

47260/14/12



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

RSE
616.740 7497
Rcm
S-1
2012

TUGAS AKHIR - TE 091399

SISTEM PENGENALAN VOKAL MENGGUNAKAN SINYAL ELECTROMYOGRAPH (EMG)

Toyibah Romlah
NRP 2205100035

Dosen Pembimbing
Dr. Tri Arief Sardjono, ST, MT
Ir.Siti Halimah Baki,MT

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2012

PERPUSTAKAAN ITS	
Tgl. Terima	10 - 2 - 2012
Terima Dari	H
No Agenda Prp.	-



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT - TE091399

**VOWEL RECOGNITION SYSTEM USING
ELECTROMYOGRAPH SIGNAL (EMG)**

Toyibah Romlah
NRP 2205100035

Supervisor
Dr. Tri Arief Sardjono, ST, MT
Ir.Siti Halimah Baki,MT

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2012

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “ Sistem Pengenalan Vokal Menggunakan Sinyal *Electromyograph* (EMG) ” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka.

Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, 3 Februari 2012

Toyibah Romlah
NRP. 2205100035

SISTEM PENGENALAN VOKAL MENGGUNAKAN SINYAL ELECTROMYOGRAPH (EMG)

TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik**

**Pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro**

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

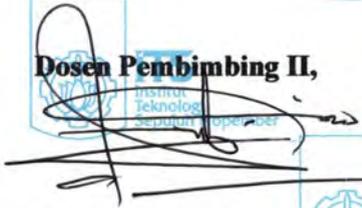
Menyetujui :

Dosen Pembimbing I,

Dosen Pembimbing II,



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



Ir. Siti Halimah Baki, MT
NIP. 195611211983032001



**SURABAYA
FEBRUARI, 2012**



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh

ABSTRAK



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

ABSTRAK

Kanker laring merupakan keganasan pada pita suara atau daerah lainnya di tenggorokan. Kanker laring biasanya diobati dengan operasi pengangkatan laring atau terapi radiasi yang juga disebut radioterapi. Cara pengobatan yang dilakukan dengan operasi pengangkatan laring menyebabkan penderita kanker laring kehilangan suaranya untuk selamanya. *Electromyograph* (EMG) merupakan sebuah alat untuk mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot. Potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot artikulasi akan digunakan untuk mengenali pengucapan huruf vokal. Dengan sistem pengenalan vokal menggunakan sinyal *Electromyograph* (EMG) diharapkan kata yang akan diucapkan dapat dikenali sehingga selanjutnya diproses untuk membangkitkan *voice generator*. Pada tugas akhir ini dirancang sistem pengenalan vokal menggunakan sinyal EMG yang bekerja dengan mengolah sinyal dari otot artikulasi.

Hasil Penelitian ini mampu membedakan sinyal ucapan vokal A,I,O dan U dengan keberhasilan sebesar 37% .

Kata kunci : EMG

ABSTRACT

Cancer of the larynx is a malignancy on vocal cords or others area in throat. Cancer of the larynx is usually cured with surgical removal of the larynx or with radiation therapy, which also called radiotherapy. The treatment which is performed with surgical removal of the larynx can cause patients of larynx cancer lose his voice forever. With the vowel recognition system using Electromyograph signal (EMG). It was expected that spoken word could be identified and further processed to generate a voice generator. In this final project, vowel recognition system is designed by using the EMG signal that processed from the signals of the articulation muscle. Electromyograph (EMG) is a tool to detect the electric potential generated by muscle cells. It can be used to identify the pronunciation of vowels.

The success rate of this research to distinguish vowel speech signals A, I, O and was 37%.

Keywords : EMG.



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



KATA PENGANTAR



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, segala puji syukur penulis panjatkan kehadirat Allah Subhanahu Wata'ala atas limpahan berkat, rahmat, dan hidayah-Nya sehingga penelitian Tugas Akhir ini dapat berjalan lancar dalam penyelesaiannya. Serta tidak lupa shalawat dan salam bagi Nabi Muhammad SAW atas teladan bagi seluruh umat manusia. Selama pelaksanaan dan pengerjaan Tugas Akhir ini, penulis banyak menerima bimbingan, pengarahan, bantuan dan motivasi dari berbagai pihak. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis ingin menyampaikan penghargaan dan ucapan terima kasih yang sedalam-dalamnya kepada pihak-pihak sebagai berikut:

1. Orang tua atas segala do'a, nasihat, serta dukungannya.
2. Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT. dan Ir. Siti Halimah Baki, MT selaku dosen pembimbing atas bimbingan, inspirasi, pengarahan, serta motivasi yang diberikan selama pengerjaan penelitian Tugas Akhir ini.
3. Seluruh Bapak dan Ibu Pengajar di Jurusan Teknik Elektro ITS khususnya pada bidang studi elektronika, atas ilmu yang telah diberikan selama penulis menuntut ilmu di kampus ITS Surabaya.
4. Seluruh asisten bidang studi elektronika ITS angkatan 2004, 2005, 2006, 2007 dan 2008 atas semua bantuan yang diberikan dalam menyelesaikan permasalahan dalam Tugas Akhir ini.
8. Semua pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu per satu, atas segala bantuan dan do'a dalam penyelesaian penelitian Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari bahwa terdapat banyak kekurangan dalam penulisan Tugas Akhir ini. Oleh karena itu, penulis memohon maaf atas segala kekurangan yang ada. Pada akhirnya, semoga penelitian Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak pada umumnya dan bagi rekan-rekan di Teknik Elektro ITS pada khususnya.

Surabaya, Februari 2012

Penulis
Toyibah Romlah



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

DAFTAR ISI



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	xi
BAB I	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	4
1.7 Relevansi	4
BAB II	5
2.1 <i>Elektromyograph</i>	5
2.2 Elektroda	7
2.3 Penguat Instrumentasi	8
2.4 Filter Analog	9
2.4.1 Filter <i>Band Pass</i> (BPF)	10
2.4.2 Filter <i>Low Pass</i> (LPF) Orde 2	11
2.5 Penguat Non Inverting	12
2.6 Mikrokontroler ATmega8	12
2.6.1 Deskripsi Pin	13
2.6.2 ADC Internal Mikrokontroler ATmega8	15
2.6.3 Timer/Counter0 8-bit	18
2.7 Komunikasi Serial	20
2.7.1 Komunikasi Serial RS 232 dan MAX 232	21
2.7.2 Modul USB to Serial	23
2.8 <i>Discrete Fourier Transform</i> (DFT)	24
2.9 Jaringan Syaraf Tiruan (Neural Network)	25
2.9.1 Struktur Dasar Pemodelan <i>Neuron</i>	26
2.9.2 Struktur Dasar Permodelan JST	26
2.9.3 Jaringan Syaraf Tiruan <i>Backpropagation</i>	27
BAB III	31
3.1 Diagram Blok dan Fungsi Sistem	31

3.2 Perancangan Perangkat Keras	33
3.2.1 Penguat Instrumentasi	33
3.2.2 Filter <i>Band Pass</i>	34
3.2.3 Penguat <i>Non Inverting</i>	37
3.2.4 Sistem minimum ATmega8	37
3.2.5 Komunikasi Serial Menggunakan Modul USB to Serial ...	38
3.3 Perancangan Perangkat Lunak	39
3.3.1 Perangkat Lunak Mikrokontroler	40
3.3.1.1 Pengaturan ADC internal mikrokontroler	41
3.3.1.2 Pengaturan frekuensi sampling	41
3.3.2 Program Komunikasi Serial	42
3.3.3 Perangkat Lunak Pada Komputer	45
BAB IV	49
4.1 Pengujian Penguat Instrumentasi	49
4.2 Pengujian Filter Analog	50
4.3 Pengujian Penguat <i>Non Inverting</i>	55
4.4 Pengujian Frekuensi Sampling ADC	56
4.5 Pengujian Komunikasi Serial	56
4.6 Pengujian Sistem	57
4.7 Pembahasan Sistem	63
BAB V	65
5.1 Kesimpulan	65
5.2 Saran	65
DAFTAR PUSTAKA	67
LAMPIRAN	69
BIODATA PENULIS	73



DAFTAR GAMBAR



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Posisi elektroda EMG1-EMG6	6
Gambar 2.2. Posisi elektroda EMG1-EMG7	7
Gambar 2.3. Sinyal kata nol melalui elektroda EMG1-EMG7	7
Gambar 2.4 Rangkaian PenguatInstrumentasi	9
Gambar 2.5 Filter Band Pass	10
Gambar 2.6 Filter <i>Low Pass</i> Orde 2	11
Gambar 2.7 Rangkaian <i>Non Inverting Amplifier</i>	12
Gambar 2.8 Pin-pin ATmega8	14
Gambar 2.9 Level tegangan RS-232	21
Gambar 2.10 IC MAX 232	21
Gambar 2.11 Virtual COM Port melalui Software-USB	22
Gambar 2.12 Rangkaian CDC-232 untuk ATtiny2313-20	22
Gambar 2.13 Modul USB to Serial	23
Gambar 2.14 <i>Serial Port</i> COM32	24
Gambar 2.15 Model matematis nonlinier dari suatu neuron	26
Gambar 2.16 JST <i>Backpropagation</i> (13)	28
Gambar 2.17 Fungsi sigmoid	29
Gambar 3.1 Diagram Blok Perangkat Keras	32
Gambar 3.2 Diagram Blok Perangkat Lunak	32
Gambar 3.3 Rangkaian Penguat Instrumentasi	33
Gambar 3.4 Filter <i>Band pass</i>	34
Gambar 3.5 Filter <i>low pass</i> orde 2	36
Gambar 3.6 Rangkaian <i>Non Inverting Amplifier</i>	37
Gambar 3.7 Sistem minimum ATmega8	38
Gambar 3.8 Perancangan komunikasi serial menggunakan modul USB to Serial	38
Gambar 3.9 Modul USB to Serial	39
Gambar 3.10 Board EMG	39
Gambar 3.11 Diagram alir program mikrokontroler	40
Gambar 3.12 Jendela <i>properties</i> modul USB to Serial	43
Gambar 3.13 Komponen <i>Tcomport</i>	43
Gambar 3.14 Setting <i>Baud rate</i>	44
Gambar 3.15 Arsitektur Jaringan propagasi balik	46
Gambar 3.16 Diagram Alir Program Propagasi Balik	46
Gambar 4.1 Sinyal Penguat Instrumentasi AD620 dari Osiloskop	50
Gambar 4.2 Grafik Pengujian Filter Analog Band Pass Filter	51

Gambar 4.3 Band Pass Filter dari Osiloskop	51
Gambar 4.4 Grafik Pengujian Filter Analog Low Pass Filter	53
Gambar 4.5 Low Pass Filter dari Osiloskop	53
Gambar 4.6 Grafik Pengujian <i>Non Inverting Amplifier</i>	55
Gambar 4.7 Penguat <i>Non Inverting</i>	55
Gambar 4.8 Pengujian frekuensi sampling ADC	56
Gambar 4.9 Tampilan komunikasi serial	57
Gambar 4.10 Sinyal EMG ucapan A	62
Gambar 4.11 Sinyal EMG ucapan A	62
Gambar 4.12 <i>Error</i> yang dicapai pada iterasi ke-27088	63
Gambar 4.13 Contoh Menampilkan <i>Pattern A</i>	63



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

DAFTAR TABEL



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Pemilihan Tegangan Referensi untuk ADC	16
Tabel 2.2 Pemilihan <i>Input Channel</i>	17
Tabel 2.3 Pemilihan Prescaler Untuk ADC	18
Tabel 2.4 Pemilihan Sumber Clock Untuk Timer/Counter0	19
Tabel 3.1 Klasifikasi Keluaran	45
Tabel 4.1 Pengujian penguat instrumentasi AD620	49
Tabel 4.2 Pengujian filter <i>Band pass filter</i>	52
Tabel.4.3 Pengujian filter Analog <i>Low Pass Filter</i>	54
Tabel 4.4 Pengujian <i>Non Inverting Amplifier</i>	55
Tabel 4.5 Pengujian Hasil Pengenalan Vokal	58



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB I – PENDAHULUAN



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kanker laring juga dapat disebut kanker atau karsinoma laring. Kebanyakan kanker laring adalah karsinoma sel *skuamosa*, yang mencerminkan asal-usul mereka dari sel *skuamosa* yang membentuk mayoritas epitel laring. Kanker laring dapat menyebar dengan ekstensi langsung ke struktur yang berdekatan, dengan *metastasis* ke kelenjar getah bening daerah leher rahim, atau lebih jauh melalui aliran darah[1].

Pengobatan kanker laring dapat dilakukan melalui pembedahan, radiasi, dan kemoterapi. Bagi penderita kanker laring yang sudah berhasil menjalani radiasi dan kemoterapi, masih diperlukan tahap rehabilitasi medik karena semua tindakan operasi bisa menimbulkan masalah seperti gangguan bicara, pernafasan, menelan, kekakuan pada otot leher dan rahang, adanya lubang di leher (*trachcostoma*), serta gangguan psikologis. Untuk penderita kanker laring yang menerima pengobatan dengan cara operasi pengangkatan laring, ada beberapa cara yang dapat dilakukan untuk dapat berbicara kembali meskipun tidak seperti ketika memiliki laring salah satunya adalah berbicara dengan menggunakan suara perut.[2].

Dengan. EMG pasien tuna laring tidak memerlukan latihan menggunakan suara perut. Sistem pengenalan sinyal EMG merupakan teknik untuk mengevaluasi aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot rangka. Dalam hal ini EMG dapat digunakan agar manusia dapat berkomunikasi tanpa suara cukup hanya memanfaatkan gerakan otot leher. *Electromyograph* (EMG) merupakan sebuah mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot, ketika sel-sel ini elektrik atau neurologis diaktifkan. Sinyal dapat dianalisis untuk mendeteksi kelainan medis dan tingkat aktivitas otot. Penelitian untuk mendeteksi otot vokal tentunya harus ditunjang oleh perangkat yang dapat memproses data secara cepat serta dapat menyimpan data dalam jumlah besar. Sebuah *personal computer* (PC) ataupun laptop dapat menunjang penelitian tersebut. Pada tugas akhir ini untuk membuat sistem pengenalan sinyal ucapan vokal manusia, kami menggunakan sampel sinyal yang dapat

dikenali adalah a,i,e,o,u Input dari EMG ini ditransformasikan ke dalam domain frekuensi dengan diskrit fourier transform (DFT). Hasil DFT selanjutnya diproses dengan jaringan saraf tiruan *back propagation* untuk melakukan pengenalan sinyal.

Tugas akhir ini bertujuan untuk merancang sistem pengenalan kata menggunakan sinyal EMG, seseorang penderita tuna laring tidak harus berlatih pernafasan abdominal, dengan sistem ini mereka sudah mampu berbicara.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang akan dibahas dalam tugas akhir ini antara lain :

1. Bagaimana menentukan otot mana yang dapat menghasilkan sinyal kata yang akurat?
2. Bagaimana menganalisa sinyal EMG?
3. Bagaimana mengubah sinyal EMG dari sinyal analog ke digital?
4. Bagaimana normalisasi sinyal dengan tujuan mendapatkan sinyal dengan ukuran yang sama walaupun kata yang diucapkan berbeda?

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut :

1. Menghasilkan sistem yang mampu menghasilkan ucapan vokal berdasarkan sinyal EMG yang telah di filter.
2. Dapat digunakan sebagai solusi bagi orang-orang yang kehilangan laringnya atau kemampuan bicarannya.

1.4 Batasan Masalah

Dalam pengerjaan tugas akhir ini, terdapat beberapa batasan masalah yang digunakan antara lain :

1. Mengolah sinyal EMG menjadi data yang dapat dikenali.
2. Perancangan software ucapan vokal berdasarkan sinyal EMG yang telah di filter.
3. Memberikan perintah tanpa bersuara atau diam.
4. Data yang dihasilkan ditampilkan di personal *computer*.

1.5 Metodologi Penelitian

Metodologi yang digunakan pada penelitian tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Studi Literatur

Pemahaman konsep mengenai *Electromyograph* secara umum. Mempelajari instrumentasi-instrumentasi dalam konsep *interfacing* menggunakan USB. Mempelajari proyek-proyek dan tugas akhir yang berkaitan dengan EMG maupun USB. serta pemahaman tentang desain rangkaian yang dibutuhkan guna mendapatkan hasil yang diharapkan.

2. Perancangan dan pembuatan perangkat keras

Merencanakan sistem yang akan digunakan meliputi perancangan EMG dan sistem akuisisi data. Pembuatan alat EMG menggunakan USB.

3. Perencanaan dan pembuatan perangkat lunak

Pada tahap ini dilakukan perancangan dan pembuatan perangkat lunak untuk mendapatkan sinyal EMG yang baik. Tahapan ini meliputi pembuatan perangkat lunak untuk menampilkan sinyal EMG, pembuatan filter digital untuk menghilangkan noise pada sinyal EMG dan aplikasi dari program pedeteksi kata a,i,u,e,o.

4. Penggabungan software dan hardware

Penggabungan sistem perangkat keras yang mengolah sinyal secara analog dengan perangkat lunak yang telah dibuat untuk melihat sinkronisasi dan kecepatan kerja sistem.

5. Pengujian

Pada tahap ini dilakukan pengujian terhadap sistem yang telah dibuat. Dengan parameter keberhasilannya adalah kesesuaian antara sinyal yang ditangkap dengan bagian yang diinginkan.

6. Evaluasi

Apabila hasil yang diperoleh dari tahap pengujian terjadi ketidaksesuaian pada sinyal yang direkam atau mungkin kurang memuaskan secara bentuk dan ketelitian pengambilan, maka perlu diadakan evaluasi pada perangkat lunak dan perangkat keras serta sistem secara keseluruhan. kemudian dilakukan pengujian ulang sampai parameter keberhasilan telah dicapai.

7. Penarikan Kesimpulan dan Penulisan Buku Tugas Akhir

Kesimpulan tentang kinerja dari alat ini dapat ditarik dan dilakukan pengambilan data. Kemudian dilakukan penulisan buku tugas akhir.

1.6 Sistematika Penulisan

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

❖ Bab 1 : Pendahuluan

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

❖ Bab 2 : Teori Penunjang

Bab ini menjelaskan sekilas tentang *elektromyograf*, penguat instrumentasi, komunikasi dengan USB, serta mikrokontroler AVR.

❖ Bab 3: Perancangan Alat

Bab ini menjelaskan tentang perencanaan sistem baik perangkat keras maupun perangkat lunak. Bab ini juga menjelaskan tentang modul – modul yang digunakan untuk menyusun sistem utama dan pembantu simulasi secara keseluruhan.

❖ Bab 4 : Pengujian Alat

Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dari tiap blok subsistem dan mengevaluasi hasil tersebut.

❖ Bab 5 : Penutup

Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan dari sistem telah dibuat berdasarkan kinerja alat dan hasil analisa data. Bab ini juga menyertakan saran untuk pengembangan ke depan.

1.7 Relevansi

Hasil yang diperoleh dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberi manfaat berikut:

1. Mempermudah penelitian deteksi kata.
2. Menjadi dasar pengembangan teknik akuisisi data menggunakan USB
3. Dapat digunakan untuk membantu penderita tuna laring.
4. Menjadi bahan penelitian lanjutan.



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB II – TINJAUAN PUSTAKA



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Electromyograph*

Electromyograph (EMG) adalah proses perekaman aktivitas listrik otot. Sebagaimana serat otot menghasilkan arus listrik kecil sebagai bagian dari proses sinyal untuk serat otot berkontraksi. Ada dua metode dasar untuk mengukur sinyal elektromiograf yaitu invasif dengan menggunakan elektroda kawat halus yang dimasukkan langsung ke dalam otot atau non invasif dengan menerapkan elektroda ke permukaan kulit. Elektroda kawat halus memungkinkan pengujian otot yang mendalam atau kecil dan memiliki luas pick-up yang lebih spesifik dari elektroda permukaan. Namun, jarum dapat menyebabkan ketidaknyamanan dan pengukuran harus hanya dapat dilakukan oleh seorang dokter medis. Selain itu, sangat sulit untuk mengidentifikasi titik yang sama penyisipan dalam sesi rekaman berturut-turut. Ada potensi lebih untuk *cross-talk* dari otot yang berdekatan dan hanya sinyal-sinyal dari otot permukaan dapat diukur secara baik.

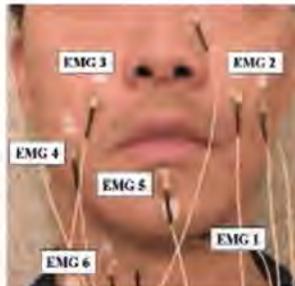
Sinyal *electromyograph* (EMG) dapat diukur dengan menerapkan elemen konduktif atau elektroda permukaan kulit, atau invasif dalam otot. Pengukuran permukaan EMG metodenya lebih umum karena non-invasif dan dapat dilakukan oleh selain dokter. Pengukuran EMG tergantung pada sejumlah faktor dan sinyal amplitudo EMG dari μV sampai mV, Sumber listrik adalah otot membran potensial sekitar -90 mV. Diukur EMG berbagai potensi antara kurang dari 50 μV dan sampai 20 atau 30 mV, tergantung pada otot dibawah pengamatan. Amplitudo dan sinyal frekuensi domain waktu EMG tergantung pada faktor-faktor antara lain:

- waktu dan intensitas kontraksi otot
- jarak elektroda dari daerah otot yang aktif
- sifat dari jaringan atasnya (misalnya ketebalan kulit di atasnya dan adipose jaringan)
- elektroda dan sifat penguat
- kualitas dari kontak antara elektroda dan kulit

Dalam kebanyakan kasus, informasi mengenai waktu dan intensitas kontraksi otot yang diinginkan. Namun demikian, ada metode untuk mengurangi sinyal yang di sebabkan yang bukan otot.

Sebagai contoh, banyak variabilitas dalam sinyal EMG dapat diminimalkan melalui:

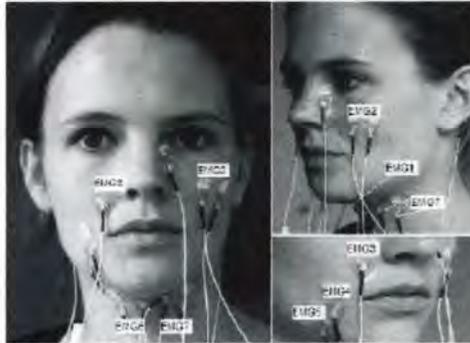
- Menggunakan elektroda yang sama dan penguat (yaitu parameter sinyal yang sama pengkondisian)
- Memastikan konsistensi dalam kualitas kontak antara elektroda dan kulit



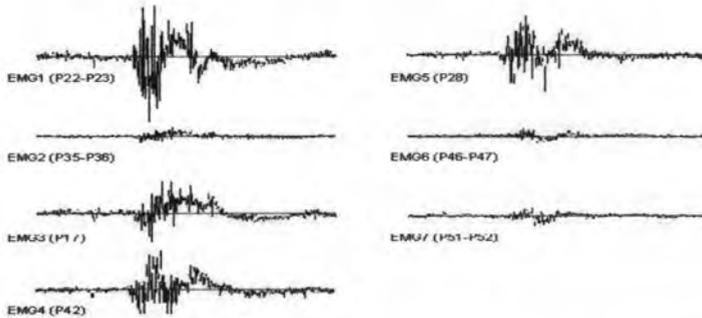
Gambar 2.1. Posisi elektroda EMG1-EMG6[3]

Sinyal EMG direkam dengan enam pasang Ag / Ag-Cl permukaan elektroda melekat pada kulit, seperti yang ditunjukkan pada Gambar. 1. Selain itu, referensi dasar untuk sinyal EMG terhubung melalui elektroda tombol perekat diri ditempatkan di kiri pergelangan tangan. Keenam pasangan elektroda diposisikan dalam rangka untuk mengambil sinyal dari otot artikulasi yang sesuai: yang *angulis levator oris* (EMG2, 3), *zygomaticus* utama (EMG2, 3), *platysma* (EMG4), yang *oris orbicularis* (EMG5), perut *anterior digastric* (EMG1), dan lidah (EMG1, 6). Dua enam saluran (EMG2, 6) diposisikan dengan konfigurasi bipolar klasik, jarak antara elektroda 2cm. Salah satu elektroda ditempatkan langsung pada otot-otot artikulatori sedangkan elektroda lain digunakan sebagai referensi baik di hidung (EMG1) atau keduanya telinga (EMG 3,4,5). Semua pasangan elektroda yang terhubung ke EMG, dimana setiap pasangan elektroda deteksi mengambil EMG sinyal dan elektroda *ground* sebagai referensi. Instrumentasi EMG adalah rangkaian diferensial yang diperkuat, difilter dengan frekuensi *cut-off low pass filter* 300 Hz, frkuensi *cut-off high-pass filter* 1HZ sedangkan frekuensi sampelnya 600Hz[3].

Berikut ini hasil dari pemilihan posisi menggunakan sistem *baseline* beserta gambar sinyalnya.



Gambar 2.2 Posisi elektroda EMG1-EMG7[4]



Gambar 2.3 Sinyal kata nol melalui elektroda EMG1-EMG7[4]

2.2 Elektroda[5]

Elektroda permukaan mudah untuk menerapkan dan aplikasinya tidak melibatkan rasa sakit fisik, Arus listrik kecil yang dihasilkan oleh serat-serat otot sebelum produksi otot kekuatan. Arus tersebut dihasilkan oleh pertukaran ion di seluruh serat otot membran, bagian dari proses sinyal untuk serat-serat otot untuk berkontraksi. Elektroda metal Ag yang dilapisi tipis cairan AgCl. Macam- macam jenis elektroda permukaan tubuh:

1. Elektroda *Metal- Plate*
 - Dasar : konduktor *metal*: kontak dengan kulit.

- Elektrolit gel berguna untuk mempertahankan kontak dengan kulit
- Macam-macam *metal-plate*
- a. Plat metal seperti silinder
 - b. Metal *disk*
 - c. Disk yang besar dari busa plastic dengan silver-plated disk
2. Elektroda *Suction*
 - modifikasi elektroda metal-plate
 - tidak diperlukan perekat: suction
 3. Elektroda *Floating*

Tidak kontak langsung dengan kulit: metal disk dikelilingi oleh elektrolit gel

Ada elektroda *floating* : *disposable*
 4. Elektroda *Flexible*

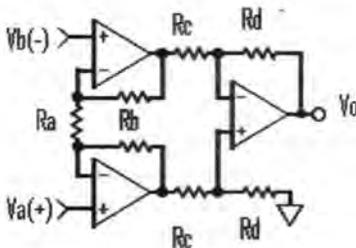
Permukaan tubuh tidak rata: solid (-) : bayi premature □ nilon diregang, diliputi partikel perak
 5. Elektroda *Dry*
 - lengket ke kulit tanpa gel
 - disk stainless steel, diameter 7 mm

2.3 Penguat Instrumentasi[6]

Sinyal tubuh umumnya memiliki amplitudo yang sangat kecil dalam jangkauan mV. Sehingga dalam sistem instrumentasi biomedik modern, peran rangkaian penguat sangat penting. Penguat untuk sinyal biomedik sering disebut sebagai penguat biopotensial. Dalam hal ini penguat digunakan untuk menguatkan sinyal dengan tetap memelihara bentuk dan karakteristik dari sinyal asli. Penguat awal biopotensial jantung menggunakan serangkaian penguat operasional yang umum disebut sebagai penguat instrumentasi. Sifat rangkaian ini memenuhi syarat-syarat yang dibutuhkan rangkaian penguat biopotensial jantung yaitu:

1. Memiliki impedansi *input* yang tinggi, agar sinyal *input* tidak terpengaruh oleh impedansi rangkaian sebelumnya (untuk differensial > 2.5 Mohm, *common mode* > 100 Mohm).
2. CMMR (*common mode rejection ratio*) tinggi, interferensi dapat pula timbul secara terus-menerus pada kedua *input* 16 (misal interferensi dari jala-jala listrik 50 Hz), ini disebut juga sinyal *common-mode*. Penguat yang memiliki CMMR yang tinggi berarti memiliki kemampuan yang lebih baik untuk menapis noise.

3. Penguatannya dapat diatur dengan mudah.
4. *Low noise*, amplitudo sinyal *input* dari tubuh yang sangat rawan terhadap *noise*, bahkan mungkin dapat hilang karena *noise*. Maka perlu karakteristik penguat yang *low noise*.
5. Nilai komponen dengan toleransi rendah (1%). Rangkaian penguat instrumentasi ini dibentuk dari dua penguat *non-inverting* dan satu penguat diferensial (*differential amplifier*) seperti yang ditunjukkan pada gambar dibawah ini.



Gambar 2.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Besar penguatan rangkaian dapat diturunkan dengan menggunakan hukum tegangan Kirchhoff (KVL) adalah sebagai berikut :

$$\frac{V_o}{V_a - V_b} = \left[1 + \frac{2R_b}{R_a} \right] \left[\frac{R_d}{R_c} \right] \quad (2.1)$$

$$R_G = \frac{49.4k\pi}{G-1} \quad (2.2)$$

Rangkaian penguat instrumentasi merupakan penguat awal, sehingga penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian ini tidak boleh terlalu besar. Ini untuk menghindari arus *offset* yang menyebabkan polarisasi pada elektroda, sehingga menghasilkan overpotensial polarisasi dan menimbulkan tegangan *offset* DC (*direct current*) yang besar pada *op-amp input*.

2.4 Filter Analog

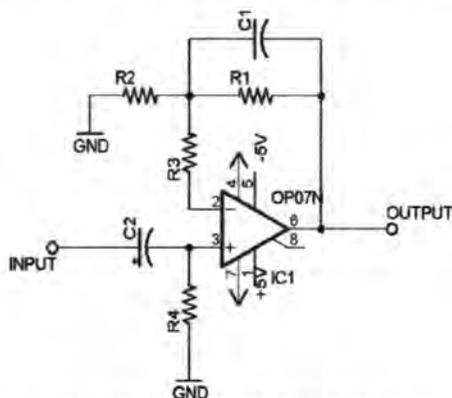
Sinyal EMG memiliki amplitudo yang sangat kecil sehingga rawan terhadap interferensi dari sinyal lain seperti sinyal otot, pergerakan transduser dan interferensi dari tegangan jala untuk meredam sinyal-

sinyal interferensi tersebut maka digunakan rangkaian filter untuk mendapatkan sinyal EMG yang baik. Filter adalah rangkaian yang digunakan untuk melewatkan sinyal-sinyal dengan frekuensi yang diinginkan dan meredam sinyal-sinyal di luar batas frekuensi yang diinginkan.

Penyaringan pada frekuensi tinggi dapat meredam interferensi dari gelombang elektromagnet, jala-jala listrik dan sinyal otot. Sedangkan penyaringan pada frekuensi rendah digunakan untuk meredam interferensi dari pergerakan elektroda. Penyaringan dilakukan pada *range* frekuensi tertentu sehingga dibutuhkan sebuah *band pass filter* (BPF) dan sebuah *low pass filter* (LPF) orde dua untuk meredam frekuensi tinggi lebih baik.

2.4.1 Band Pass Filter (BPF)[7]

Filter ini merupakan gabungan dari *low pass filter* dan *high pass filter*. Rangkaian *band pass filter* terletak pada rangkaian pembatas level tegangan. Besarnya frekuensi *cut-off* dari *low pass filter* terletak pada komponen yang mempengaruhi frekuensi *cut-off* yaitu besar R1 dan C1. Sedangkan *high pass filter* terletak pada awal rangkaian dan komponen yang mempengaruhi frekuensi *cut off* pada rangkaian tersebut adalah R4 dan C2. Rangkaian tersebut juga memiliki penguat yang dipengaruhi oleh besarnya R1 dan R2.



Gambar 2.5 Band Pass Filter

Filter tersebut memiliki frekuensi *cut-off* bawah (f_{cl}) dan frekuensi *cut-off* atas (f_{ch}) yang masing-masing ditentukan oleh rumus sebagai berikut:

$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (2.3)$$

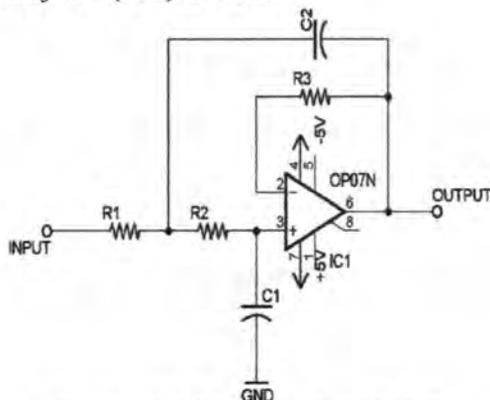
$$f_{ch} = \frac{1}{2\pi R_4 C_2} \quad (2.4)$$

Sedangkan penguatan pada rangkaian *band pass* filter ini ditentukan oleh rumus sebagai berikut :

$$A = \frac{R_1}{R_2} \quad (2.5)$$

2.4.2 Filter *Low Pass* (LPF) Orde 2

Karena sinyal hasil penyaringan dari filter *band pass* tidak begitu meredam komponen pada frekuensi tinggi, maka digunakan pula *low pass filter* (LPF) orde dua.



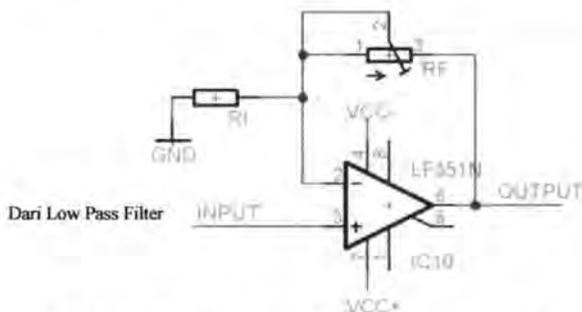
Gambar 2.6 Filter *Low Pass* Orde 2

Dengan menggunakan nilai $R_1 = R_2 = 0.5 R_3$ dan $C_2 = 2C_1$ maka didapatkan nilai frekuensi *cut-off* dari rangkaian tersebut dengan rumus sebagai berikut :

$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi\sqrt{2}R_1C_1} \quad (2.6)$$

2.5 Non Inverting Amplifier

Pada rangkaian *non inverting amplifier*, tegangan keluaran (V_o) mempunyai polaritas yang sama dengan tegangan masukannya. Rangkaian ini digunakan untuk mengatur besar level amplitudo sinyal dari rangkaian sine wave generator. Pengaturan amplitudo dilakukan dengan mengubah nilai tahanan variabel R_f .



Gambar 2.7 Rangkaian Non Inverting Amplifier

Besar penguatan tegangan dari rangkaian di atas ditunjukkan pada rumus berikut:

$$A_{cl} = 1 + \frac{R_f}{R_i} \quad (2.6)$$

2.6 Mikrokontroler ATmega8[8]

ATmega8 adalah 8-bit CMOS mikrokontroler berdaya rendah berbasis pada arsitektur AVR RISC (*Reduced Instruction Set Computing*). Dengan menjalankan perintah pada satu *clock cycle*, ATmega8 dapat menyelesaikan sekitar 1 MIPS (*Million Instruction Per Second*) per MHz, yang memungkinkan perancang sistem untuk mengoptimalkan konsumsi daya dengan kecepatan proses.

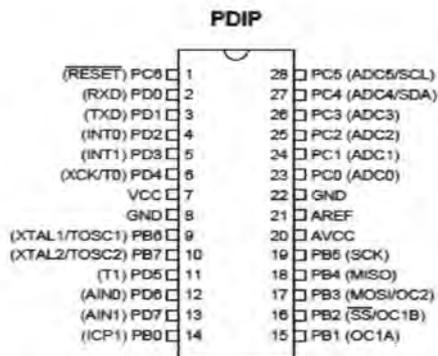
Inti AVR mengkombinasikan *instruction set* yang banyak dengan 32 register kerja umum. Seluruh 32 register ini terhubung secara langsung pada *Arithmetic Logic Unit* (ALU), yang memungkinkan dua register berbeda dapat diakses pada satu instruksi dalam satu *clock cycle*. Arsitektur yang didapatkan lebih efisien pada code dan memiliki kecepatan sepuluh kali lebih cepat dari mikrokontroler CISC (*Complex*

Instruction Set Computing) konvensional. ATmega8 menyediakan beberapa fitur diantaranya:

- 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.
- Interrupt 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 mode power saving.
- ATmega8 AVR didukung dengan berbagai macam program dan *system development tools*, diantaranya *C compilers*, *macro assemblers*, program *debugger/simulators*, *In-Circuit Emulators* dan *Evaluation kits*.

2.6.1 Deskripsi Pin

ATmega8 dengan kemasan PDIP memiliki konfigurasi sebagai berikut. Kemasan pin tersebut 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*. Selain itu juga terdapat pin RESET, VCC, GND 2 buah, VCC, XTAL1, XTAL2 dan AREF.



Gambar 2.8 Pin-pin ATmega8

Diskripsi dari pin-pin ATmega8 dijelaskan sebagai berikut:

1. VCC : *Supply* Tegangan Mikrokontroler.
2. GND : *Ground*
3. PORT B : Port B adalah 8 bit *bi-directional I/O port* dengan *internal pull-up resistor*. *Buffer output port B* ini mempunyai karakteristik *symmetrical drive* dengan kapabilitas *source* dan *sink* yang tinggi. *Port B* bersifat *tri-states* ketika kondisi *reset* menjadi aktif walaupun *clocknya* tidak bekerja.
4. PORT C : Port C adalah 7 bit *bi-directional I/O port* dengan *internal pull-up resistor*. *Buffer output port B* ini mempunyai karakteristik *symmetrical drive* dengan kemampuan *source* dan *sink* yang tinggi. Pin port C bersifat *tri-states* ketika kondisi *reset* pada mikrokontroler berlangsung sekalipun *clocknya* tidak bekerja. Jika *interface JTAG* diaktifkan maka *pull up resistor* di pin PC5(TDI), PC3(TMS), dan PC2(TCK) akan aktif.
5. PORT D : Port D adalah 8 bit *bi-directional I/O port* dengan *internal pull-up resistor*. Pin port D juga bersifat *tri-states* ketika kondisi *reset* menjadi aktif meskipun *clocknya* tidak bekerja.
6. RESET : pin untuk melakukan *reset* program yang sedang diproses.
7. AVCC : pin *supply* tegangan untuk Port A dan A/D converter. Sebaiknya pin ini tetap dihubungkan ke VCC meskipun ADC tidak digunakan. Namun jika fasilitas ADC internal digunakan maka pin ini dihubungkan ke VCC melalui sebuah *low pass filter* yang berupa rangkaian LC yang disusun secara seri. Sebab pin ini juga dapat difungsikan sebagai sumber referensi ADC internal. Rangkaian *low*

pass filter tersebut juga bertujuan meminimalkan *noise* dari *supply* saat ADC melakukan konversi. Sehingga kesalahan data konversi dapat dihindari.

8. XTAL1 : *input* penguat *inverting oscillator* dan *input internal clock*.
9. XTAL2 : output dari penguat *inverting oscillator*.
10. AREF : pin referensi analog untuk *A/D converter*

2.6.2 ADC Internal Mikrokontroler ATmega8

ATmega8 dilengkapi dengan *10-bit successive approximation* ADC. ADC tersebut terhubung pada sebuah *8-channel Analog Multiplexer* yang dapat mengkonversi delapan tegangan *input* pada port C. ADC pada *channel* ADC4 dan ADC5 akurasi dibatasi hanya sampai 8-bit. Sedangkan *channel* ADC[3:0] dan ADC[7:6] dapat digunakan untuk akurasi 10-bit penuh. ADC ini memiliki rangkaian *Sample and Hold* yang memastikan tegangan *input* yang masuk pada ADC ditahan pada *level* konstan selama proses konversi berlangsung. ADC memiliki tegangan *supply* analog yang dipisahkan yaitu pada pin AVCC. AVCC tidak boleh melebihi batas + 0.3V dari Vcc. ATmega8 menyediakan tegangan referensi internal biasanya sebesar 2.56V atau AVCC. Tegangan referensi dapat juga dihubungkan secara eksternal pada pin AREF melalui sebuah kapasitor untuk menghilangkan *noise*. Setelah proses konversi selesai, hasil konversi dapat dilihat pada *Result Register* ADC (ADCL, ADCH). Untuk konversi *single ended*, hasilnya adalah

$$ADC = \frac{V_{in}1024}{V_{ref}} \quad (2.7)$$

Dengan V_{IN} adalah pin *input* yang dipilih dan V_{ref} adalah tegangan referensi yang dipilih. 0x000 menunjukkan *analog ground* dan 0x3FF menunjukkan tegangan referensi dikurangi satu LSB.

Register-register yang digunakan pada proses konversi analog ke digital ini antara lain :

1. ADC Multiplexer Selection Register – ADMUX

Isi dari ADMUX ini adalah

bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	REFS1	REFS0	ADLAR		MUX3	MUX2	MUX1	MUX0	ADMUX
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

- **Bit 7:6 – REFS1:0: Bit Pilihan Referensi**
 Bit ini akan memilih tegangan referensi untuk ADC, seperti yang ditunjukkan pada tabel 2.1. Jika bit ini diubah pada saat proses konversi, perubahan tersebut tidak akan menimbulkan efek sampai proses konversi selesai. Tegangan referensi internal tidak dapat digunakan jika tegangan referensi eksternal digunakan pada pin AREF.

Tabel 2.1 Pemilihan Tegangan Referensi untuk ADC

REFS1	REFS0	Voltage Reference Selection
0	0	AREF, Internal V_{ref} turned off
0	1	AVCC with external capacitor at AREF pin
1	0	Reserved
1	1	Internal 2.56V Voltage Reference with external capacitor at AREF pin

- **Bit 5 – ADLAR: ADC Left Ajust Result**
 Bit ADLAR berpengaruh pada presentasi dari hasil konversi ADC pada register data ADC. Dengan mengisi satu pada ADLAR, hasil konversi akan digeser ke kiri, sebaliknya hasil konversi akan digeser ke kanan. Perubahan bit ADLAR akan berpengaruh langsung pada register data ADC meskipun sedang terjadi proses konversi.
- **Bit 3:0 – MUX3:0: Bit Pilihan *Analog Channel***
 Nilai dari bit-bit ini akan menentukan masukan *analog* mana yang dihubungkan dengan ADC. Untuk lebih jelaskan dapat dilihat pada tabel 2.2. Jika bit-bit ini diubah pada saat proses konversi, perubahan tersebut tidak akan berpengaruh sampai proses konversi selesai.

Tabel 2.2 Pemilihan *Input Channel*

MUX3_0	Single Ended Input
0000	ADC0
0001	AUX1
0010	ADC2
0011	AUX3
0100	ADC4
0101	AUX5
0110	ADC6
0111	ADC7
1000	
1001	
1010	
1011	
1100	
1101	
1110	1.23V (V_{ref})
1111	0V (GND)

2. ADC Control and Status Register A – ADCSRA

Isi dari ADCSRA ini adalah

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	ADEN	ADSC	ADFR	ADIF	ADIE	ADPS2	ADPS1	ADPS0	ADCSRA
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

- **Bit 7 – ADEN: ADC Enable**
Mengisi satu pada bit ini akan mengaktifkan ADC. Dengan mengisi bit ini nol, ADC akan dimatikan. Jika ADC dimatikan selama proses konversi maka proses konversi tersebut akan berakhir.
- **Bit 6 – ADSC: ADC Start Conversion**
Pada mode Single Conversion, tulis satu pada bit ini untuk memulai pada tiap proses konversi. Pada mode Free Running, tulis satu pada bit ini untuk memulai konversi pertama.
- **Bit 5 – ADFR: ADC Free Running Select**
Ketika bit ini di tulis satu, ADC bekerja pada mode Free Running
- **Bit 4 – ADIF: ADC Interrupt Flag**
Bit ini bernilai satu ketika konversi ADC selesai dan register data diupdate. ADC Conversion Complete Interrupt dieksekusi jika bit ADIE dan bit I pada SREG bernilai satu.
- **Bit 3 – ADIE: ADC Interrupt Enable**

Ketika bit ini ditulis satu dan bit 1 pada SREG bernilai satu, ADC Complete Interrupt diaktifkan.

- Bit 2:0 – ADPS2:0: ADC Prescaler Select Bits
Bit-bit ini menentukan faktor pembagi antara frekuensi XTAL dan *clock input* untuk ADC

Tabel 2.3 Pemilihan Prescaler Untuk ADC

ADPS2	ADPS1	ADPS0	Division Factor
11	11	11	7
0	0	1	2
0	1	0	4
0	1	1	8
1	0	0	16
1	0	1	32
1	1	0	64
1	1	1	128

2.6.3 Timer/Counter0 8-bit

Timer/Counter0 adalah modul *Timer/Counter* umum yang memiliki satu *channel*. Fungsi utama dari Timer/Counter0 ini antara lain:

- *Single Channel Counter*
- *Frequency Generator*
- *External Event Counter*
- *10-bit Clock Prescaler*

Beberapa register pada Timer/Counter0 antara lain *Timer/Counter* (TCNT0) yang merupakan register 8-bit. Sinyal permintaan interrupt dapat terlihat pada *Timer Interrupt Flag Register* (TIFR). Semua interrupt secara terpisah di-mask dengan *Timer Interrupt Mask Register* (TIMSK). *Timer/Counter* dapat di-*clock* secara internal atau melalui *prescaler*, atau dengan *clock* eksternal pada pin T0. Penjelasan mengenai register 8-bit Timer/Counter0 adalah sebagai berikut.

1. Timer/Counter Control Register – TCCR0

- Bit 2:0 – CS02:0: *Clock Select*

Tiga bit *clock select* berfungsi untuk memilih sumber *clock* yang akan digunakan oleh Timer/Counter dengan ketentuan seperti pada tabel 2.4

Tabel 2.4 Pemilihan Sumber Clock Untuk Timer/Counter0

CS02	CS01	CS00	Description
0	0	0	No clock source (Timer/Counter stopped)
0	0	1	clk _{cpu} (No prescaler)
0	1	0	clk _{cpu} /8 (From prescaler)
0	1	1	clk _{cpu} /64 (From prescaler)
1	0	0	clk _{cpu} /256 (From prescaler)
1	0	1	clk _{cpu} /1024 (From prescaler)
1	1	0	External clock source on T0 pin. Clock on falling edge.
1	1	1	External clock source on T0 pin. Clock on rising edge.

Jika mode pin eksternal digunakan untuk Timer/Counter0, transisi pada pin T0 akan menjadi *clock* untuk *counter* meskipun pin tersebut digunakan sebagai *output*. Fitur ini memungkinkan kontrol *software* dari perhitungan.

2. Timer/Counter Register – TCNT0

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	TCNT0[7:0]								TCNT0
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Timer/Counter Register memberikan akses langsung, baik untuk operasi baca maupun tulis, untuk unit 8-bit counter pada Timer/Counter.

3. Timer/Counter Interrupt Mask Register – TIMSK

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	OCIE2	TOIE2	TICIE1	OCIE1A	OCIE1B	TOIE1	-	TOIE0	TIMSK
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

- Bit 0 – TOIE0: Timer/Counter0 Overflow Interrupt Enable

Ketika bit TOIE0 ditulis satu dan I-bit pada Register Status bernilai satu, maka Timer/Counter0 Overflow Interrupt berfungsi.

4. Timer/Counter Interrupt Flag Register – TIFR

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
	OCF2	TOV2	ICF1	OCF1A	OCF1B	TOV1	–	TOV0	TIFR
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

- Bit 0 – TOV0: Timer/Counter0 Overflow Flag
Bit TOV0 akan bernilai satu ketika overflow muncul pada Timer/Counter0.

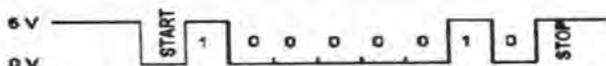
2.7 Komunikasi Serial

Pada saat ini dikenal dua cara komunikasi serial yaitu komunikasi data secara *asinkron* dan komunikasi data secara *sinkron*. Pada komunikasi data serial *sinkron*, *clock* dikirim bersama-sama dengan data serial, sedangkan komunikasi data serial *asinkron*, *clock* tidak dikirimkan bersama-sama data serial, tetapi dibangkitkan secara sendiri – sendiri baik pada sisi pengirim (*transmitter*) maupun pada sisi penerima (*receiver*). Pada IBM PC kompatibel port serialnya termasuk jenis *asinkron*. Komunikasi data serial ini dikerjakan oleh UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*). IC UART dibuat khusus untuk mengubah data paralel menjadi data serial dan menerima data serial yang kemudian diubah kembali menjadi data paralel. Mikronkontroler Atmega16 sudah dilengkapi dengan IC UART. Pada UART, kecepatan pengiriman data *Baud rate* dan fase *clock* pada sisi *transmitter* dan *receiver* harus *sinkron*. Untuk itu diperlukan *sinkronisasi* antara *transmitter* dan *receiver*. Hal ini dilakukan oleh bit “*Start*” dan bit “*Stop*”. Dalam keadaan *idle output* UART dalam keadaan logika “1” ketika *transmitter* akan mengirimkan data, *output* UART akan diset terlebih dahulu ke logika “0” untuk waktu satu bit. Sinyal pada *receiver* akan dikenali sebagai sinyal “*Start*” yang digunakan untuk *mensinkronkan* fase *clock*-nya sehingga *sinkron* dengan fase *clock transmitter*. Selanjutnya data akan dikirimkan secara serial dari bit paling rendah (bit 0) sampai bit tertinggi. Kemudian akan dikirim sinyal “*STOP*” sebagai akhir dari pengiriman data serial. Cara pemberian kode data akan disalurkan tidak tetap secara pasti.

2.7.1 Komunikasi RS-232 dan CDC 232

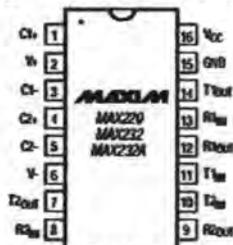
Karakteristik dari RS-232 memiliki ketentuan *level* tegangan sebagai berikut:

- Logika '1' disebut '*mark*' terletak antara -3 Volt hingga -25 Volt.
- Logika '0' disebut '*space*' terletak antara +3 Volt hingga +25Volt.
- Daerah tegangan antara -3 Volt hingga +3 Volt adalah *invalid level*, yaitu daerah tegangan yang tidak memiliki *level* logika pasti sehingga harus dihindari. Demikian juga, *level* tegangan lebih negatif dari -25 Volt atau lebih positif dari +25 Volt juga harus dihindari karena tegangan tersebut dapat merusak *line driver* pada saluran RS-232. Berikut ini adalah contoh pengiriman huruf 'A' (41 Hex / 1000001 biner) dalam format ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*) tanpa bit paritas yang dapat dilihat pada Gambar 2.17.



Gambar 2.9 Level tegangan RS-232

Kecepatan transmisi (*baudrate*) dapat dipilih bebas dalam rentang tertentu. *Baudrate* yang umum dipakai adalah 110, 135, 150, 300, 600, 1200, 2400 dan 9600 bps. Dalam komunikasi data serial, *baudrate* dari kedua alat yang berhubungan harus diatur pada kecepatan yang sama.

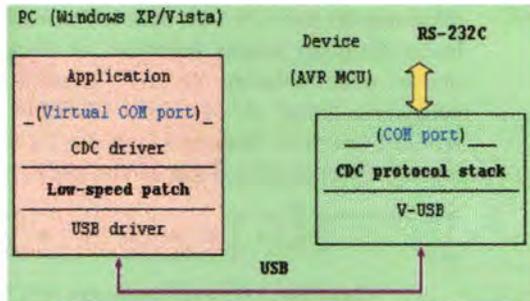


Gambar 2.10 IC MAX 232[9]

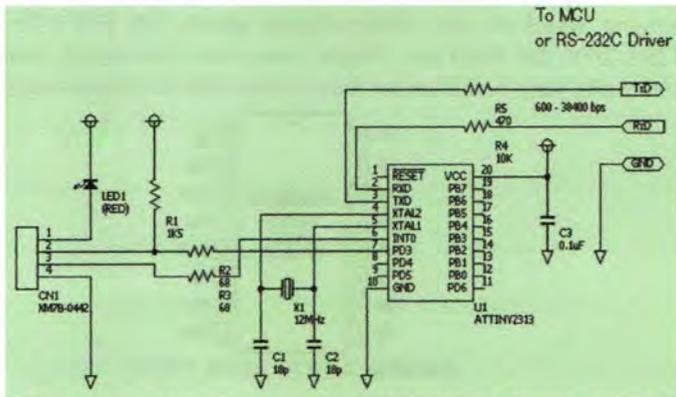
IC MAX 232 mempunyai 16 kaki dengan *supply* tegangan sebesar 5 volt. Kaki ke-16 sebagai *input* tegangan (Vcc), kaki ke-15 sebagai *Ground* (GND). Kaki 8 dan 13 sebagai *input* RS-232, sedangkan kaki 7 dan 14 sebagai *output* RS-232. RS 232 merupakan suatu *interface* yang

menghubungkan antara terminal data dari suatu peralatan yang melakukan pertukaran data biner secara serial. Konfigurasi masing – masing pin IC MAX 232 dapat dilihat pada Gambar 2.10.

CDC-232 menciptakan sebuah port COM virtual pada PC yang tidak memiliki real port RS-232. Hal ini memungkinkan komunikasi RS-232C (tanpa garis kontrol), setelah menghubungkan perangkat dan menginstal driver.berikut ini bagan *Virtual COM Port* melalui *Software-USB*.



Gambar 2.11 *Virtual COM Port* melalui *Software-USB*



Gambar 2.12 Rangkaian CDC-232 untuk ATtiny2313-20

Skematik diatas memperlihatkan LED merah sebagai indikator drop tegangan USB dari 5V ke 3.3V dan memberikan ke AVR.

Arusnya sekitar 10mA dan tidak cukup untuk mendorong rangkaian lainnya. Ketika melakukan hubungan ke MCU lain, menghubungkan Gnd dan menghubungkan TxD dan RxD. R4 membatasi arus bocor ketika MCU Vcc adalah 5V. Dapat juga dihilangkan jika Vcc sama. R5 melindungi pin TXD ketika di hubungkan ke Gnd. R4 dan R5 dapat dilangkan jika terhubung ke *driver* RS-232C seperti MAX232. Gunakan osilator kristal. Meskipun keramik resonator ini bekerja baik dalam banyak kasus, hal itu menjadi tidak stabil jika deviasi frekuensi lebih besar. ATtiny2313/AT90S2313 memiliki 2KB memori program[10].

2.7.2 Modul USB to Serial

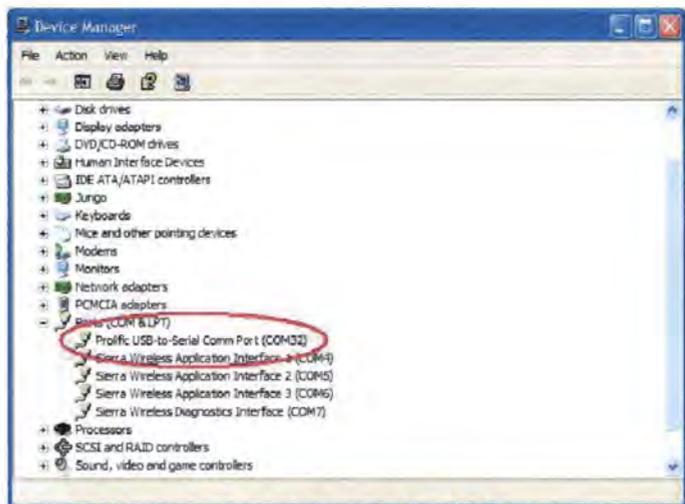
Komputer atau laptop saat ini hanya dilengkapi dengan port USB (*Universal Serial Bus*) untuk berkomunikasi dengan peralatan di luar. Oleh karena itu untuk mengatasi permasalahan tersebut digunakan modul USB to Serial. Modul USB to Serial berfungsi sebagai *Virtual Serial Port* pada komputer menggunakan port USB. Bila modul USB to Serial dihubungkan pada komputer maka akan muncul sebuah *port* serial yang baru. Hampir semua peralatan yang dihubungkan menggunakan USB dengan kecepatan rendah menggunakan komunikasi serial. Modul USB to Serial ditunjukkan pada gambar 2.13.



Gambar 2.13 Modul USB to Serial[11]

Modul ini memiliki 4 kaki yang terhubung pada USB dan 3 kaki untuk berkomunikasi secara serial dengan mikrokontroler. Karena komunikasi serial pada modul USB to Serial ini menggunakan komunikasi serial CDC-232 maka pada sisi mikrokontroler perlu ditambahkan konverter level tegangan RS-232. Saat awal modul ini dikoneksikan dengan komputer, akan muncul

tanda *found new hardware* pada layar windows. Kemudian komputer akan meminta *driver* dari modul USB to Serial. Setelah *driver* modul ter-*install*, akan muncul sebuah *port* baru yaitu *serial port* COM32 seperti pada gambar 2.14.



Gambar 2.14 Serial Port COM32

Serial port tersebut dapat diatur pada *setting port* dari modul USB to serial. Keunggulan dari modul USB to serial ini adalah mudah digunakan karena menggunakan protokol serial dan dapat dikoneksikan pada semua komputer yang memiliki *port* USB.

2.8 Discrete Fourier Transform (DFT)

Untuk melakukan analisis frekuensi dari sinyal waktu diskrit $x(n)$ maka perlu mendapatkan representasi domain frekuensi dari sinyal yang biasanya dinyatakan dalam domain waktu. DFT digunakan untuk melakukan analisa frekuensi dari sinyal waktu diskrit.

$$X(n) \xleftrightarrow{N\text{point DFT}} X(k) \text{ dimana } n = 0, \dots, N-1 \text{ dan } k = 0, \dots, N-1$$

DFT dihitung menggunakan persamaan :

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad (2.8)$$

Dimana

$$W_n = e^{-j\frac{2\pi}{N}} \quad (2.9)$$

$$x(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left(\underset{re}{\cos\left(\frac{k2\pi n}{N}\right)} + j \underset{im}{\sin\left(\frac{k2\pi n}{N}\right)} \right) \quad (2.10)$$

$$x(k) = \sqrt{re^2 + im^2} \quad (2.11)$$

X_k = input

k = frekuensi ke-k

2.9 Jaringan Syaraf Tiruan (Neural Network)[12]

Jaringan Syaraf Tiruan (JST) adalah model sistem komputasi yang bekerja seperti sistem syaraf biologis pada saat berhubungan dengan "dunia luar", nama jaringan syaraf tiruan merupakan terjemahan dari "Artificial Neural Network". Terjemahan yang diambil bukan jaringan syaraf buatan seperti dalam menterjemahkan *Artificial Intelligent (AI)*. Penggunaan kata buatan dapat memberikan konotasi, bahwa manusia berusaha membuat jaringan syaraf aslinya. Padahal maksud dari JST adalah membuat model sistem komputasi yang dapat menirukan cara kerja jaringan syaraf biologis. Pemodelan ini didasari oleh kemampuan otak manusia dalam mengorganisasikan sel-sel penyusunnya yang disebut *neuron.*, sehingga mampu melaksanakan tugas-tugas tertentu, khususnya pengenalan pola dengan efektivitas yang sangat tinggi. Kecepatan sebuah neuron manusia dalam memproses suatu kejadian jauh lebih lambat bila dibandingkan dengan kecepatan gerbang logika silikon. Sebuah *neuron* memerlukan waktu 10-3 detik (1 *milisecond*) untuk memproses suatu kejadian sedangkan gerbang logika silikon hanya membutuhkan waktu 10-9 (1 *nanosecond*). Namun karena kemampuan sistem syaraf manusia yang sangat manusia yang sangat baik dalam mengorganisir kurang lebih 100 milyar *neuron* penyusunnya, maka kecepatan operasai secara keseluruhan yang dapat dicapai oleh sistem jaringan syaraf manusia menjadi lebih cepat dari pada kecepatan komputer yang paling cepat saat ini.

JST mempunyai struktur tersebar paralel yang sangat besar dan mempunyai kemampuan belajar, sehingga bisa melakukan generalization atau diterjemahkan sebagai generalisasi, yaitu bisa 43 menghasilkan output yang benar untuk input yang belum pernah

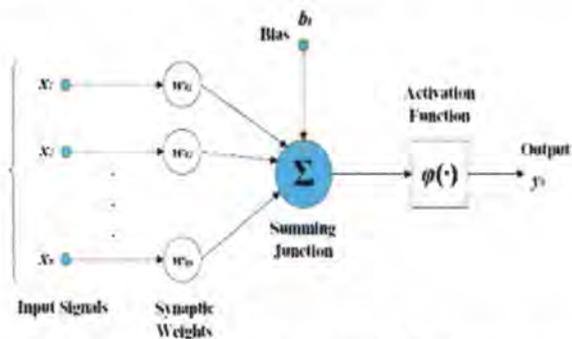


dilatihkan. Dengan kedua kemampuan pemrosesan informasi ini, JST mampu menyelesaikan masalah-masalah yang sangat kompleks [12].

2.9.1 Struktur Dasar Pemodelan Neuron

Neuron adalah satuan unit pemroses terkecil pada otak. Jaringan otak manusia tersusun lebih dari 1013 buah *neuron* yang masing-masing terhubung oleh sekitar 1015 dendrit. Fungsi *dendrit* adalah sebagai penyampai sinyal dari *neuron* tersebut ke neuron yang terhubung dengannya. Sebagai terusan keluaran, setiap *neuron* memiliki *akson*, sedangkan bagian penerima sinyal disebut sinapsis. Secara umum jaringan saraf terbentuk dari satu trilyun, bahkan lebih struktur dasar *neuron* yang terhubung dan terintegrasi antara satu dengan yang lain oleh satu trilyun sinapsis sehingga dapat melaksanakan aktifitas menyimpan pengetahuan secara teratur dan terus menerus sesuai dengan kebutuhan. Terdapat tiga elemen dasar dari model *neuron*, yaitu :

- Sekumpulan sinapsis atau jalur hubungan, dimana masing-masing sinapsis memiliki bobot atau kekuatan hubungan.
- Suatu *adder* untuk menjumlahkan sinyal-sinyal *input* yang diberi bobot oleh sinapsis *neuron* yang sesuai.
- Suatu fungsi aktivasi untuk membatasi amplitudo *output* dari setiap *neuron*.



Gambar 2.15 Model matematis nonlinier dari suatu neuron

2.9.2 Struktur Dasar Permodelan JST

Tiruan *neuron* dalam struktur JST adalah elemen pemroses yang dapat berfungsi seperti halnya sebuah *neuron*. Sejumlah sinyal masukan x dikalikan dengan masing-masing bobot yang bersesuaian W .

Kemudian dilakukan penjumlahan dari seluruh hasil perkalian tersebut dan keluaran yang dihasilkan dilakukan kedalam fungsi pengaktif untuk mendapatkan tingkatan sinyal keluarannya $F(x, W)$. Walaupun masih jauh dari sempurna, namun kinerja dari tiruan neuron ini identik dengan kinerja dari sel biologi yang dikenal saat ini. Misalkan ada n buah sinyal masukan dan n buah bobot, fungsi keluaran dari neuron adalah seperti persamaan berikut.

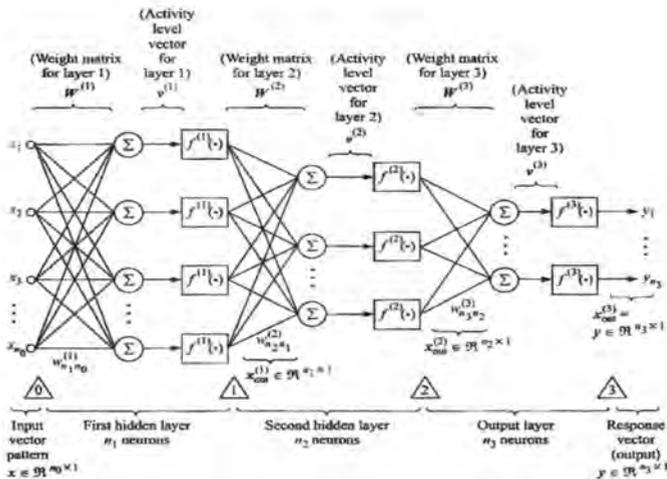
$$F(x, W) = f(w_1x_1 + \dots + w_nx_n) \quad (2.10)$$

Kumpulan dari neuron dibuat menjadi sebuah jaringan yang akan berfungsi sebagai alat komputasi. Jumlah neuron dan struktur jaringan untuk setiap permasalahan yang akan diselesaikan adalah berbeda. Demikian pula dengan bobot diantara masing-masing neuron yang terhubung, besarnya akan ditentukan pada saat jaringan dilatih dengan sekumpulan sampel data. JST yang terbentuk dari beberapa buah tiruan neuron dan terhubung oleh bobot yang kemudian dijumlahkan (*summing junction*) dan diaktifkan dengan sebuah fungsi aktivasi (*activation function*) sehingga menghasilkan hasil atau keluaran. Dalam perkembangannya jaringan syaraf tiruan memiliki beberapa model antara lain :

- Model neuron.
- Model hebb.
- Model perceptron.
- Model adeline.
- Model backpropagation.
- Model kohonen.
- Dll.

2.9.3 Jaringan Syaraf Tiruan *Backpropagation*

Backpropagation adalah salah satu pengembangan dari arsitektur *Single Layer Neural Network*. Arsitektur ini terdiri dari *input layer*, *hidden layer* dan *output layer*, dan setiap *layer* terdiri dari satu atau lebih *artificial neuron*. Nama umum dari arsitektur ini adalah *Multilayer neural network*.



Gambar 2.16 JST Backpropagation[13]

Dengan Satu Lapisan Dalam. Jaringan Syaraf Tiruan *Backpropagation* (BP) pertama kali diperkenalkan oleh Rumelhart, Hinton dan William pada tahun 1986, kemudian Rumelhart dan Mc Clelland mengembangkannya pada tahun 1988. Asitektur jaringan BP dengan satu lapisan dalam ditunjukkan pada gambar di atas. Gambar tersebut menunjukkan arah sinyal pada fase *feedforward*. Selama operasi fase pelatihan *backpropagation* (BP), sinyal-sinyal error dikirim dalam arah sebaliknya. Jaringan syaraf tiruan tersusun atas sekumpulan elemen pemroses (neuron) atau simpul atau sel yang terinterkoneksi dan terorganisasi dalam lapisan-lapisan. Setiap sel memproses sinyal dengan fungsi akivasinya yaitu fungsi sigmoid logistik, fungsi ini analog dengan

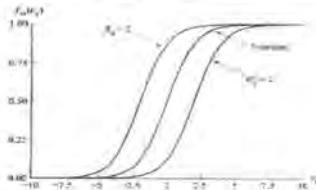
$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-\alpha v_q}} \quad (2.11)$$

$$g_{bs}(v_g) = \alpha f_{bs}(v_q) [1 - f_{bs}(v_q)] \quad (2.12)$$

Langkah maju (*feed forward*) dengan menggunakan formula diatas dapat hasil penjumlahan (v), nilai (f) dan turunan dari (f) tiap node dalam topologi yang digunakan, sehingga kemudian dapat dihitung nilai dari *error iterasi*. Kemudian langkah kedua (*feed back*) adalah menganalisa dan menentukan *weight update* (baru)ditiap layer ke (s), dengan meminimalisasi nilai *error* sebelumnya. Dengan metode *error*

backpropagation, maka formula yang digunakan untuk mencari *update weight* dan nilai error total sebagai berikut:

$$w_{ji}^{(s)}(k+1) = w_{ji}^{(s)}(k) + \mu^{(s)} \sigma_j^{(s)} X_{OUT,j}^{(s-1)} \quad (2.13)$$



Gambar 2.17 Fungsi sigmoid.[13]

Tiap-tiap lapisan terdiri dari banyak simpul, interkoneksi hanya terjadi antara simpul-simpul yang terletak pada satu lapisan dengan simpul-simpul yang terletak pada lapisan tetangganya. Simpul-simpul yang berhubungan langsung dengan masukan dan terletak dalam satu lapisan yang sama, lapisan tersebut disebut "lapisan masukan" simpul-simpul yang memberikan keluaran dan terletak dalam satu lapisan disebut "lapisan keluaran". Simpul-simpul yang terletak dalam satu atau beberapa lapisan dan tidak berhubungan langsung dengan keadaan di luar jaringan disebut "lapisan dalam" atau lapisan tersembunyi. Banyaknya simpul pada lapisan masukan dan lapisan keluaran tergantung pada jenis pemakaian tertentu.

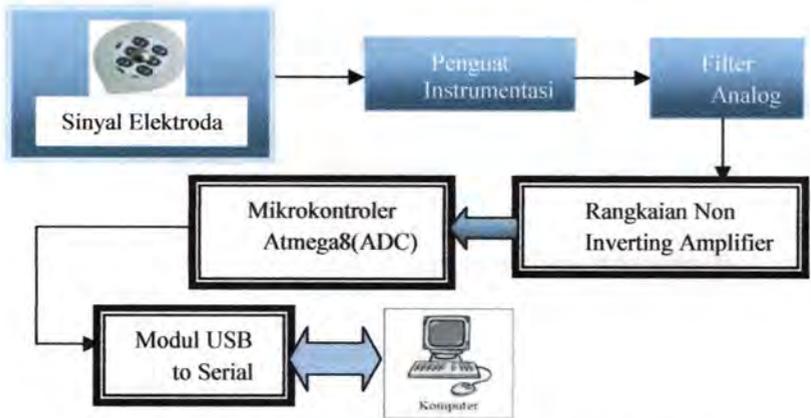
BAB III PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini akan dibahas mengenai perancangan sistem akuisi EMG menggunakan USB untuk deteksi kata. Bab ini juga mencakup penjelasan mengenai diagram blok, perancangan masing-masing blok, perangkat lunak dan cara kerja dari masing-masing blok. Sistem akuisisi EMG pada penelitian ini dirancang untuk dapat menampilkan sinyal kata. Sinyal EMG diperoleh dari simulator EMG yang dihubungkan secara langsung pada sistem dan tidak menggunakan piranti elektroda. Sinyal EMG hasil sampling akan dikirimkan ke komputer melalui USB to Serial. Sistem EMG yang dirancang akan mengambil sinyal EMG pada otot vokal untuk dianalisa pada komputer menggunakan perangkat lunak. Hasil akuisisi EMG dan pengenalan kata akan ditampilkan pada komputer.

3.1 Diagram Blok dan Fungsi Sistem

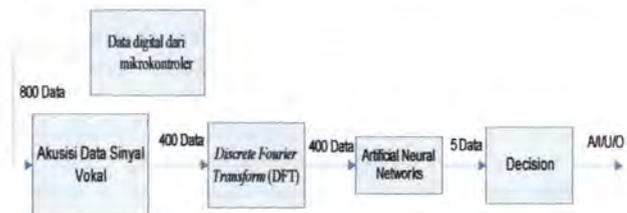
Diagram blok perangkat keras untuk sistem EMG pada tugas akhir ini ditunjukkan pada gambar 3.1. Secara garis besar perangkat keras untuk sistem EMG ini dibedakan menjadi dua yaitu rangkaian analog dan rangkaian digital. Blok sistem pada gambar 3.1 yang berwarna biru menunjukkan blok rangkaian analog. Blok-blok tersebut membutuhkan sumber tegangan +3V yang diperoleh dari baterai. Sedangkan blok yang berwarna putih merupakan blok rangkaian digital yang membutuhkan sumber tegangan 5V. Sumber tegangan 5 V untuk rangkaian digital diperoleh dari baterai 9V yang diturunkan menjadi 5V menggunakan regulator. Sedangkan untuk modul USB to Serial sumber tegangannya berasal dari komputer.

Perangkat keras untuk sistem EMG ini terdiri penguat instrumentasi AD620. Sinyal hasil penguatan tersebut kemudian disaring dengan menggunakan filter analog. Rangkaian *non inverting amplifier* berfungsi untuk menaikkan tegangan sinyal EMG yang telah disaring agar seluruh sinyal dapat dikonversi oleh ADC. Sinyal yang sudah dinaikkan level tegangannya tersebut kemudian dikonversi ke dalam bentuk digital menggunakan ADC internal mikrokontroler. Data sinyal hasil konversi ADC mikrokontroler tersebut akan dikirimkan ke komputer melalui komunikasi serial menggunakan modul USB to Serial.



Gambar 3.1 Diagram Blok Perangkat Keras

Proses kalibrasi data yang terjadi pada personal komputer akan dijelaskan sesuai dengan gambar 3.2.



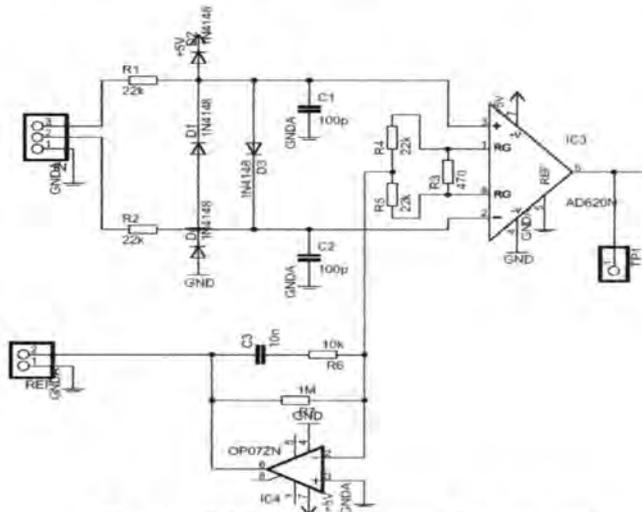
Gambar 3.2 Diagram Blok Perangkat Lunak

Sinyal EMG yang telah berupa tegangan AC kemudian diubah ke dalam bentuk digital menggunakan ADC internal mikrokontroler. Hasil konversi ini kemudian ditampilkan pada personal komputer serta dikirimkan melalui komunikasi serial melalui modul USB to Serial untuk diolah lebih lanjut pada *software*. *Software* diatas dirancang secara real time untuk dapat menerima data secara serial dari mikrokontroler, kemudian mengkalibrasikan data-data tersebut agar memiliki nilai yang linear dengan frekuensi otot vokal manusia. Dari proses kalibrasi tersebut akan didapatkan data berupa *pattern* ucapan vokal manusia A,I,U,E,O.

3.2 Perancangan Perangkat Keras

3.2.1 Penguat Instrumentasi

Rangkaian penguat instrumentasi ditunjukkan oleh gambar 3.4. penguat instrumentasi berfungsi untuk menguatkan sinyal *input* dari elektroda yang dihubungkan ke otot vokal. Sinyal dari otot berada pada range yang sangat kecil antara dari μV sampai mV. Pada tugas akhir ini digunakan IC AD620. Karena sumber tegangan untuk perangkat keras pada blok analog berasal dari baterai maka diperlukan suatu efisiensi daya yang baik, pada umumnya digunakan 3 IC op – amp OP07 tetapi dengan pertimbangan ukuran board *system* dan efisiensi daya maka dipilih AD620. Penggunaan penguat instrumentasi AD620 didasarkan pada efisiensi daya dan penggunaannya yang lebih sederhana dibandingkan bila menggunakan OP07. Selain itu AD620 juga memiliki nilai *CMMR* lebih tinggi dari pada OP07. Rangkaian penguat instrumentasi yang digunakan pada sistem ini ditunjukkan oleh gambar 3.2 Penguatan ditentukan oleh RG, dimana dengan $R_G = 470 \text{ Ohm}$ diperoleh penguatan sebesar 107 kali.



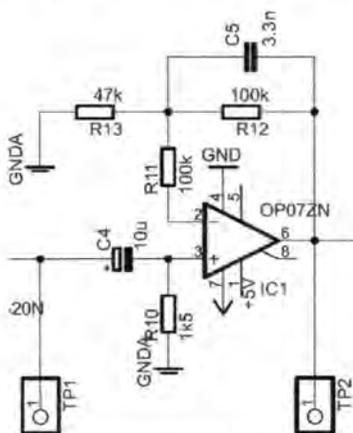
Gambar 3.3 Rangkaian Penguat Instrumentasi

IC OP07 berfungsi sebagai *Right Leg drive*, dengan kapasitor C3 dipilih 10nF merupakan hasil percobaan dimana sistem paling stabil.

3.2.2 Filter *Band Pass*

Pada tugas akhir ini digunakan filter yang terdiri atas filter *band pass* orde 1 dan filter *low pass* orde 2 *butterworth* dengan standar untuk *monitoring* dimana frekuensi sinyal EMG berada pada 10Hz – 500Hz sehingga pada perancangan frekuensi filter *high pass* sekitar 10Hz dan frekuensi *cut off low pass* filter sekitar 500Hz. Filter *high pass* berfungsi untuk meredam arus DC pada *offset* penguat instrumentasi yang menyebabkan level sinyal EMG naik. Tegangan DC berada pada frekuensi 0 Hz sehingga dengan adanya frekuensi *high pass* tegangan DC ini dapat di eliminasi. Selain itu filter juga berfungsi untuk mengeliminasi *noise* akibat pergerakan elektroda.

Sedangkan filter *low pass* berfungsi untuk mengeliminasi *noise* yang berasal dari interferensi gelombang elektromagnet, jala-jala listrik dan sinyal otot. Rangkaian filter *band pass* ditunjukkan gambar 3.3.



Gambar 3.4 Filter *Band pass*

Frekuensi *cut-off* dari filter *high pass* dipengaruhi oleh C4 dan R10 dimana f_c ditentukan oleh persamaan 3.2 berikut:

$$f_{ch} = \frac{1}{2\pi \times R_{10} \times c_4}$$

$$f_{ch} = \frac{1}{2\pi \times 1k5 \times 10\mu}$$

$$f_{ch} = 10,62\text{Hz}$$

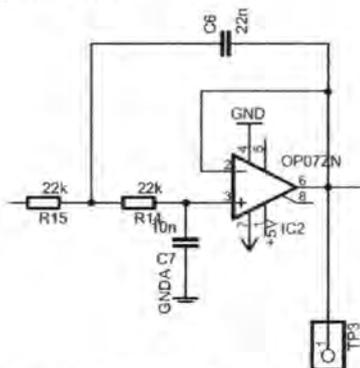
Dari persamaan di atas ditentukan 10,62Hz, dipilih $C_4 = 10\mu\text{F}$ dan $R_{10} = 1\text{K5}$. Filter *low pass* orde 1 dipengaruhi oleh R_{12} dan C_5 dimana ditentukan oleh persamaan 3.3 berikut:

$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi C_5 R_{12}}$$

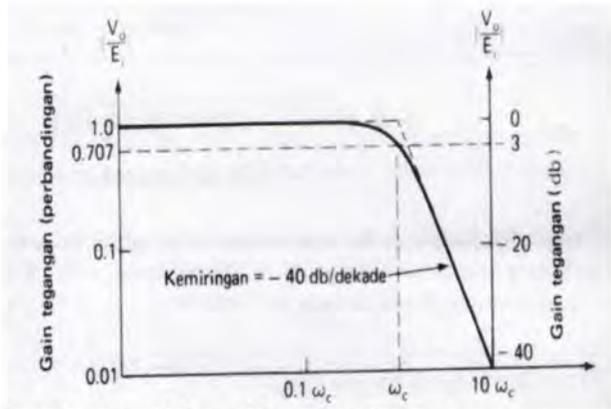
$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi \times 3.3n \times 100k}$$

$$f_{cl} = 482,53\text{Hz}$$

Dari persamaan di atas dengan $C_5 = 3,3\text{nf}$ dan $R_{12} = 100\text{k}$ diperoleh = 482,53Hz. Untuk meredam frekuensi lebih dari 500Hz yang belum teredam secara maksimal oleh filter *low pass* orde 1, maka filter *low pass* orde 2 yang digunakan untuk lebih mampu meredam frekuensi lebih dari 500Hz. Filter *low pass* orde 2 ditunjukkan oleh gambar 3.6



(a) Rangkaian Low pass filter orde dua



(b) Grafik respon frekuensi low pass filter orde dua

Gambar 3.5 Filter *low pass* orde 2

Sesuai dengan standar desain filter dipilih $R_{14} = R_{15} = 22k$ dengan frekuensi *cut-off* ditentukan oleh persamaan 3.4 di bawah ini:

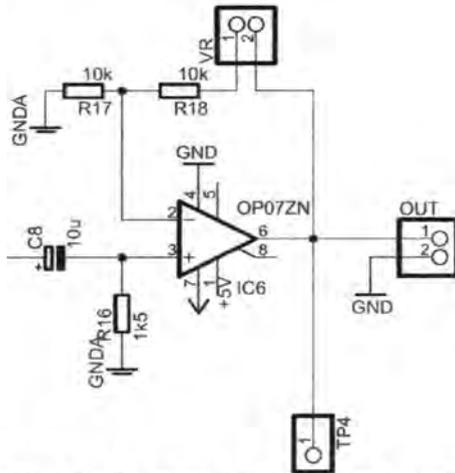
$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi \times R_{15} \times C_7 \times \sqrt{2}}$$

$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi \times 22k \times 10n \times \sqrt{2}}$$

$$f_{cl} = 511,8\text{Hz}$$

Dengan frekuensi *cut-off* yang diinginkan 500 Hz, didapat $C_7 = 10\text{nF}$ dan $C_6 = 2C_7 = 22\text{nF}$ sesuai dengan nilai komponen yang ada dipasaran maka hasil perhitungan frekuensi *cut-off* menjadi 511,8Hz.

3.2.3 Rangkaian *Non Inverting Amplifier*



Gambar 3.6 Rangkaian *Non Inverting Amplifier*

Besar penguatan tegangan dari rangkaian di atas diperoleh hasil perhitungan sebagai berikut:

$$A_{cl} = 1 + \frac{R_F}{10k}$$

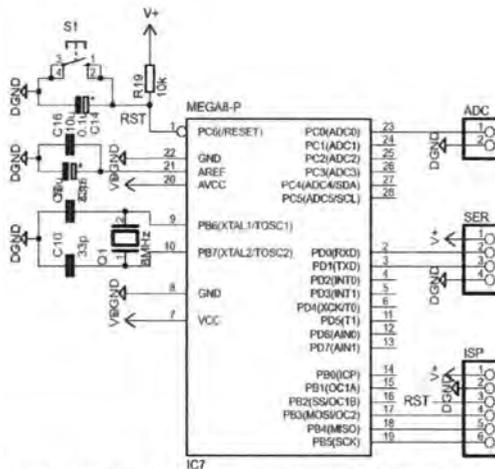
$$A_{cl} = 1 + \frac{10k}{10k}$$

$$A_{cl} = 2$$

3.2.4 Sistem minimum ATmega8

Pada rancangan sistem EMG ini digunakan mikrokontroler ATmega8 sebagai pusat pemrosesan data serta sebagai kontrol. Fungsi ATmega8 dalam rangkaian ini antara lain mengatur kerja *switching* dari *analog multiplexer*, kemudian melakukan proses konversi sinyal EMG ke digital dan mengirimkan data sinyal EMG digital ke komputer secara bergantian melalui komunikasi serial via USB to Serial. Selain itu mikrokontroler ATmega8 juga digunakan mengambil tegangan referensi

IV. Rancangan sistem minimum dari ATmega8 ditunjukkan oleh gambar 3.6.

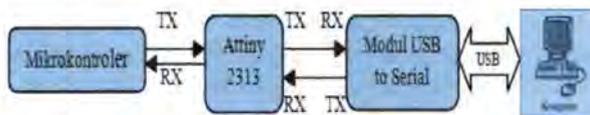


Gambar 3.7 Sistem minimum ATmega8

Komunikasi serial dilakukan melalui pin RXD dan TXD yang kemudian masukkan dan keluaran dari modul USB to Serial

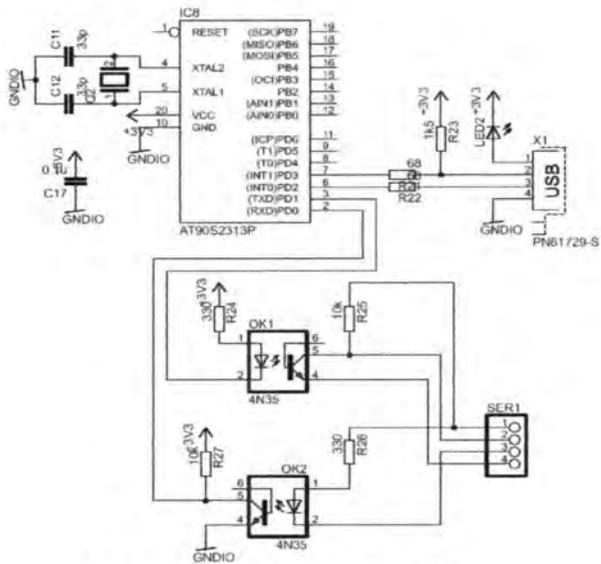
3.2.5 Komunikasi Serial Menggunakan Modul USB to Serial

Modul USB to Serial menggunakan ATtiny2313 karena itu digunakan IC AT90S2313 sebagai pengkonversi level tegangan dari TTL (mikrokontroler) ke PN61729S (modul USB to Serial). Secara sederhana perancangan untuk komunikasi serial tersebut ditampilkan dalam bentuk diagram blok pada gambar 3.11.



Gambar 3.8 Perancangan komunikasi serial menggunakan modul USB to Serial

Rangkaian yang digunakan pada tugas akhir ini ditunjukkan pada gambar 3.10 berikut.



Gambar 3.9 Modul USB to Serial

Setelah proses perancangan tiap-tiap bagian dari *board* controller selesai dilakukan, dilanjutkan dengan proses pembuatan hingga dihasilkan *board* EMG seperti ditunjukkan pada gambar 3.10.



Gambar 3.10 Board EMG

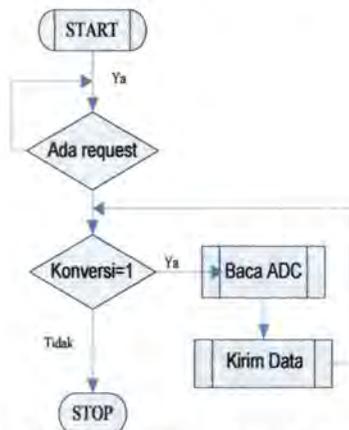
3.3 Perancangan Perangkat Lunak

Perangkat lunak yang dirancang terdiri dari dua bagian yaitu perangkat lunak pada mikrokontroler dan perangkat lunak pada komputer. Perangkat lunak pada mikrokontroler dirancang untuk melakukan proses konversi analog ke digital, pengiriman data melalui

komunikasi serial. Perangkat lunak pada komputer memproses data untuk ditampilkan dalam bentuk vokal.

3.3.1 Perangkat Lunak Mikrokontroler

Perangkat lunak pada ATmega8 ditulis dalam bahasa C menggunakan compiler codevision. Fungsi – fungsi yang digunakan dalam program untuk ATmega8 diantaranya adalah komunikasi serial, fungsi I/O *port* mikrokontroler, Timer/Counter0, dan ADC. Adapun alur program secara sederhana ditampilkan pada diagram alir berikut ini:



Gambar 3.11 Diagram alir program mikrokontroler

Mikrokontroler diprogram untuk merespon *request* dari komputer. Jika ada *request* dari komputer program akan menentukan mode dan lead yang telah ditentukan sesuai dengan karakter yang dikirimkan komputer. Apabila komputer meminta mikrokontroler untuk memulai proses konversi maka tanda konversi akan bernilai satu. Apabila konversi bernilai satu maka program akan membaca data dari ADC dan mengirimkan data ke komputer. Pengiriman data dilakukan secara terus menerus sampai ada *request* dari komputer agar mikrokontroler berhenti melakukan proses konversi. Penjelasan rinci mengenai program mikrokontroler dalam bahasa C adalah sebagai berikut.

3.3.1.1 Pengaturan ADC internal mikrokontroler

Frekuensi *clock* untuk ADC diatur sebesar 8 MHz. Karena frekuensi kristal yang digunakan pada rangkaian sistem minimum adalah 8 MHz, maka faktor pembagi untuk frekuensi *clock* ADC adalah 4. Tegangan referensi yang digunakan adalah dari pin AVCC. Hasil pembacaan ADC yang digunakan hanya 8 *most significant bits*. Inisialisasi untuk ADC internal mikrokontroler dalam bahasa C adalah sebagai berikut.

```
#define ADC_VREF_TYPE 0x60

void adc_init (void)
{
    ADMUX=ADC_VREF_TYPE & 0xff;
    ADCSRA=0x82;
}
```

Fungsi yang digunakan untuk proses ADC adalah sebagai berikut.

```
unsigned char read_adc(unsigned char adc_input)
{
    ADMUX=adc_input | (ADC_VREF_TYPE & 0xff);
    // Delay needed for the stabilization of the ADC input voltage
    delay_us(10);
    // Start the AD conversion
    ADCSRA|=0x40;
    // Wait for the AD conversion to complete
    while ((ADCSRA & 0x10)==0);
    ADCSRA|=0x10;
    return ADCH;
}
```

3.3.1.2 Pengaturan frekuensi sampling

Untuk mengatur frekuensi sampling ADC digunakan Timer/Counter0. Sumber *clock* berasal dari *clock* sistem dengan nilai *clock* sebesar 1000kHz. Sehingga inisialisasi untuk Timer/Counter0 adalah sebagai berikut

```
TCCR0=0x02;
TCNT0=0x00;
```

Timer sendiri difungsikan sebagai *interrupt*, sehingga setiap kali *timer overflow interrupt* terjadi proses ADC akan dimulai, .

```

interrupt [TIM0_OVF] void timer0_ovf_isr(void)
{

TCNT0 = 10;
tcount++;

if (tcount==15)
{
if(start==1)
{
b = read_adc(0);
if (b>=255)
{
c=255;
}
else
{c=b+1;}
putchar(c);
}
tcount=0;
}
}

```

Proses yang terjadi pada Timer 0 *overflow interrupt service routine* di atas yaitu menentukan status konversi. Bila start bernilai 1 maka program akan melakukan pengambilan data EMG. Setelah mencapai data 255 maka program akan mengirim nilai 0. Setiap data yang dikirimkan ke komputer tidak boleh bernilai 0 dan 256 karena dapat menimbulkan *error* pada proses konversi ASCII ke integer di komputer. Oleh karena itu data yang dikirim dibatasi pada *range* nilai 1-255. Frekuensi dasar otot vokal manusia berkisar 110-120Hz, maka frekuensi sampling minimalnya adalah 240Hz. Berdasarkan proses yang terjadi time samplingnya sebesar 3675 μ s, sehingga frekuensi sampling yang dihasilkan sebesar 272Hz.

3.3.2 Program Komunikasi Serial

Komunikasi serial dari mikrokontroler ke komputer pada tugas akhir ini menggunakan modul USB to Serial. *Mode* komunikasi serial yang digunakan adalah komunikasi serial asinkron dengan *setting* sebagai berikut:

Baud Rate : 9600 Bit per detik

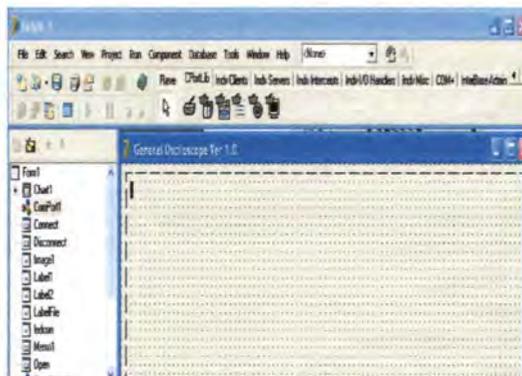
Data Bit : 8 Bit
Parity : Tidak ada
Stop Bit : 1 Bit
Flow Control : Tidak ada

Serial port dari modul USB to Serial dapat diatur pada jendela *properties* modul USB to Serial yang terdapat pada jendela *device manager* seperti yang ditunjukkan pada gambar



Gambar 3.12 Jendela *properties* modul USB to Serial

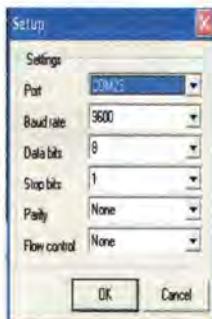
Untuk komunikasi dengan port serial pada program delphi digunakan komponen *Tcomport*.



Gambar 3.13 Komponen *Tcomport*

Baud rate yang dapat digunakan adalah paling rendah 110 dan paling tinggi 256000. Penentuan *baud rate* ditunjukkan gambar 3.14.

Baud rate yang digunakan pada sistem ini adalah 9600 sesuai dengan pengaturan *baud rate* dari modul USB to Serial.



Gambar 3.14 Setting *Baud rate*

Fungsi yang digunakan untuk mengirim data dari komputer ke mikrokontroler dengan menggunakan komponen *Tcomport* adalah sebagai berikut.

```
comport1.Open;  
comport1.WriteStr('a');
```

Sebelum komunikasi serial dijalankan *comport* yang digunakan harus dibuka terlebih dahulu. Kemudian suatu karakter akan dikirimkan fungsi fungsi berikutnya. Dalam menerima karakter dari mikrokontroler program bersifat menunggu data kiriman dari mikrokontroler. Fungsi yang dipakai untuk menerima karakter dari mikrokontroler adalah sebagai berikut.

```
procedure TForm1.RXChar(Sender: TObject; Count: Integer);  
var j: integer;  
c: string;  
begin  
//program utama  
end;
```

Program utama yang digunakan disini bersifat menunggu adanya kiriman data atau *by event*. Sehingga program utama akan dijalankan hanya ketika komputer menerima data dari mikrokontroler. Dalam

penggunaan fungsi diatas tidak ditemukan error pengiriman data. Hanya pada saat proses komputer terlalu banyak, data akan sedikit tertahan pada register rx_counter, sehingga menyebabkan tampilan agak sedikit terputus. Sinyal yang ditampilkan akan kembali normal ketika proses pada komputer normal.

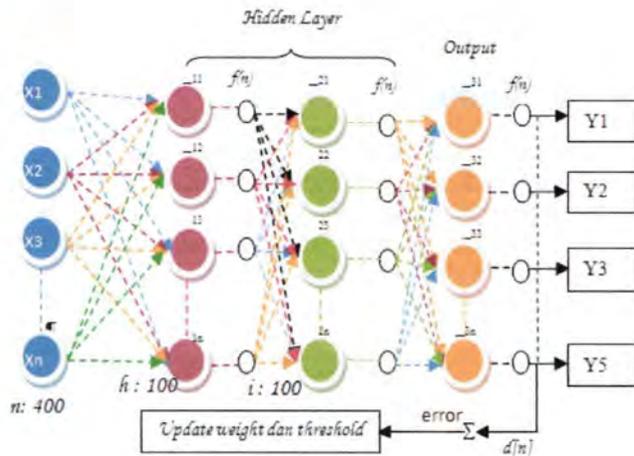
3.3.3 Perangkat Lunak Pada Komputer

Perangkat lunak di komputer dirancang menggunakan Delphi 7 untuk menampilkan data dalam bentuk grafik,tabel,proses DFT dan penampilan karakter dengan sebuah desain neural network yang dapat mengenali karakter E, A, I, O, dan U. Pada tabel 3.1 A,I,U,E,O di kenali sebagai data digital.

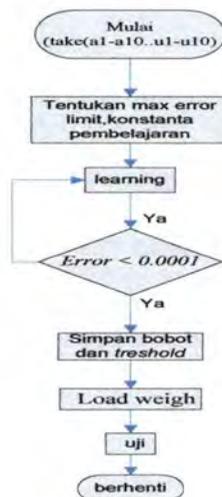
Tabel 3.1 Klasifikasi Keluaran

Vokal	Keluaran
A	1,0,0,0,0
E	0,1,0,0,0
I	0,0,1,0,0
O	0,0,0,1,0
U	0,0,0,0,1

Metode ini menggunakan *backpropagation algorithm* yang memiliki 2 *hiden layer*,1 *layer input* dan 1 *layer output*. Karena yang di pakai terdiri dari 4 layer maka waktu yang dibutuhkan untuk proses *learning* lebih lama di banding hanya terdiri dari *layer input* dan *output* saja, tetapi mempunyai nilai kesalahan yang hampir mendekati dengan kesalahan yang diinginkan. Pada awalnya *weight* pada masing-masing layer di tentukan secara random kemudian di *training* dengan input karakter . Proses traning untuk mengupdate *weight* ini dilakukan secara berulang-ulang sampai nilai kesalahan mencapai 10^{-4} . Berikut arsitektur jaringan dari *backpropagation* yang digunakan serta digram alir program.



Gambar 3.15 Arsitektur Jaringan *backpropagation*



Gambar 3.16 Diagram Alir Program *backpropagation*

- ⊛ Langkah awal:
Pemberian inisialisasi bobot
- ⊛ Langkah 1:
Ulangi langkah 2 dn 9 sampai kondisi akhir iterasi dipenuhi
- ⊛ Langkah 2
Untuk masing-masing pasangan data pembelajaran laku langkah 3 hingga 8
- ⊛ Langkah 3
Masing- masing unit masukan ($X_i, i = 1,..,n$) menerima sinyal masukan X_i dan sinyal tersebut disebarkan ke unit-unit bagian berikutnya (unit-unit lapisan tersembunyi)
- ⊛ Langkah 4
Masing- masing unitdi lapis tersembunyi dikalikan dengan bobot dan dijumlahkan serta ditambah dengan biasnya:

$$Z_{in_j} = V_{oj} + \sum_{i=1}^n X_i V_{ij}$$
 Kemudian dihitung sesuai dengan fungsi pengaktif yang digunakan:

$$Z_j = \frac{1}{1+e^{-z.in_j}}$$
 Sinyal keluaran dari fungsi pengaktifan tersebut dikirim ke semua unit di lapis keluaran (unit keluaran)
- ⊛ Langkah 5
Masing- masing unit keluaran ($Y_k, k = 1,2,3,..,m$) dikalikan dengan bobot dan dijumlahkan serta ditambahkan dengan biasnya:

$$Y_{in_k} = W_{ok} + \sum_{j=1}^p Z_j W_{jk}$$
- ⊛ Langkah 6
Masing- masing unit keluaran menerima pola target sesuai dengan pola masukan saat pelatihan/training dan hitung sesuai dengan pola masukan saat pelatihan/training dan dihitung galatnya:

$$g_v[k] := \alpha * f_v[k] * (1-f_v[k]);$$
- ⊛ Langkah 7
Masing- masing bobot yang menghubungkan unit- unit lapis keluaran dengan unit- unit pada lapis tersembunyi ($Z_j, j=1,..,p$) dikalikan dengan
- ⊛ Langkah 8
Masing- masing keluaran di perbaiki bias dan bobot.

$$W_{jk}(baru) = W_{jk}(lama) + (u0) * z[k] * f[k]$$
- ⊛ Langkah 9

Uji akhir pemberhentian

Daftar Notasi

x_i : unit ke- i pada lapis masukan

X_i : nilai pengaktif dari unit X_i

Z_{inj} : keluaran untuk unit Z_j

Z_j : nilai pengaktif dari unit Z_j

Y_k : unit ke- k pada lapis keluaran

Y_{ink} : keluaran untuk unit Y_k

W_{kj} : nilai bobot dari Z_{ij} ke unit Y_k

V_{ij} : nilai bobot dari unit X_i ke unit Z_j

u_0 : konstanta pembelajaran

α : konstanta laju pembelajaran $0 < \alpha < 1$



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB IV – PENGUJIAN SISTEM DAN ANALISA



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



DATA

ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB IV PENGUJIAN SISTEM DAN ANALISA DATA

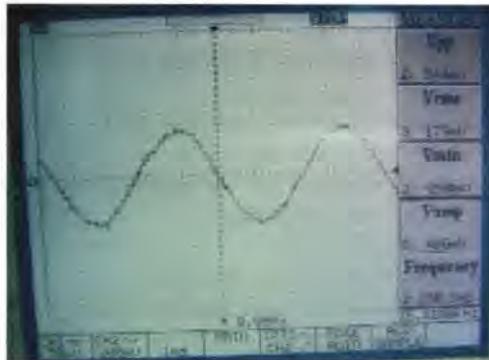
Pengujian alat dilakukan pada perangkat keras dan perangkat lunak dengan pengambilan data berupa nilai penguatan, noise, gambar sinyal, dan juga nilai komponen yang berpengaruh untuk dibandingkan dengan kondisi secara teori dan perhitungan.

4.1 Pengujian Penguat instrumentasi

Pengujian penguat instrumentasi dilakukan dengan menguji linearitas penguatan pada $R_G = 470 \text{ Ohm}$. Sinyal *input* dari penguat instrumentasi ini diperoleh dari simulator. Hasil dari pengujian beberapa sinyal *input* ditunjukkan pada 4.1.

Tabel 4.1 Pengujian Penguat Instrumentasi AD620

$V_{in}(mV)$	$V_{out}(mV)$	Gain	Noise(p-p) (Vm)	SNR(dB)
2,9	323	111,37931	2	44,16345053
3,34	371	111,07784	2	45,36687828
4,25	472	111,05882	2	47,45824006
5,33	589	110,50657	2	49,38170598
6,22	684	109,96785	2	50,68052212
7,43	817	109,95962	2	52,22384122
8,10	890	109,87654	2	52,96720022
9,5	1040	109,47368	2	54,32006687
10,24	1100	107,42188	2	54,80725379



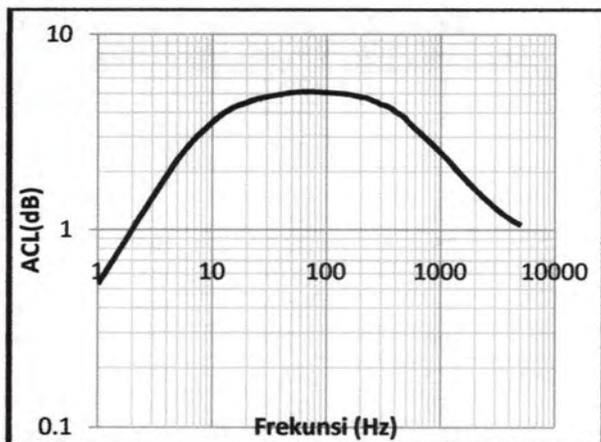
Gambar 4.1 Sinyal Penguat Instrumentasi AD620 dari Osiloskop

Dari hasil pada table 4.1 di atas, dapat diketahui bahwa penguatan rangkaian tersebut sekitar 107 kali dengan $R_G = 470 \text{ Ohm}$. Dapat diketahui pula bahwa dengan variasi tegangan *input*, *noise* yang muncul pada sinyal memiliki amplitudo yang hampir sama. Sehingga dapat disimpulkan bahwa semakin besar tegangan *input* semakin baik nilai *Signal to Noise Ratio* (SNR).

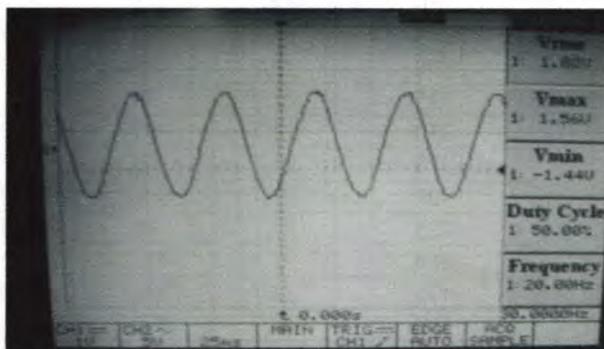
4.2 Pengujian Filter Analog

Pengujian pada filter analog dilakukan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian. Masukkan pada percobaan pada *band pass filter* sinyal generator dengan tegangan *input* sebesar 22,7 mV. Pengukuran tegangan masukan dengan voltmeter karena *oscilloscope* tidak mampu mengenali tegangan di bawah 200mV. Hasil pengujian pada filter analog ini ditunjukkan pada tabel 4.2 dan tabel 4.3 serta gambar 4.2 dan gambar 4.4. Batas frekuensi minimal pada *Band pass filter* ini belum bisa diuji karena *oscilloscope* yang digunakan tidak dapat mengenali frekuensi dibawah 1 Hz. Sedangkan untuk low pass filter batas frekuensi maksimal ini belum bisa di uji karena *oscilloscope* yang digunakan tidak dapat mengenali frekuensi diatas 2kHz.

Dari tabel 4.2 dan gambar 4.3 dapat diketahui bahwa filter analog bekerja menyaring sinyal pada jangkauan 10 Hz sampai 500 Hz. Sinyal *output* juga tidak mengalami perubahan bentuk.



Gambar 4.2 Grafik Pengujian Filter Analog Band Pass Filter

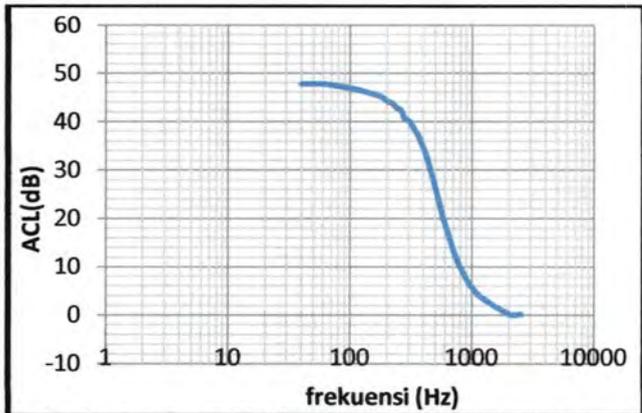


Gambar 4.3 Band Pass Filter dari Osiloskop

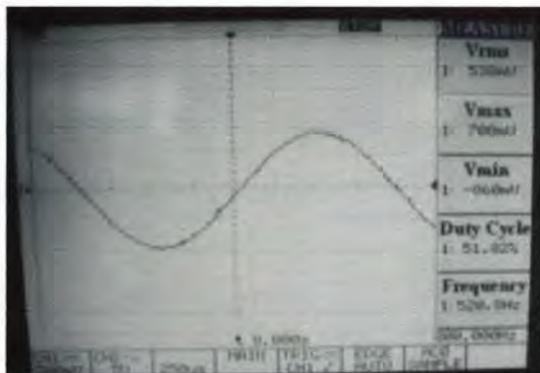
Tabel 4.2 Pengujian filter Band pass filter

Frekuensi (Hz)	Vin(mv)	Vout(mV)	Gain
1	22,7	12	0,5286344
5	22,7	52,3	2,3039648
10	22,7	80,9	3,5638767
15	22,7	95,9	4,2246696
20	22,7	102	4,4933921
25	22,7	107	4,7136564
50	22,7	115	5,0660793
75	22,7	116	5,1101322
100	22,7	115	5,0660793
125	22,7	114	5,0220264
150	22,7	113	4,9779736
175	22,7	111	4,8898678
200	22,7	109	4,8017621
225	22,7	108	4,7577093
250	22,7	105	4,6255507
275	22,7	103	4,5374449
300	22,7	100	4,4052863
325	22,7	99	4,3612335
350	22,7	97	4,2731278
375	22,7	95	4,185022
400	22,7	91,8	4,0440529
425	22,7	90	3,9647577
450	22,7	88,2	3,8854626
475	22,7	86,4	3,8061674
500	22,7	83,9	3,6960352
525	22,7	81	3,5682819
550	22,7	79	3,4801762
1000	22,7	57	2,5110132
1500	22,7	44	1,938326
2000	22,7	37	1,6299559
3000	22,7	29,7	1,30837
4000	22,7	26	1,1453744
5000	22,7	24	1,0572687

Pada tabel 4.3 dan gambar 4.2 dapat diketahui bahwa filter analog bekerja meredam sinyal yang lebih dari 500Hz dan meloloskan sinyal dibawah 500Hz sedangkan batas maksimal sinyal dalam penelitian ini belum bisa di hitung karena osciloscope tidak dapat mengenali sinyal di bawah 40Hz serta sinyal output juga tidak mengalami perubahan bentuk.



Gambar 4.4 Grafik Pengujian Filter Analog Low Pass Filter



Gambar 4.5 Low Pass Filter dari Osiloskop

Tabel.4.3 Pengujian filter Analog Low Pass Filter

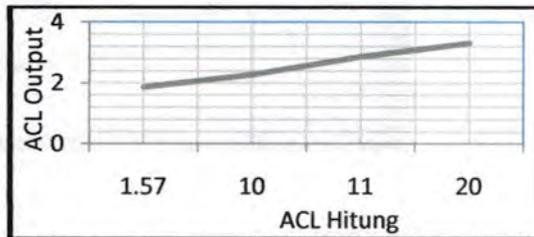
Frekuensi(Hz)	Vin(Vm)	Vout(Vm)	Gain(dB)
40	22,60	1080	47,787611
60	22,60	1080	47,7876
80	22,60	1070	47,345133
100	22,60	1060	46,902655
120	22,60	1050	46,460177
140	22,60	1040	46,017699
160	22,60	1030	45,575221
180	22,60	1020	45,132743
200	22,60	1000	44,247788
220	22,60	990	43,80531
240	22,60	969	42,876106
260	22,60	957	42,345133
280	22,60	917	40,575221
300	22,60	911	40,309735
320	22,60	890	39,380531
340	22,60	865	38,274336
360	22,60	843	37,300885
380	22,60	810	35,840708
400	22,60	777	34,380531
420	22,60	744	32,920354
440	22,60	707	31,283186
460	22,60	668	29,557522
480	22,60	633	28,00885
500	22,60	593	26,238938
520	22,60	556	24,60177
560	22,60	484	21,415929
600	22,60	426	18,849558
700	22,60	306	13,539823
800	22,60	223	9,8672566
900	22,60	166	7,3451327
1000	22,60	127	5,619469
1200	22,60	81,4	3,6017699
2000	22,60	5,05	0,2234513

4.3 Pengujian *Non Inverting Amplifier*

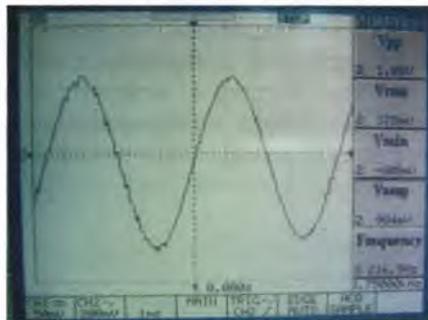
Pengujian pada *non inverting Amplifier* bertujuan untuk membandingkan penguatan yang dapat di hitung dengan data hasil pengukuran tegangan output dengan menggunakan osiloskop, hasil pengujian non inverting ampifier seperti yang dilihat dari tabel 4.4 dan gambar grafik 4.3.

Tabel 4.4 Pengujian *Non Inverting Amplifier*

RF(K Ω)	Rin(K Ω)	Vin(mV)	Vout(mV)	Acl Hitung	Acl alat
1,57	10	580	1080	1,157	1,862069
10	10	580	1320	2	2,275862
11	10	580	1660	2,1	2,862069
20	10	580	1920	3	3,310345



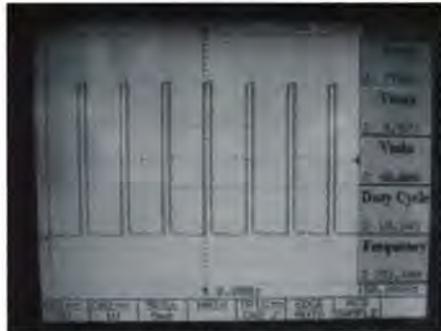
Gambar 4.6 Grafik Pengujian *Non Inverting Amplifier*



Gambar 4.7 *Non Inverting Amplifier*

4.4 Pengujian Frekuensi Sampling ADC

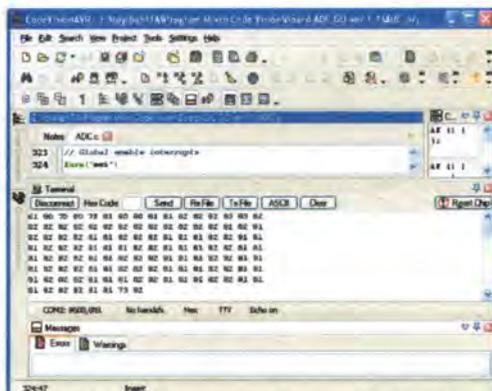
Pengujian frekuensi sampling dari ADC dilakukan untuk melihat waktu *interrupt* dari *Timer/Counter0* yang digunakan pada proses ADC. Pengujian dilakukan dengan cara menambahkan fungsi untuk menampilkan pulsa pada PortB.4 mikrokontroler pada *routine interrupt Timer/Counter0*. Pulsa tersebut kemudian ditampilkan pada *oscilloscope* untuk dilihat frekuensinya. Gambar pulsa pada *oscilloscope* ditampilkan pada gambar 4.3. Terlihat bahwa frekuensi dari pulsa yang keluar dari PortB.4 adalah sebesar 151,6Hz



Gambar 4.8 Pengujian frekuensi sampling ADC

4.5 Pengujian Komunikasi Serial

Pada rancangan *electromyograph* ini, komunikasi serial dapat dilakukan dari pengiriman data hasil konversi ADC mikrokontroler ke komputer. Dari hasil pengujian, data dari mikrokontroler ke PC dapat diterima dengan baik sesuai dengan perintah yang dirancang pada mikrokontroler. Gambar 4. memperlihatkan hasil penerimaan data pada komputer dengan menggunakan program *hyperterminal* yang dirancang dengan menggunakan *software Code Vision AVR*.



Gambar 4.9 Tampilan komunikasi serial

4.6 Pengujian Sistem

Pengujian berikutnya dilakukan pada ucapan *vocal* manusia. Pengujian sistem ini dilakukan menggunakan elektroda permukaan dengan tegangan masukan 0,3mV yang telah dikuatkan melalui AD620. Hasil yang diperoleh dari pengujian ini adalah gambar sinyal hasil akuisisi EMG dari masing-masing vokal dengan waktu yang berbeda dan elektroda yang di gunakan diletakkan di pipi sebelah kanan atau disekitar rahang mulut. Pada tabel 4.5 keberhasilan untuk 100 kali pengujian yang dilakukan. Tingkat keberhasilan dari sistem pengenalan vokal untuk *pattern* A sebesar 38%, untuk *pattern* I, U dan O sebesar 37%. Dengan iterasi 43.035 kesalahan untuk *pattern* A sudah mencapai 10^{-4} , tetapi untuk E, U, I dan O masih mencapai 0,2-0,36. Untuk sinyal ucapan vokal E tidak mampu dikenali karena kesalahan pada sinyal ucapan vokal E sebesar 0,3.

Pada gambar 4.10 dan 4.11 tampilan sinyal ucapan vokal A dengan orang yang sama tapi dengan intonasi yang berbeda. Berdasarkan gambar 4.12 besarnya kesalahan pada iterasi 27.088 untuk sinyal A sudah mampu mencapai 10^{-4} sedangkan untuk vokal yang lain E, I, U, O masing mencapai nilai 0,3-0,4. Semakin besar iterasi yang dilakukan semakin kecil kesalahan yang dihasilkan.

Tabel 4.5 Pengujian Hasil Pengenalan Vokal

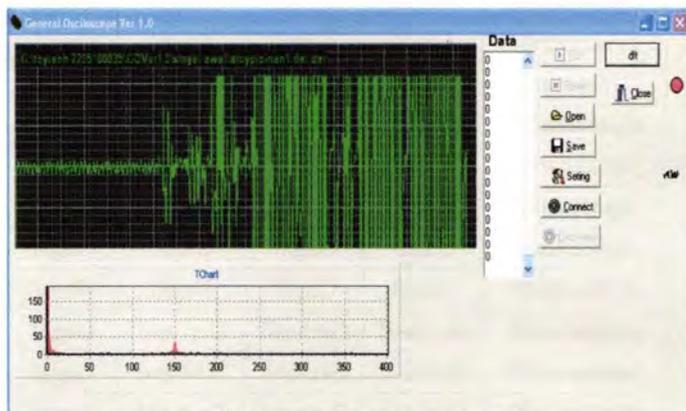
PENGUJIAN	VOKAL				
	A	I	U	E	O
Pipi kanan1	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan2	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan3	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan4	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan5	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan6	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan7	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan8	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan9	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan10	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan11	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan12	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan13	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan14	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan15	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan16	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan17	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan18	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan19	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan20	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan21	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan22	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan23	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan24	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan25	Berhasil	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal

PENGUJIAN	VOKAL				
	A	I	U	E	O
pipikanan26	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan27	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan28	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan29	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan30	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan31	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan32	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan33	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan34	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan35	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan36	Berhasil	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan37	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan38	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan39	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan40	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan41	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan42	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan43	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan44	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan45	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan46	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan47	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan48	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan49	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan50	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil

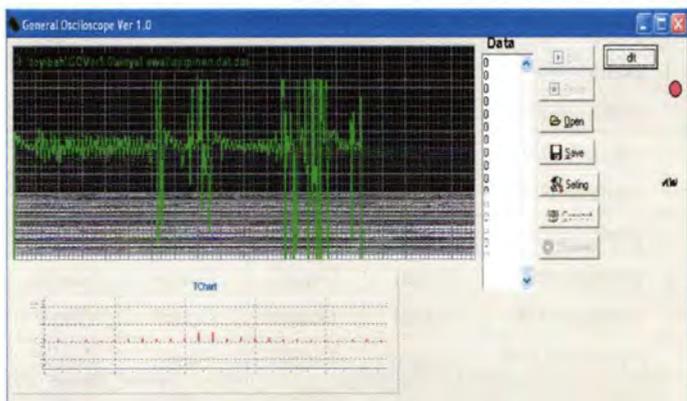
PENGUJIAN	VOKAL				
	A	I	U	E	O
pipikanaan51	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan52	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanaan53	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan54	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan55	Berhasil	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanaan56	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan57	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan58	Gagal	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanaan59	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanaan60	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanaan61	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanaan62	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanaan63	Berhasil	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanaan64	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan65	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan66	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan67	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan68	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanaan69	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan70	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanaan71	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan72	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanaan73	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanaan74	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanaan75	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil

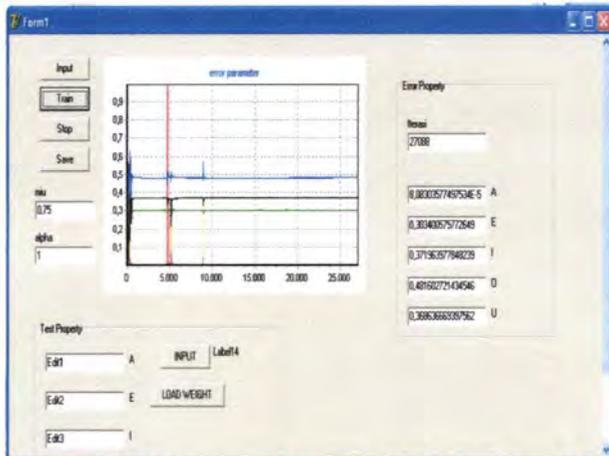
PENGUJIAN	VOKAL				
	A	I	U	E	O
pipikanan76	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Berhasil
pipikanan77	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan78	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan79	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan80	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan81	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan82	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan83	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan84	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan85	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan86	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan87	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan88	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan89	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan90	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Gagal	Gagal
pipikanan91	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan92	Gagal	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan93	Gagal	Gagal	Berhasil	Gagal	Berhasil
pipikanan94	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan95	Berhasil	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan96	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan97	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan98	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan99	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
pipikanan100	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal
Berhasil	38	37	37	0	37

Pada pengujian elektroda yang digunakan diletakkan di wajah tepatnya di rahang atas mulut sebelah kanan dengan tegangan otot masukkan pada saat kontraksi sebesar 0,6mV sedangkan otot pada saat relaksasi sebesar 0,3mV. Keluaran yang dikenali A(1,0,0,0,0), E(0,1,0,0,0), I(0,0,1,0,0), O(0,0,0,1,0), U(0,0,0,0,1) karena sinyal ucapan vokal E tidak memenuhi target (0,1,0,0,0) maka sinyal ucapan vokal E tidak dapat dikenali.

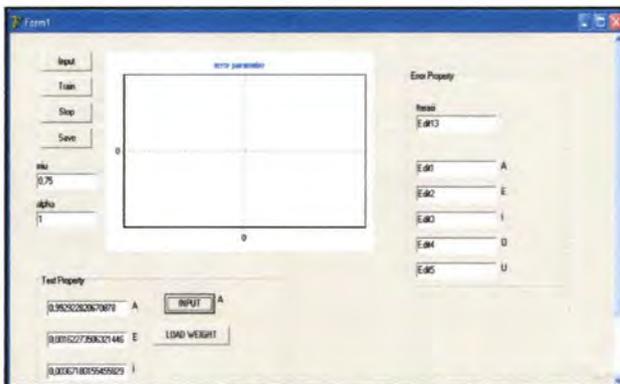


Gambar 4.10 Sinyal EMG ucapan A





Gambar 4.12 Error yang dicapai pada iterasi ke-27088



Gambar 4.13 Contoh Menampilkan *Pattern A*

4.7 Pembahasan Sistem

Secara keseluruhan, dari hasil pengujian yang dilakukan sistem akuisisi yang dirancang berjalan dengan baik. Sistem tersebut dapat dikoneksikan pada semua komputer baru yang memiliki port USB. Sistem yang dirancang juga telah dapat menampilkan sinyal EMG. Program yang dibuat untuk mengenali vokal yang diambil dari deteksi otot menggunakan elektrode permukaan. Namun sistem yang dirancang



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



BAB V - PENUTUP



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari perancangan, realisasi, dan pengujian alat pada tugas akhir ini dapat disimpulkan beberapa hal seperti berikut ini:

1. Sinyal EMG mampu di analisa dengan menggunakan rangkaian penguat instrumentasi menggunakan AD620 dapat memberikan penguatan yang tinggi mencapai 107 kali dengan *noise* yang rendah sekitar 2 mV kemudian difilter menggunakan filter analog.
2. Sistem akuisisi EMG yang dirancang dapat digunakan untuk semua komputer yang memiliki port USB.
3. Semakin besar iterasi yang dilakukan semakin memperbesar kesalahan yang diinginkan, pada iterasi ke 27.088 nilai kesalahan yang didapat untuk *pattern* A mencapai 8×10^{-5} . Sedangkan untuk iterasi ke 43.035 nilai kesalahan untuk *pattern* A sebesar $1,5 \times 10^{-5}$.
4. Metode *backpropagation* yang digunakan untuk mengenali sinyal Vokal dari 100 kali pengambilan data untuk A,E,I,U,O. Tingkat keberhasilannya mencapai 37%.

5.2 Saran

Saran – saran yang dapat diberikan untuk pengembangan alat ini sebagai berikut:

1. Untuk hasil tegangan output sesuai yang diinginkan diharapkan menggunakan V_{cc} lebih besar dari 5Volt lebih mendekati 18 Volt itu lebih baik.
2. Untuk lebih memudahkan pengukuran dan pengecekan alat diharapkan ground antara tiap rangkaian dipisahkan.
3. Untuk lebih memudahkan proses pengambilan data sinyal otot vokal, letak elektroda yang digunakan antara masukan negatif dan positif permanen.



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

DAFTAR PUSTAKA



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

DAFTAR PUSTAKA

- [1]Kanker Laring,<http://www.news-medical.net/health/Laryngeal-Cancer-What-is-Laryngeal-Cancer-%28Indonesian%29.aspx>. 2 Desember 2011
- [2]Merokok Picu Kanker Laring, <http://futurecare.blog.com/2008/07/16/kanker-laring>, 2 Desember 2011
- [3]Szu-Chen Jou, Tanja Schultz, Matthias Walliczek, Florian Kraft, and Alex Waibel, "Towards Continuous Speech Recognition Using Surface Electromyography" <URL: <http://www.cs.cmu.edu/~scjou>>, 23 November 2010
- [4]Maier Lena-Hein, "Speech Recognition Using Surface Electromyography" <URL: <http://www.cs.cmu.edu/~tanja/Papers/DA-MaierHein.pdf>>, Juli,2005
- [5]Instrumentasi Medis, http://ocw.usu.ac.id/course/download/1110000102-basic-biology-of-cell3/bbc313_slide_instrumentasi_medis.pdf, 25 November 2011
- [6]Mardiyanto, Ronny, "Perancangan dan Realisasi Prototip Elektrokardiograf Berbasis Mikrokontroler", ITB, Bandung, 2006.
- [7]Modul Biomedical Signal Amplifier mod EB-B1/EV, Elettronica Veneta, hal 45.
- [8]Atmega8, <http://www.atmel.com/ATmega8>, 23 November 2010.
- [9]MAX232, http://www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/1798, 23 November 2010.
- [10]Tamura Osamu, "AVR-CDC (ATtiny2313)" <URL: <http://www.mikrocontroller.net/attachment/40131/cdc-313.pdf>>. 28 September 2010
- [11]Ece Arif., "Serial COMPort Using ATMega8" <URL:<http://arif-ecce.blogspot.com/2010/07/serial-com-port-using-atmega8-avr-dude.html>>, 3 Maret 2011
- [12]Siang, Jong Jek, "Jaringan Syaraf Tiruan dan Pemrogramannya menggunakan Matlab", 2005, Andi, Yogyakarta
- [13]Ham, Fredic M. dan Kostanic, Ivica., "Principle of Neurocomputing for Science and Engineering" , Florida Institute of Technology,Florida,2001.



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

LAMPIRAN



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



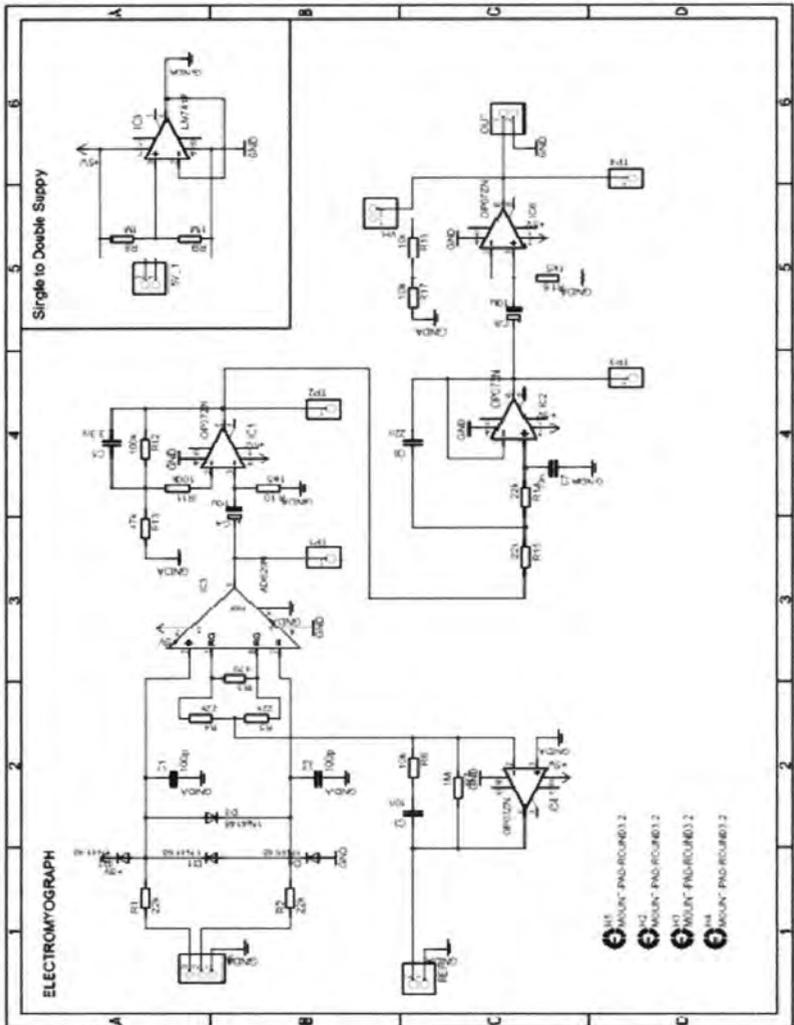
ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember



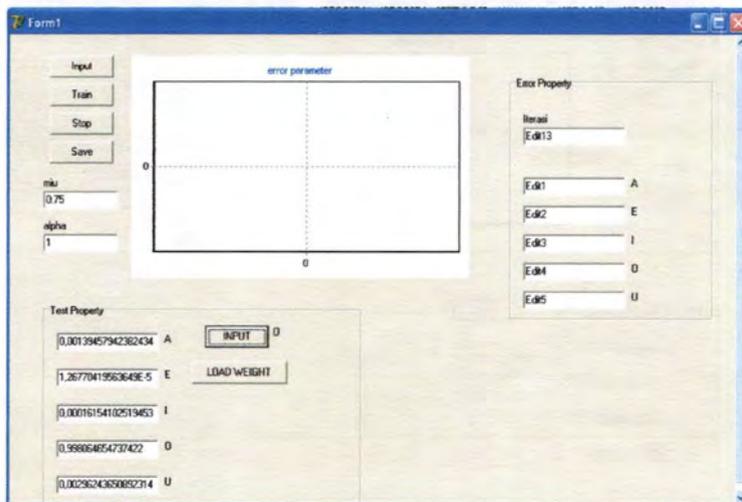
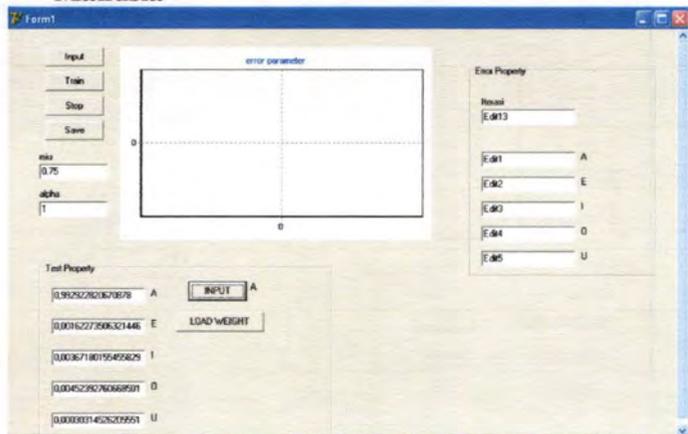
ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

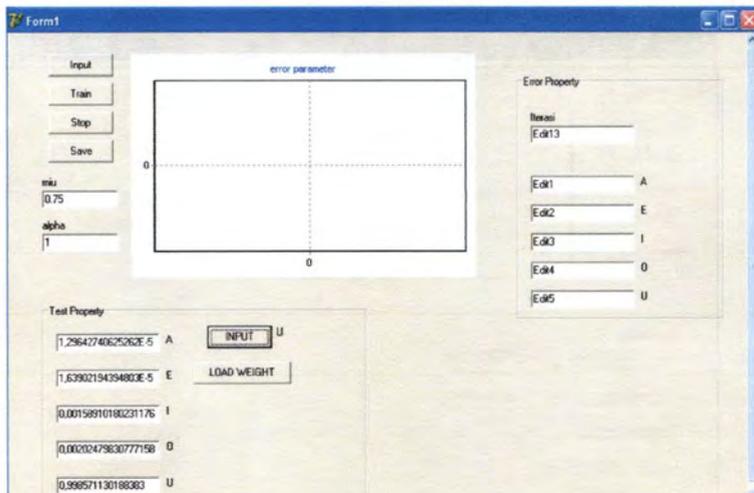
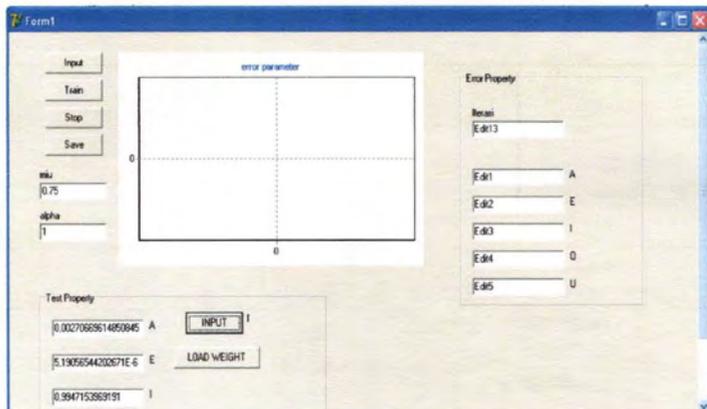
LAMPIRAN

⊛ Skematik Rangkaian Instrumentasi *Amplifier* dan Filter Analog



❖ Hasil dari Pengujian EMG Pada Ucapan *Vocal* Manusia







ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember

BIODATA PENULIS



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember



ITS
Institut Teknologi
Sepuluh Nopember

BIODATA PENULIS



Toyibah Romlah dilahirkan di pasuruan pada tanggal 17 september 1985. Penulis adalah putri keempat dari lima bersaudara pasangan Siswo Slamet Alm. dan Istirochah. Penulis mengawali pendidikan dasar di SD Mumammadiyah 2 Kejapanan dan SMP Negeri 1 Gempol, kemudian melanjutkan ke SMA Negeri 2 Sidoarjo. Setelah tamat dari pendidikan di SMU penulis melanjutkan studinya Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya pada tahun 2005 dan memilih bidang minat elektronika industri. Selama menjadi mahasiswa, penulis ikut terlibat sebagai asisten di Laboratorium Elektronika, Jurusan Teknik Elektro ITS. Selain aktif sebagai mahasiswa, penulis juga aktif dalam keorganisasian maupun pelatihan.