
TCCR1A=0x40;
//TCCR1B=0x0C;
TCCR1B=0x09;
// }
while (PINC.5==0);
}
// OCR1A=f+a ;
PORTD.4=0;
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
// }

}
if(PIND.7==0)
{
if(PINC.3==0)
{
delay_ms( 1);
while(PINC.3==0);
}
}
}

```

```
        f=f+1;
    }
    if(PINC.5==0)
    {
        delay_ms(1);
        while(PINC.5==0);
        f=f-1;
    }

}
putchar(f);
}
```

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

Program Pada PC/Laptop

```
unit Unit1;
```

```
interface
```

```
uses
```

```
Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics,  
Controls, Forms,  
Dialogs, SLCommonFilter, SLBasicGenericReal, SLGenericReal,  
ALCommonSplitter, ALAudioToReal, LPComponent,  
ALAudioIn, StdCtrls,  
Buttons, TeEngine, Series, ExtCtrls, TeeProcs, Chart, ComCtrls,  
math;
```

```
type
```

```
TForm1 = class(TForm)  
PageControl1: TPageControl;  
TabSheet1: TTabSheet;  
Chart1: TChart;  
Chart2: TChart;  
Series1: TLineSeries;  
BitBtn1: TBitBtn;  
BitBtn2: TBitBtn;  
ALAudioIn1: TALAudioIn;  
ALAudioToReal1: TALAudioToReal;  
SLGenericReal1: TSLGenericReal;  
SaveDialog1: TSaveDialog;  
OpenDialog1: TOpenDialog;  
Series2: TBarSeries;  
TabSheet2: TTabSheet;  
Chart3: TChart;  
Chart4: TChart;  
Series4: TLineSeries;  
GroupBox1: TGroupBox;  
GroupBox2: TGroupBox;  
Series5: TLineSeries;  
Series6: TLineSeries;  
Series7: TLineSeries;
```

```
Label1: TLabel;  
OpenDialog2: TOpenDialog;  
GroupBox3: TGroupBox;  
Edit14: TEdit;  
Edit15: TEdit;  
Edit16: TEdit;  
Edit17: TEdit;  
Edit18: TEdit;  
Edit19: TEdit;  
Edit20: TEdit;  
Edit21: TEdit;  
BitBtn5: TBitBtn;  
Label3: TLabel;  
Label4: TLabel;  
Label5: TLabel;  
Label6: TLabel;  
Label7: TLabel;  
Label8: TLabel;  
Label9: TLabel;  
Label10: TLabel;  
BitBtn10: TBitBtn;  
BitBtn11: TBitBtn;  
BitBtn12: TBitBtn;  
Series8: TLineSeries;  
Series3: TBarSeries;  
Label2: TLabel;  
Label11: TLabel;  
Label12: TLabel;  
procedure BitBtn1Click(Sender: TObject);  
procedure SLGenericReal1ProcessData(Sender: TObject;  
  InBuffer: ISLRealBuffer; var OutBuffer: ISLRealBuffer;  
  var SendOutputData: Boolean);  
procedure delay(lama:real);  
procedure BitBtn2Click(Sender: TObject);  
procedure generatesinyal;  
procedure BitBtn5Click(Sender: TObject);  
procedure BitBtn12Click(Sender: TObject);
```

```

private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;

var
  Form1: TForm1;
  filename      : Textfile;
  max_data      : integer;
  x_n           : array [0..18000] of real;
  x_in,xk       : array [0..18000] of extended;
  buff,Re,buff3 : extended;
  Im, buff2     : real;
  sinyal, sinyaln : array [0..9000] of extended;
  in_1          : array [1..5,1..5,0..8000] of extended;
  in_2          : array [0..8000] of extended;

  amplitudo,frekuensi :array[0..3] of real;

const
  max_data2 = 4000;
  fs = 8000;
  total_data = 16000;

implementation

{$R *.dfm}

procedure TForm1.delay(lama:real);
var
  ref:real;
begin
  ref:=gettickcount;
  repeat application.processmessages;
  until ((gettickcount-ref)>=lama);
end;

```

```

procedure TForm1.generatesinyal;
var
k : integer;
begin

series1.Clear;
series2.Clear;
amplitudo[0]:=strtofloat(edit14.Text);
amplitudo[1]:=strtofloat(edit15.Text);
amplitudo[2]:=strtofloat(edit16.Text);
amplitudo[3]:=strtofloat(edit17.Text);
frekuensi[0]:=strtofloat(edit18.Text);
frekuensi[1]:=strtofloat(edit19.Text);
frekuensi[2]:=strtofloat(edit20.Text);
frekuensi[3]:=strtofloat(edit21.Text);

for k:=0 to total_data-1 do

xk[k]:=(amplitudo[0]*sin(2*pi*frekuensi[0]*k/fs))+(amplitudo
[1]*sin(2*pi*frekuensi[1]*k/fs))+(amplitudo[2]*sin(2*pi*freku
ensi[2]*k/fs))+(amplitudo[3]*sin(2*pi*frekuensi[3]*k/fs));

for k:=0 to total_data-1 do
begin
series1.AddXY(k,xk[k]);
end;
end;

procedure TForm1.BitBtn5Click(Sender: TObject);
begin
generatesinyal;
end;

procedure TForm1.BitBtn1Click(Sender: TObject);
begin
if BitBtn1.Caption = 'STOP' then
begin
BitBtn1.Caption := 'RECORD';

```



```

    ALAudioIn1.Stop();
end
else
begin
    BitBtn1.Caption := 'STOP';
    ALAudioIn1.Start();
end;
end;

```

```

procedure TForm1.SLGenericReal1ProcessData(Sender: TObject;
InBuffer: ISLRealBuffer; var OutBuffer: ISLRealBuffer;
var SendOutputData: Boolean);
var j : integer;
begin
series1.Clear;
with savedialog1 do
begin
    Filter := 'Text|*.dat';
    defaulttext := 'dat';
    initialdir := 'D:\TA DELPHI';
end;

if savedialog1.execute then
begin
    assignfile(filename,savedialog1.FileName);
    rewrite(filename);
    for j := 0 to InBuffer.GetSize()-1 do
begin
x_n[j] := InBuffer.Items[j];
//Chart1.Series[ 0 ].Add( InBuffer.Items[j], ", clteecolor );
writeln(filename,x_n[j],' 'j);
end;
closefile(filename);
end;
for j := 0 to InBuffer.GetSize()-1 do
begin
Series1.AddXY(j*1000/fs,x_n[j]);
end;
max_data := InBuffer.GetSize();

```

```

BitBtn1.Caption := 'RECORD';
ALAudioIn1.Stop();
end;

procedure TForm1.BitBtn12Click(Sender: TObject);
var a,n,f : integer;
begin
    max_data := total_data;
    for n:=0 to max_data-1 do
    begin
        x_in[n]:= xk[n];
    end;

    Series2.Clear;
    Series3.Clear;
    for f:= 0 to (max_data div 2)-1 do
    begin
        buff := 0;
        buff2 := 0;
        for n:= 0 to max_data do
        begin
            Re := x_in[n]*cos((2*pi*n*f)/(max_data));
            Im := x_in[n]*(-1)*sin((2*pi*n*f)/(max_data));
            buff := buff + Re;
            buff2 := buff2 + Im;
        end;
        sinyaln[f] := sqrt(sqr(buff) + sqr(buff2))/(max_data div 2);
        Series2.AddXY(f*fs/max_data,sinyaln[f]);
        Series3.AddXY(f*fs/max_data,sinyaln[f]);
    end;
end;

procedure TForm1.BitBtn2Click(Sender: TObject);
var a,c,d : integer;
begin
    with opendialog1 do
        begin

```

```

Filter := 'Text|*.dat';
defaulttext := 'dat';
initialdir := 'D:\Final Project';
end;
if opendialog1.Execute then
begin
assignfile(filename,opendialog1.FileName);
reset(filename);
for a:= 0 to max_data do
begin
readln(filename,x_in[a]);
end;
end;
closefile(filename);

Series2.Clear;
Series3.Clear;
for d:= 0 to (max_data div 2)-1 do
begin
buff := 0;
buff2 := 0;
for c:= 0 to max_data-1 do
begin
Re := x_in[c]*cos((2*pi*c*d)/(max_data));
Im := x_in[c]*(-1)*sin((2*pi*c*d)/(max_data));
buff := buff + Re;
buff2 := buff2 + Im;
end;
sinyaln[d] := (sqrt(sqr(buff) + sqr(buff2)))/(max_data div 2);
Series2.AddXY(d*fs/max_data,sinyaln[d]);
Series3.AddXY(d*fs/max_data,sinyaln[d]);
end;

with savedialog1 do
begin
Filter := 'Text|*.dat';
defaulttext := 'dat';
initialdir := 'D:\Final Project\INPUT';
end;

```

```
if savedialog1.execute then
begin
assignfile(filename,savedialog1.FileName);
rewrite(filename);
for d:= 0 to (max_data div 2)-1 do
begin
writeln(filename,sinyaln[d], ' ',d);
end;
end;
closefile(filename);
end;
end.
```

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Surabaya pada tanggal 1 Mei 1990. Sebagai anak pertama dari empat bersaudara, penulis mengawali kegiatan pendidikan formal di SDN Rungkut Menanggal III Surabaya, yang kemudian dilanjutkan di SMPN 1 Surabaya, SMAN 2 Surabaya dan pada tahun 2008 penulis diterima sebagai mahasiswa di jurusan Teknik Elektro ITS. Selama menjalani perkuliahan, penulis aktif dalam kegiatan organisasi seperti Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro ITS dan BEM ITS. Penulis juga aktif menjadi pembicara di beberapa pelatihan di ITS seperti LKMM TD, LKMM TM, upgrading fungsionaris, dan sebagainya. Selain itu, penulis juga turut berpartisipasi sebagai asisten praktikum di bidang studi elektronika.

Email : kanindito@rocketmail.com