

PENDETEKSI SINYAL EMG UNTUK GERAK REFLEKS
 PADA KASUS KHUSUS NEUROPHATY DENGAN
 TEKNOLOGI ELEKTRONIKA BERBASIS FUZZY LOGIC
 CONTROLLER NLX220

TUGAS AKHIR

PERPUSTAKAAN ITS	
Tgl. Terima	27 - 7 - 2000
Terima Dari	H
No. Agenda Prp.	21. 1343

Oleh :

HAIRU KUSUMAYADI

2291.100.040

RSE
 629.89
 kus
 p-1
 1999



JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
 FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
 INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
 SURABAYA
 1999

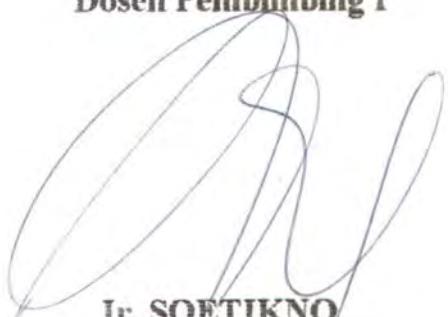
**PENDETEKSI SINYAL EMG UNTUK GERAK
REFLEKS PADA KASUS KHUSUS NEUROPATHY
DENGAN TEKNOLOGI ELEKTRONIKA BERBASIS
FUZZY LOGIC CONTROLLER NLX 220**

TUGAS AKHIR

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

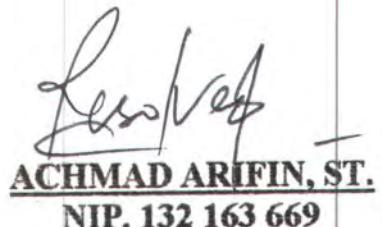
Mengetahui / Menyetujui,

Dosen Pembimbing I



Ir. SOETIKNO
NIP. 130 441 231

Dosen Pembimbing II



ACHMAD ARIFIN, ST.
NIP. 132 163 669

**S U R A B A Y A
Agustus, 1999**

Bacalah ! Dengan (menyebut) nama Tuhanmu yang menciptakan. Dia telah menciptakan manusia dari segumpal darah. Bacalah! Dan Tuhanmu yang paling pemurah. Yang telah mengajar (manusia) dengan kalam. Dia yang mengajarkan kepada manusia apa yang tidak dia ketahuinya. (Q.S. Al'Alaq : 1-5)



*Kupersembahkan kepada Keluarga dan Istriku
Tercinta Luluk Endang S*

ABSTRAK

Perkembangan teknologi biomedika sangat cepat seiring dengan perkembangan teknologi Elektronika. Pada Tugas akhir ini direncanakan suatu Alat Ukur Durasi Refleks Otot Achilles Pada Penderita *Diabetic Neuropathy* dengan menggunakan Fuzzy Logic NLX220 yang diinterfacekan dengan IBM PC, dengan parameter yang diukur berupa tegangan puncak (Volts) dari sinyal refleks dan durasi dari sinyal tersebut (ms).

Dengan menggunakan elektroda biopotensial sinyal dari otot dapat diambil. Selanjutnya sinyal tersebut dikonversikan menjadi data digital dengan sebuah ADC. Disamping itu sinyal tersebut diolah processor Fuzzy Logic yang juga dikonversikan menjadi data digital oleh ADC. Data digital hasil konversi ini dengan perangkat lunak diproses oleh komputer untuk diperbandingkan antara sinyal dengan memakai Fuzzy dan sinyal yang tidak memakai Fuzzy. Sistem belum bisa menampilkan hasil yang diinginkan, karena pengolahan sinyal oleh Modul Fuzzy tidak bisa menghasilkan performance yang sebenarnya. Sistem untuk tujuan umum masih gagal memberikan hasil yang optimal. Sedangkan untuk hasil yang didapat dari filter bisa ditampilkan dan disimpan dalam bentuk file, sehingga sewaktu-waktu dibutuhkan dapat ditampilkan kembali.

Al Qur'an ini adalah penjelasan yang lengkap bagi manusia, supaya mereka mendapat peringatan dan memahami bahwasanya Dia-lah Tuhan Yang Maha Tunggal dan supaya orang-orang yang berakal mengerti (Q.S. Ibrahim:52)



KATA PENGANTAR

KATA PENGANTAR

Puji syukur kami panjatkan pada Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat-NYA sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini sebagai prasyarat untuk meraih gelar sarjana pada Jurusan Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Dalam menyusun Tugas Akhir ini penulis senantiasa mendapat bantuan dan dukungan yang sangat berharga. Untuk itu penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada yang terhormat:

- Bapak Ir Soetikno selaku Pembimbing I Tugas Akhir yang senantiasa memberi bimbingan dan dorongan semangat kepada penulis dan sekaligus selaku Koordinator Bidang Studi Elektronika Jurusan Teknik Elektro ITS.
- Bapak Achmad Arifin, ST selaku pembimbing II Tugas Akhir yang telah bersedia mengorbankan waktunya dan dengan sabar dalam memberikan bimbingan.
- Bapak Ir Teguh Yuwono, selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS.
- Bapak Rachmad Setiawan, ST, MT selaku dosen wali yang telah membimbing penulis selama ini.
- Kedua Orangtua, saudara-saudaraku serta Istriku tercinta Luluk Endang S yang telah memberi dorongan semangat, serta doa sehingga Tugas Akhir ini dapat terselesaikan.

- Rekan-rekan mahasiswa Teknik Elektro ITS dan rekan-rekan di Mojo IV/19 dan Srikana 44, serta

Semua pihak yang tak bisa penulis sebutkan satu persatu, yang telah memberikan bantuan dan dorongan sehingga Tugas Akhir ini dapat terselesaikan.

Akhirnya penulis berharap semoga tugas Akhir ini berguna bagi semua, khususnya untuk perkembangan dunia ilmu.

Surabaya, Juli 1999

Penyusun

DAFTAR ISI

JUDUL.....	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	ii
ABSTRAK.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
DAFTAR ISI.....	vi
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 LATAR BELAKANG.....	1
1.2 BATASAN MASALAH.....	2
1.3 TUJUAN.....	2
1.4 METODOLOGI.....	2
1.5 POKOK PEMBAHASAN.....	3
1.6 RELEVANSI.....	4
BAB II TEORI PENUNJANG.....	5
2.1 PENDAHULUAN.....	5
2.2 OTOT SEBAGAI PENYUSUN TUBUH MANUSIA.....	5
2.2.1 Syaraf Pada Jaringan Otot.....	6
2.2.2 Aktifitas Otot.....	11
2.2.3 Stimulator Otot.....	12

2.3 ELEKTRODA.....	14
2.3.1 Elektroda Permukaan.....	14
2.3.2 Elektroda Kedalaman.....	15
2.4 REFLEK OTOT DAN PENGUKURAN REFLEK.....	16
2.5 BIOPOTENSIAL AMPLIFIER.....	19
2.6 ANALOG TO DIGITAL CONVERTER (ADC).....	21
2.6.1 Successive Aproximation Converter.	21
2.6.2 Konverter Analog ke Digital AD574A.....	23
2.6.3 Pengontrolan AD574A.....	23
2.6.4 Pewaktuan Start Konversi.....	25
2.6.5 Pewaktuan Siklus Baca.....	26
2.6.6 Operasi Stand Alone.....	27
BAB III TEORI LOGIKA FUZZY.....	29
3.1 PENDAHULUAN.....	29
3.2 STRUKTUR DASAR LOGIKA FUZZY.....	32
3.2.1 Unit Fuzzifikasi.....	33
3.2.2 Unit Pengambilan Keputusan Fuzzy (Knowledge Base).....	33
3.2.3 Unit Defuzzifikasi.....	34
3.3 CHIP FUZZY NLX220.....	35
3.3.1 Pendahuluan.....	35
3.3.2 Deskripsi Pin.....	36
3.3.2.1 Input.....	36

4.5.2 Pemograman Sistem Dalam ADC.....	67
BAB V PENGUKURAN DAN PENGUJIAN ALAT.....	69
5.1 PENGUJIAN MASING-MASING MODUL.....	69
5.1.1 Modul Penguat Instrumentasi.....	69
5.1.2 Modul ADC.....	70
5.1.3 Pengujian Modul FMC NLX220.....	71
5.2 PENGUJIAN SISTEM.....	72
5.3 ANALISA KESALAHAN DESIGN.....	73
BAB VI PENUTUP	75
6.1 KESIMPULAN.....	75
6.2 SARAN-SARAN.....	76
DAFTAR PUSTAKA.....	77
LAMPIRAN.....	
A. MODUL FUZZY LOGIC CONTROLLER NLX220.....	A-1
MODUL INSTRUMENTASI EMG.....	A-2
MODUL ADC574 (DAS-8).....	A-3
MODUL STIMULATOR.....	A-4
B. PROGRAM SYSTEM.....	B-1
PROGRAM FUZZY NLX220.....	B-2
SIMULASI PROGRAM FUZZY.....	B-3
C. HASIL PENGUKURAN.....	C-1
D. PENEMPATAN ELEKTRODA DAN STIMULASI.....	D-1



Katakanlah, "Dialah Yang Maha Esa". Allah adalah tumpuan segala harapan. Dia Tidak melahirkan dan Dia tidak pula dilahirkan. Dan tidak ada seorangpun yang menyerupainya. (Q.S. Al Ikhlas:1-4).



DAFTAR GAMBAR

DAFTAR GAMBAR

2.1 Serabut Otot.....	6
2.2 Serabut Saraf Penggerak.....	7
2.3 Unit Penggerak.....	8
2.4 Jalannya Rangsangan.....	9
2.5. Daerah Penggerak pada Selaput Otak.....	10
2.6 Jangsi Neuromuskular.....	10
2.7 Otot Dalam Keadaan Witch (Kejut)	11
2.8 Otot Dalam Keadaan Klonus.....	12
2.9 Otot Dalam Keadaan Kejang.....	12
2.10 Bentuk Gelombang Perangsang.....	14
2.11 Elektroda Permukaan.....	15
2.12 Elektroda Kedalaman.....	26
2.13 Aktifitas Potensial pada Sel Tunggal.....	17
2.14. Aktifitas yang Terekam.....	18
2.15 Pengukuran Reflek.....	18
2.16 Otot dalam Keadaan Reflek.....	19
2.17 Diagram Blok Successive Approximation Converter.....	22
2.18 Hubungan Bipolar AD574A	24
2.19 Pewaktuan Start Konversi.....	26
2.20 Pewaktuan Siklus Baca.....	27

2.21 Pewaktuan Mode Stand Alone.....	28
3.1 Fungsi Membership Boolean dan Fuzzy.....	29
3.2 Istilah-istilah dalam Fungsi Membership	30
3.3 Fungsi S.....	30
3.4 Fungsi π	31
3.5 Fungsi Segitiga.....	31
3.6 Tipikal Sistem Kontrol Dengan Fuzzy Logic.....	32
3.7 Struktur Dasar Fuzzy Logic Control.....	32
3.8 Susunan Pin NLX220.....	36
3.9 Blok Diagram NLX220.....	41
3.10 Jenis Membership Function.....	43
3.11 Membership Function Kecepatan.....	44
3.12 Overlap Dua Membership Function.....	44
3.13 Fuzzifikasi dari Temperature Input.....	45
3.14 Floating Membership Function.....	46
3.15 Mode Immediate Defuzzifikasi.....	51
3.16 Mode Accumulate Defuzzifikasi.....	51
4.1 Blok Diagram Alat.....	54
4.2 Rangkaian Biopotensial Amplifier.....	56
4.3 Rangkaian Notch Filter.....	57
4.4 Rangkaian Band Pass Filter.....	59
4.5 Rangkaian Supervisi.....	60

4.6 Rangkaian Proteksi Tegangan.....	62
4.7 Flowchart Program.....	68

Hai Manusia ! Sembahlah Tuhan yang menjadikan kamu dari orang-orang sebelum kamu supaya kamu menjadi orang-orang yang bertakwa. (Q.S. Al Baqarah:21)



DAFTAR TABEL

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Kebenaran Untuk Input Control AD574A.....	25
Tabel 3.1 Absolute Maximum Rating Ta=25 C.....	38
Tabel 3.2 Analog Conversion Specification.....	38
Tabel 3.3 Specification and Recommended Operating Condition.....	39
Tabel 3.4 Tabel alokasi Memori NLX220.....	52
Tabel 5.1 Hasil Pengukuran ADC.....	70

*Katakan: "Sesungguhnya shalatku, ibadahku, hidupku, dan matiku,
hanyalah untuk Allah Tuhan semesta alam". (Q.S. Al An'am:162)*



BAB I
PENDAHULUAN

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. LATAR BELAKANG

Logika Fuzzy yang diperkenalkan oleh Lotfi Zadeh pada tahun 1965 sekarang telah berkembang dengan sangat pesat. Perkembangan teorema Fuzzy ini telah meluas ke berbagai bidang seperti produk elektronik untuk kontrol atau untuk bidang kedokteran. Contoh penerapan teorema logika fuzzy dalam bidang kedokteran adalah pengaplikasian pada peralatan medika yang digunakan untuk mendeteksi gejala yang ada pada seorang pasien. Salah satu aplikasi instrumentasi medika itu ialah EMG (Electromyograph) yang digunakan untuk mengenali refleks dari otot. Dimana pengenalan refleks otot ini sangat dibutuhkan pada pengujian obyektif terhadap penderita penyakit syaraf akibat penyakit diabetic (*Diabetic Neurophaty*).

Biasanya kenyataan yang dihadapi oleh peralatan tersebut pada tingkat tertentu memerlukan ketelitian dalam menerima masukan dan pemberian informasi yang lebih akurat dan jelas, kesulitan akan terjadi bila menggunakan metoda konvensional yang memerlukan pendekatan matematis dalam mengolah informasi yang diterima. Disamping peralatan ini juga harganya sangat mahal. Dengan dasar ini, didapatkan gagasan untuk merancang alat ini untuk melakukan pengukuran terhadap refleks otot *Achilles* pada penderita *Diabetic Neurophaty* dengan menggunakan Teorema Logika Fuzzy sebagai pembanding.

1.2. Batasan Masalah

Alat ini dirancang untuk mengukur durasi reflek terhadap penderita *Diabetic Neuropathy* menggunakan metoda logika fuzzy sehingga dapat mendeteksi sistem dengan lebih teliti. Data analog dari elektrode dan data analog dari keluaran Kontroller Fuzzy Logic NLX220 dikonversikan ke dalam bentuk digital oleh ADC AD574A, yang kemudian diinterfacekan dengan komputer dan pengambilan keputusan berdasarkan parameter yang terukur menggunakan logika fuzzy yang diwujudkan secara perangkat keras.

1.3. Tujuan

Perencanaan alat **PENDETEKSI SINYAL EMG UNTUK GERAK REFLEKS PADA KASUS KHUSUS NEUROPHATY DENGAN TEKNOLOGI ELEKTRONIKA BERBASIS FUZZY LOGIC CONTROLLER NLX220** bertujuan untuk menerapkan teknologi fuzzy logic pada alat ini secara stand alone. Digunakan elektrode permukaan sebagai sensor sinyal listrik dari otot yang diolah oleh komputer sebagai pengontrol sistem peralatan. Fuzzy Logic Controller sebagai pembanding keluaran dimaksudkan sebagai penerapan logika Fuzzy Logic yang dapat mengeliminasi metode konvensional yang menggunakan model matematis dalam sistem akuisisi datanya.

1.4. Metodologi

Langkah-langkah yang dilakukan untuk membuat peralatan yang direncanakan ini yang dilakukan pendekatan perangkat keras (*hardware*) maupun perangkat lunak (*software*) adalah sebagai berikut:

- Studi Literatur tentang analisa sinyal Electromyograph, bentuk gelombang EMG, Controller Fuzzy Logic NLX220, konverter AD574A, IBM Personal Computer AT, rangkaian Instrumentasi dan Pemograman Komputer.
- Perbandingan dengan Tugas Akhir mengenai pengolahan sinyal EMG dan instrumentasi medika lain yang sudah pernah dibuat.
- Perencanaan dan pembuatan perangkat keras serta perangkat lunaknya.\
- Pengujian peralatan, dan pengukuran data dari peralatan guna mengetahui apakah sudah sesuai dengan yang diharapkan.
- Penyusunan buku Tugas Akhir.

1.5. Pokok Pembahasan

Dalam pembahasan Tugas Akhir yang dibuat ini dibagi menjadi enam bab dengan Pokok Pembahasan sebagai berikut :

- | | |
|--------|--|
| Bab I | Pendahuluan, yang berisi uraian latar belakang, batasan masalah, tujuan, metodologi dan pokok pembahasan. |
| Bab II | Teori Penunjang, yang berisi teori dasar tentang otot, transducer yang dipakai, ADC 574A, biopotensial Amplifier AD521 serta Komputer IBM PC AT. |

*Hai orang-orang yang beriman jadikanlah sabar dan shalat sebagai penolongmu, sesungguhnya Allah beserta orang-orang yang sabar.
(Q.S. Al Baqarah: 153)*



BAB II

TEORI PENUNJANG

BAB II

TEORI PENUNJANG

2.1 PENDAHULUAN

Pada bab ini akan dibahas mengenai teori penunjang dari otot ditinjau dari segi biologis dan aktivitas elektris otot, juga peralatan yang direncanakan juga akan dibahas sedikit tentang elektrodanya, dengan tujuan agar pembaca memahami otot itu sendiri. Serta diharapkan pembaca mengerti cara-cara dalam perencanaan hardware.

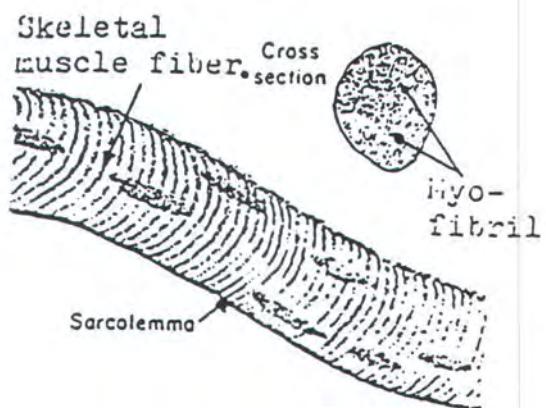
Mula-mula akan dibahas klasifikasi otot sebagai penyusun tubuh manusia, aktifitas elektris serta pengukuran refleks, dan instrumentasi EMG berupa Biopotensial Amplifier dan perangkat pendukungnya dan terakhir dibahas Sistem Akuisisi Data, yang berupa ADC (Analog to Digital Converter) sebagai pengambil sinyal analog ke digital.

2.2 KLASIFIKASI OTOT SEBAGAI PENYUSUN TUBUH MANUSIA.

Sebagai penyusun tubuh manusia ada beberapa macam otot, sekitar 40% dari tubuh manusia berupa otot rangka, 5 % - 10 % otot skeletal, otot jantung dan otot polos.

Otot skeletal berupa otot dengan garis-garis melintang (*cross-striation*), kontraksi otot ini dikontrol oleh pusat kesadaran. Otot ini menentukan gerakan

bagian-bagian tubuh , karena ujung-ujungnya terikat pada tulang sehingga akibat kontraksinya tulang atau bagian-bagian tubuh dapat melakukan gerakan.



Gambar 2.1. Serabut Otot¹

Otot jantung (*cardiac muscle*) mempunyai kesamaan bentuk dengan otot skeletal yaitu bergaris-garis melintang, akan tetapi berbeda dalam hal kontraksinya. Otot jantung berkontraksi secara ritmis tanpa dikontrol oleh pusat kesadaran. Dari namanya jelas otot ini terletak di jantung.

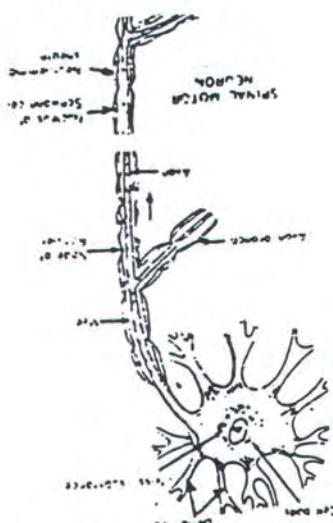
Otot polos bentuknya tidak bergaris-garis melintang dan termasuk otot tak sadar. Kontraksi dari otot polos tidak dikontrol pusat kesadaran. Otot rongga perut (*viscera*), pada pembuluh darah *arteri*, pada otot kelenjar merupakan otot polos.

2.2.1 Saraf Pada Jaringan Otot

¹ F.X. Prawira Kusumawijaya, Sistem-sistem dalam teknik biomedika, 1975, ITS Elektro, hal 168.

Jika otot diberi ransangan listrik maka elemen-elemen kontraktif akan memendek atau otot akan berkontraksi. Rangsangan ini berasal dari pusat kesadaran (*otak*) dan disalurkan melalui serabut saraf penggerak (*motor neuron*) menuju serabut-serabut otot.

Sebuah serabut otot saraf terdiri dari tiga bagian utama, yaitu badan sel (*cell body soma*), satu atau beberapa input yang dinamakan *dendrite* dan sebuah serabut pengirim atau penyalur yang panjang yang dinamakan *axon*. *Axon* inilah yang akan menuju ke serabut otot.



Gambar 2.2. Serabut saraf penggerak ²

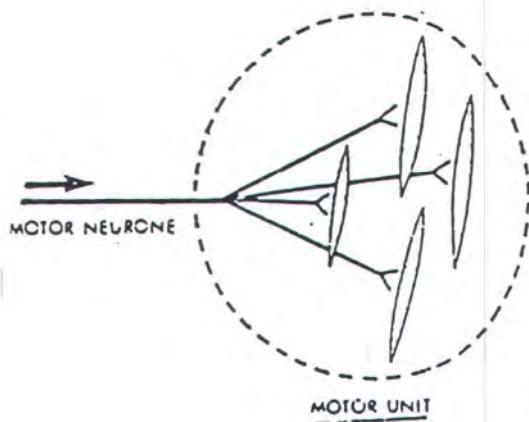
Setiap serabut saraf penggerak mensuplai kira-kira sebanyak seratus buah serabut otot. Satu serabut saraf penggerak dengan serabut-serabut ototnya membentuk suatu kesatuan yang disebut unit penggerak (*motor unit*). Dan setiap otot terdiri dari beribu-ribu unit penggerak.

²

Ibid hal 169.

Seberkas serabut-serabut saraf penggerak yang menyebabkan otot berkontraksi disebut saraf penggerak (*motor/efferent nerve*) dan termasuk dalam golongan sistem saraf sadar (*somatic voluntary nervous system*).

Saraf penggerak ini berasal dari sel tanduk depan (*anterior horn cell*) yang terletak pada sumsum tulang belakang (*spinal cord*). Sel tanduk ini oleh simpul saraf (*ganglion*) dihubungkan ke *medulla oblongata* terus keselaput otak penggerak (*motor cortex*) yang terletak di otak (*cerebrum*). Di daerah inilah pusat komando dilakukan dengan mengirim rangsangan-rangsangan listrik.



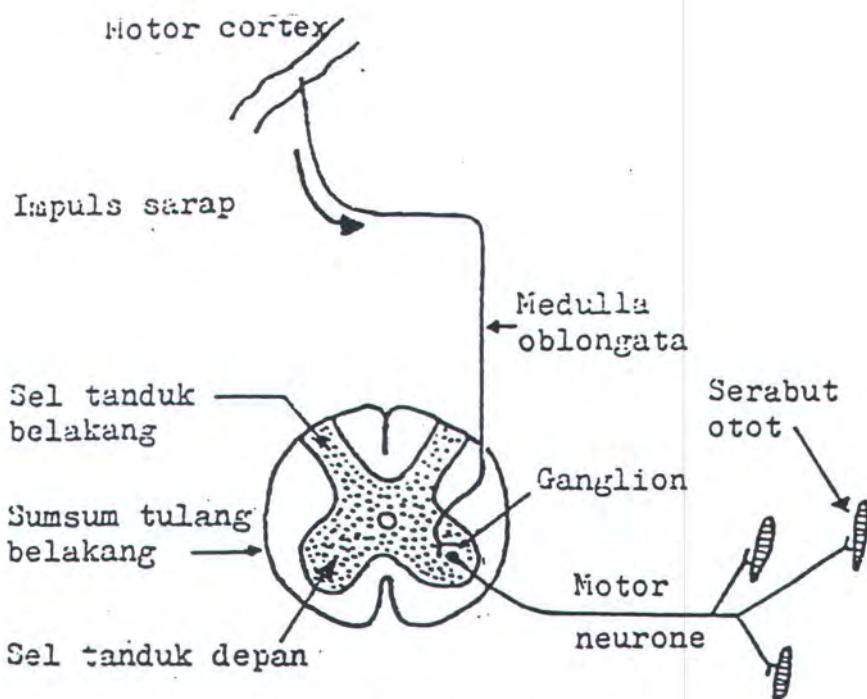
Gambar 2.3. Unit penggerak³

Pengiriman rangsangan dari saraf ke serabut otot dilakukan melalui sambungan yang dinamakan jangsi neuromuskolar (*neuromuscular myoneural junction*). Pada bagian akhir ujung-ujung saraf menempel pada serabut otot dengan sangat kuat, tetapi saraf ini masih terletak di luar selaput tipis pembungkus serabut otot. Dibagian akhir ini dijumpai butiran-butiran halus yang

³

Ibid hal 170.

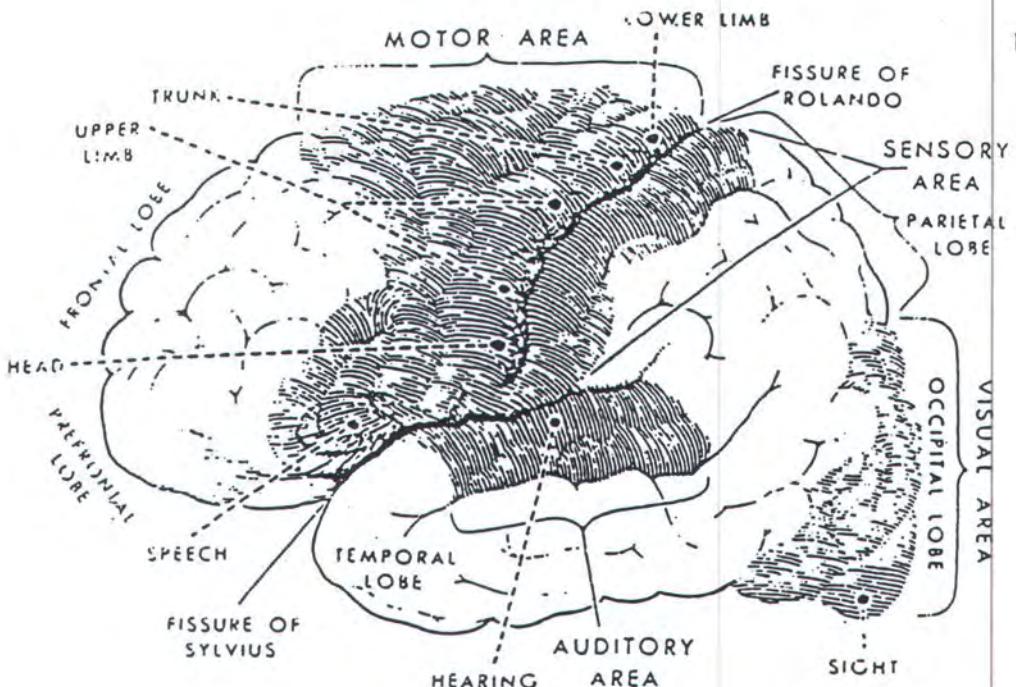
disebut butiran Kuhne atau gelembung-gelembung asetikholin (*small vesicles of acetylcholine*).



Gambar 2.4. Jalannya rangsangan⁴

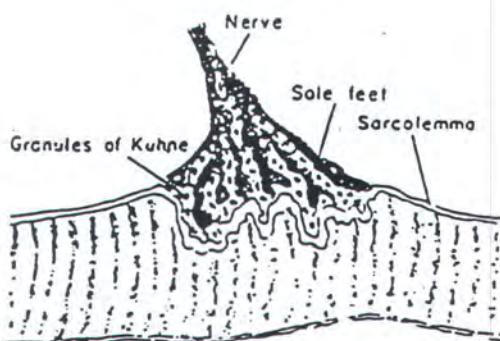
Asetikholin adalah hormon yang dikeluarkan oleh bagian akhir saraf dengan tujuan untuk merangsang serabut otot, karena rangsangan ini membuat permeabilitas sel-sel otot berubah sehingga ia dapat meneruskan rangsangan tadi keseluruh bagian otot. Akibatnya otot berkontraksi, sedang asetikholin itu sendiri dirusak segera, setelah ada enzim kholinesterase (*cholinesterase*) yang terdapat di bagian saraf ini pula. Pengrusakan ini bertujuan agar rangsangan yang datang sesudah rangsangan yang terdahulu dapat bekerja dengan efektif. Ketidak mampuan seseorang menghasilkan asetikholin dalam jumlah yang tidak normal menyebabkan orang menderita *myasthenia gravis*.

⁴ Luccid hal 170



LOCATION OF IMPORTANT AREAS OF CEREBRUM

Gambar 2.5. Daerah penggerak pada selaput otak⁵



Gambar 2.6. Jangsi neuromuskular⁶

Peristiwa-peristiwa listrik yang terjadi pada otot dapat direkam oleh alat elektromyograph (*electromyograph*) dengan memasang elektrode baik yang *infasif* atau melukai (*needle electrode*) maupun *non infasif* atau tak melukai

⁵

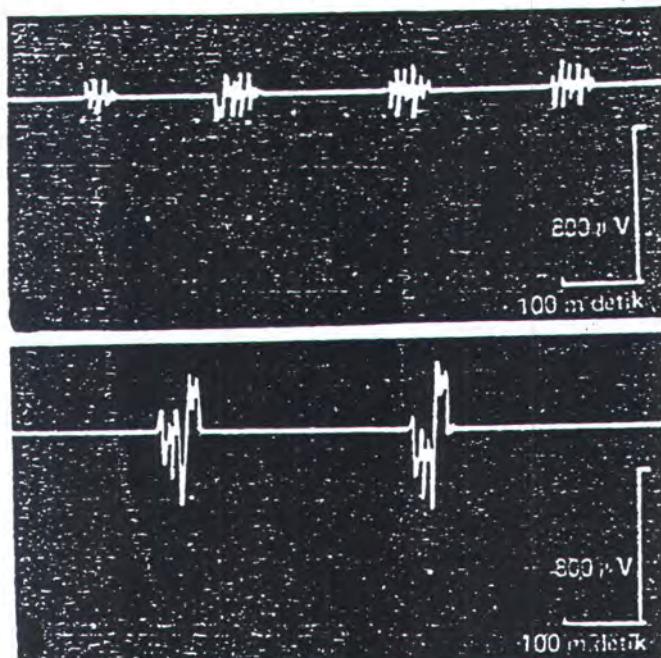
Ibid hal 171.

(*surface electrode*) pada permukaan kulit tubuh yang berdekatan dengan otot yang akan diselidiki.

2.2.2 Aktifitas Otot

Seperti diketahui, otot berkontraksi menurut rangsangan yang datang. Bila tidak ada rangsangan unit penggerak dalam keadaan istirahat (*relax*) dan otot-otot dalam keadaan lemas (*flaccial*).

Seandainya frekwensi rangsangan rendah, yaitu antara 1 sampai 5 impuls/detik, maka otot akan berkontraksi dengan tajam yang dikenal sebagai kejutan (*twitch*).

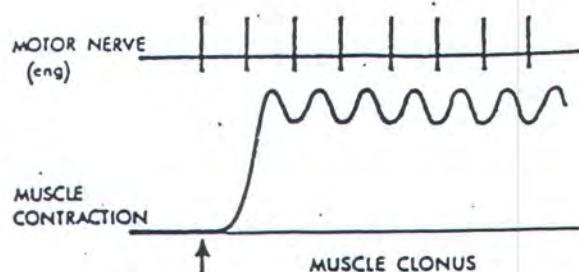
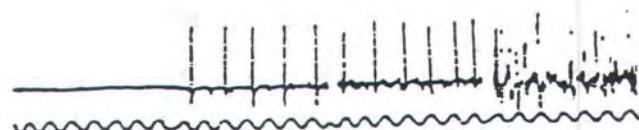


Gambar 2.7. Otot dalam keadaan *witch* (kejutan)⁷

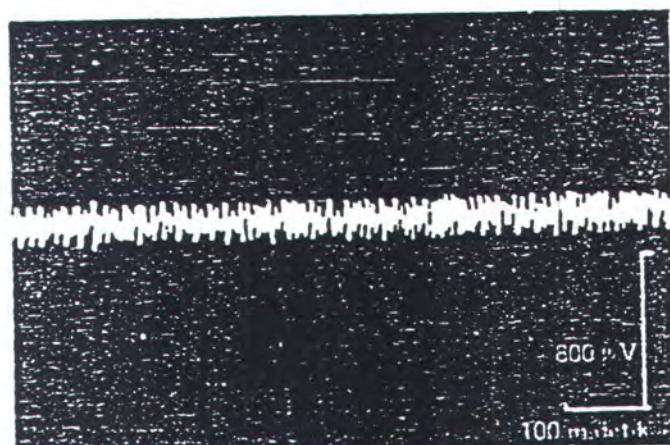
Bila frekwensi dinaikkan antara 10 hingga 30 impuls/detik, otot akan bergetar (*tremor*). Keadaan yang demikian ini disebut dengan klonus (*clonus tremulous contraction*).

⁶ Ibid hal 173.0

⁷ Ibid hal 174.



Gambar 2.8. Otot dalam keadaan klonus⁸



Gambar 2.9. Otot dalam keadaan kejang⁹

Dengan frekwensi 50 sampai 200 impuls/detik, akan diperoleh kontraksi yang tetap dan otot dikatakan dalam keadaan kejang (*tetanus*).

2.2.3 Stimulator Otot.

⁸ Ibid hal 174.

⁹ Loccid hal 174.

Untuk mengetahui jenis gelombang stimulator yang baik dan frekwensi yang sesuai dengan otot, seorang dokter Perancis yang bernama *Vodovnik* menentukan dua buah kriteria, yaitu :¹⁰

- a. Kenyamanan penderita (Patient Comfort)
- b. Tenaga yang dikeluarkan harus sekecil mungkin.

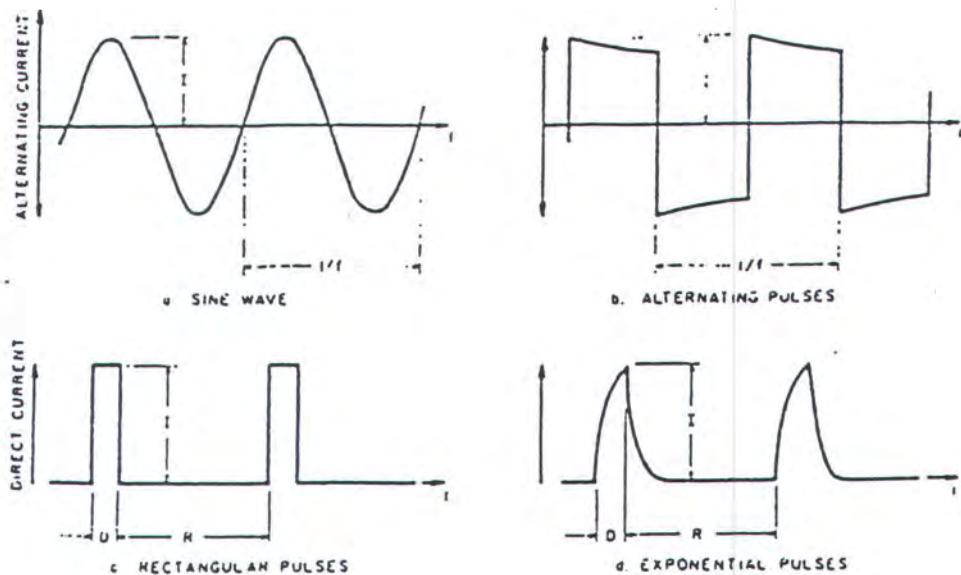
Bentuk-bentuk gelombang periodik yang dipakai dan diselidiki oleh *Vodovnik* ada dua golongan utama yaitu :

1. Arus bolak-balik (*alternating current*), yaitu :
 - a. Gelombang sinus (*sine wave*).
 - b. Pulsa bolak-balik (*alternating pulse*).
2. Arus searah (*direct current*), yaitu :
 - a. Pulsa persegi (*rectangular pulse*).
 - b. Pulsa eksponensial (*exponential pulse*).

Stimulus bolak-balik memiliki parameter, yaitu amplitudi **I** dan frekwensi **f**, sedang stimulus searah memiliki tiga parameter yaitu amplitudo **I**, waktu pulsa (*pulse duration*) **D** dan selang pulsa (*pulse interval*) **R** atau frekwensi **f** dimana **R** = $1/f$.

Dari hasil penelitian *Vodovnik*, didapatkan bahwa untuk frekwensi diatas 300 Hertz pulsa persegi AC (*AC square pulse*) masih nyaman, tetapi dibawah frekwensi 300 Hertz ia menimbulkan rasa nyeri. Sedangkan untuk rangsangan sinusoidal, titik nyeri terjadi pada frekwensi 500 Hertz.

¹⁰ Vodonik, L et al. (1965) Pain response to different tetazining current, Arch. Phys. Med. Rebail., 46, 187.



Gambar 2.10. Bentuk gelombang perangsang¹¹

2.3. JENIS JENIS ELEKTRODA

Sebelum membahas elektroda lebih lanjut, kami memberikan definisi dari elektroda itu sendiri. Elektroda adalah suatu alat yang berfungsi untuk mengubah suatu perubahan kimia yang terjadi (pada tubuh maupun benda lain) menjadi besaran lain misalnya: frekwensi atau tegangan.

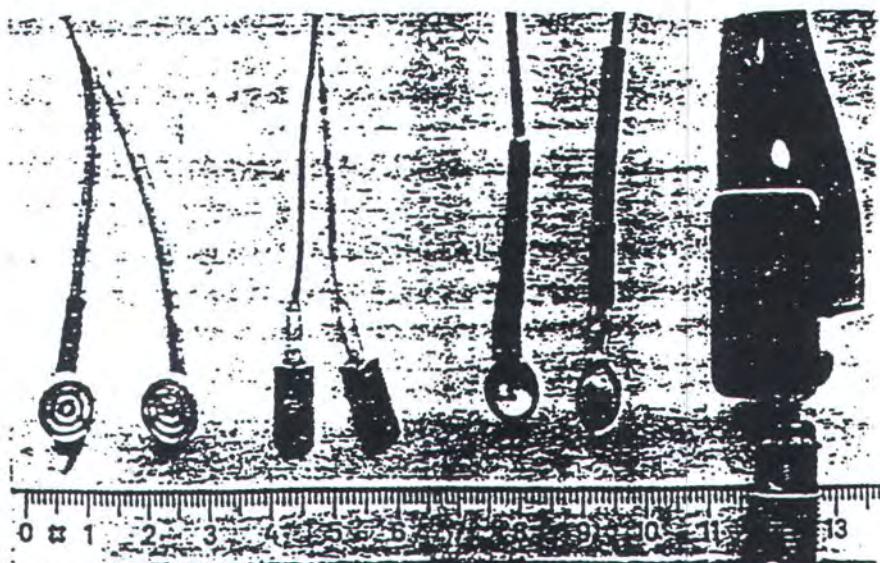
Selama bertahun-tahun telah dikembangkan berbagai macam elektroda untuk berbagai keperluan penelitian dalam bidang Elektromyography.

Elektroda digolongkan berdasarkan macamnya menjadi dua golongan besar yakni *elektroda permukaan (surface electrode)* dan *elektroda kedalaman (depth electrode)* termasuk intramuscular elektroda dan mikro elektroda.

2.3.1 Elektroda Permukaan.

Elektroda permukaan terbuat dari bahan perak, timah atau besi tahan karat. Ada berbagai macam bentuk dari elektroda jenis ini seperti bentuk lingkaran, persegi dan mangkuk.

Sesuai dengan namanya elektroda ini ditempatkan pada permukaan kulit. Gambar 2.11 beberapa contoh elektroda permukaan, pada gambar (a) elektroda perak, (b) elektroda timah, (c) elektroda mangkuk dan (d) stainless stell ground electrode. Elektroda permukaan digunakan untuk pengukuran *kecepatan hantar syaraf* dan penyelidikan *refleks*.



Gambar 2.11. Elektroda Permukaan¹²

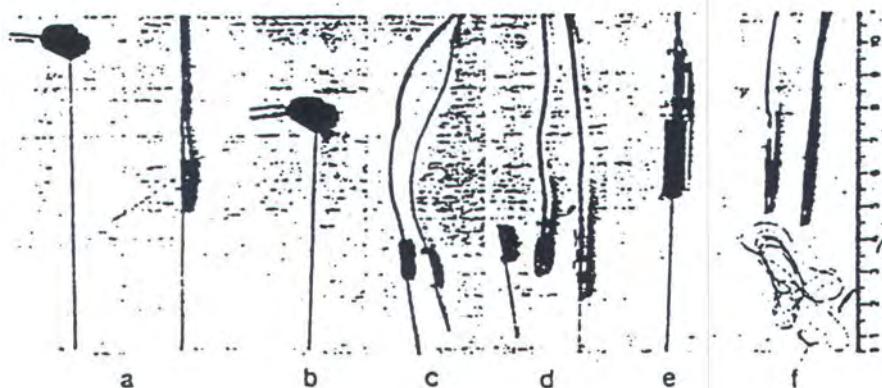
2.3.2 Elektroda Kedalaman

Sesuai dengan namanya elektroda jenis ini dimasukkan kedalam otot atau bagian tubuh manusia, elektroda jenis ini bersifat melukai atau menembus kulit. Gambar 2.12 menunjukkan beberapa contoh jenis ini.

¹¹ opcit hal 177

¹² Principle of biomedical Instrumentation and Measurement, Richard Aston, hal 90.

Gambar (a) concentric needle electrode, (b) bipolar concentric needle electrode, (c) monopolar electrode, (d) injection needles, (e) single fibre, (f) platinum wire dan chip intramuscular electrode.



Gambar 2.12. Elektroda Kedalaman ¹³

2.4 REFLEK OTOT DAN PENGUKURAN REFLEK

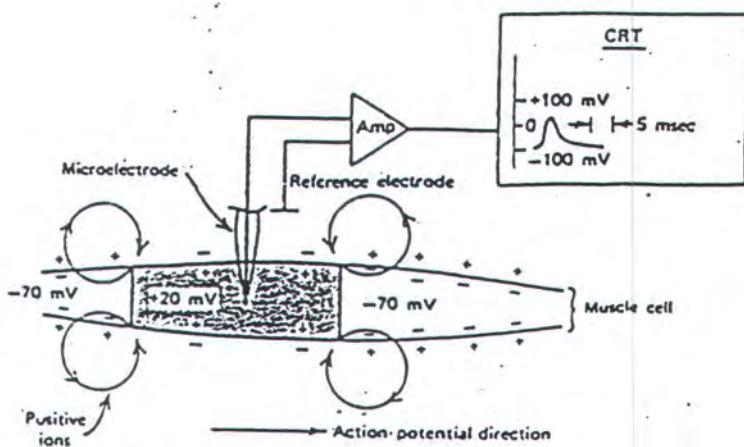
Aktifitas listrik otot merupakan hal yang sangat penting, karena aktifitas ini memberikan banyak informasi berarti dari diagnostik tentang otot.

Otot tersusun dari banyak *unit motor*. Unit motor ini terdiri dari cabang neuron tunggal dari tangkai otot atau tali tulang punggung belakang dan 25 sampai 2000 sel otot itu terhubung melalui akhir plate motor. Tegangan istirahat yang melalui membran dari sel otot sama dengan tegangan istirahat yang melalui urat syaraf. Aktifitas otot dikenal dengan aktifitas tegangan yang berjalan selama di axon dan ditransmisikan melalui motor plate menuju sel otot, yang

¹³

Ibid hal 91

menyebabkan kedua komponen tersebut terselubung. Aktifitas tegangan yang terekam pada sel otot tunggal ditunjukkan pada gambar 2.13.



Gambar 2.13 Aktifitas Potensial pada Sel Tunggal¹⁴

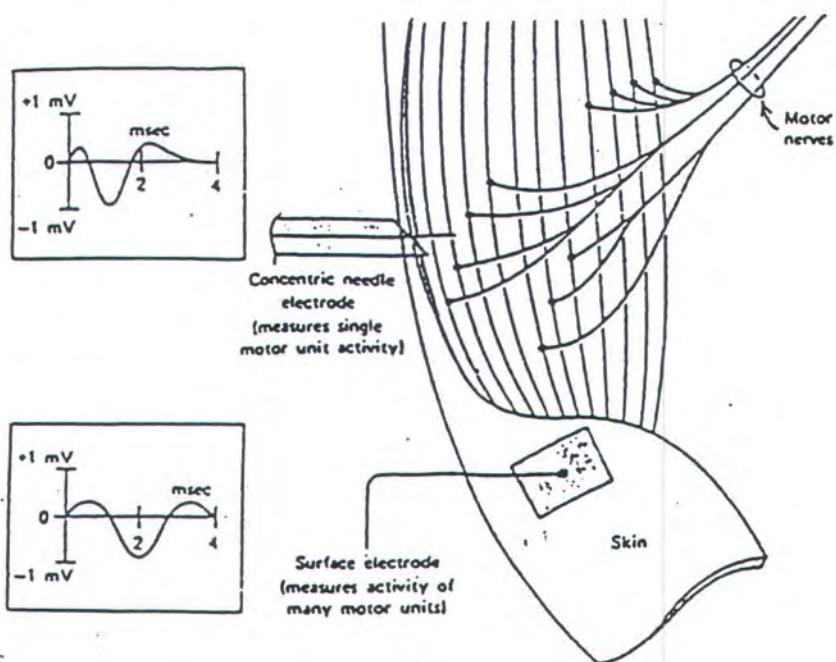
Sel otot tunggal biasanya tidak dapat ditampilkan pada pengujian EMG sebab sulit untuk mengisolasi sel tunggal. Elektroda melakukan perekaman aktifitas listrik dari macam-macam sel. Demikian halnya dengan kedua elektroda permukaan maupun elektroda jarum yang digunakan. Elektroda permukaan menarik sinyal listrik dari banyak unit motor pada pengukuran kulit. Elektroda jarum konsentris dimasukkan di bawah kulit dan melakukan pengukuran aktifitas unit motor tunggal dengan pertolongan kabel yang diasingkan dihubungkan dengan titik tersebut. Gambar 2.14 menunjukkan aktifitas listrik yang terekam oleh masing-masing jenis elektroda.

Pada penambahan pemisalan sinyal listrik unit motor, memungkinkan untuk melakukan rangsangan terhadap urat syaraf sensorik yang membawa

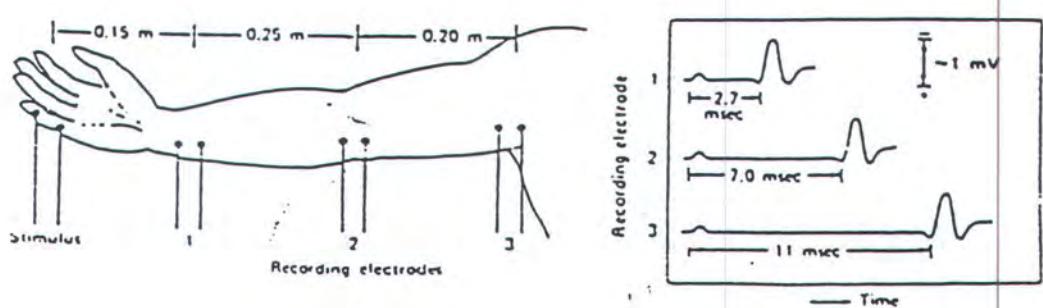
¹⁴

John Cameron and Jones G.s, Medical Phisics.,hal 190.

informasi dari pusat sistem syaraf. Sistem reflek dapat dipelajari dengan mengamati respon reflek otot.



Gambar 2.14. Aktifitas yang terekam¹⁵



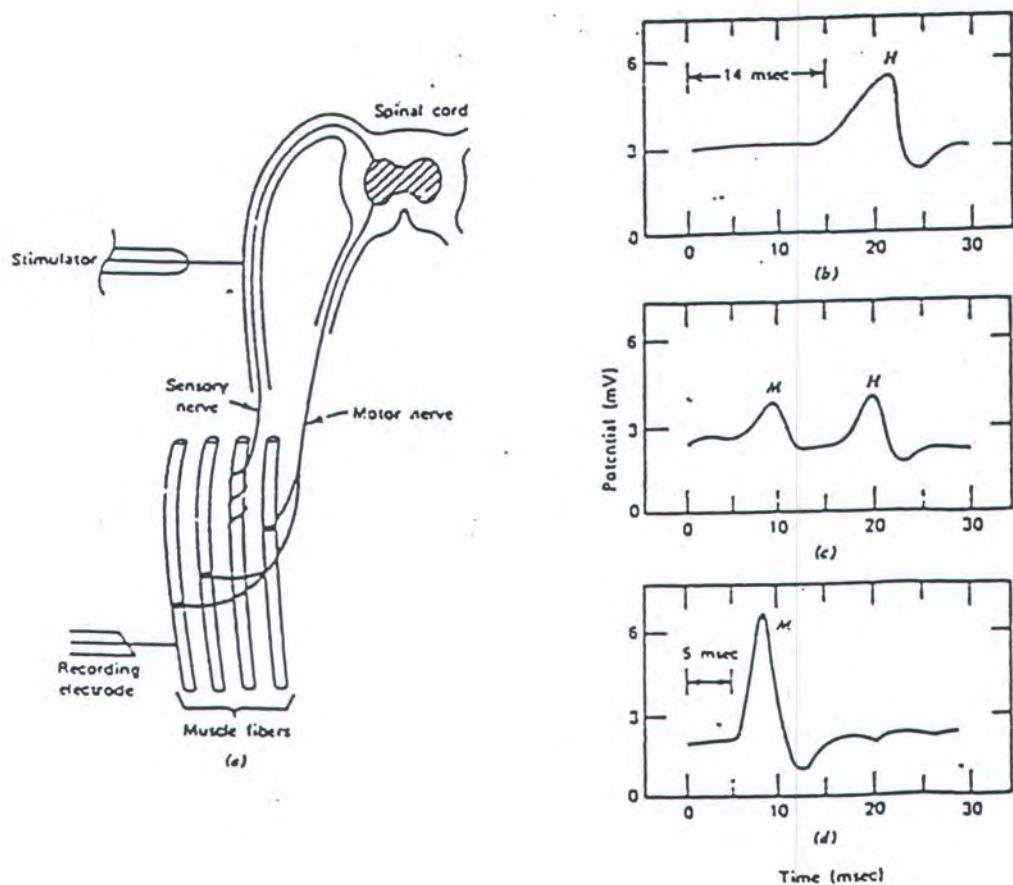
Gambar 2.15. Pengukuran Reflek¹⁶

¹⁵ Ibid hal 191.

¹⁶ Ibid hal 193.

Pengukuran reflek dilakukan dengan melakukan rangsangan dengan *electrical stimulus* kemudian melakukan perekaman dengan elektroda pada jarak tertentu dari titik stimulus tersebut.

Pada pengukuran reflek respon dari otot atau stimulus yang diberikan dibaca melalui elektroda dan ditampilkan pada layar serta dihitung berapa lama (*durasi*) dari respon reflek tersebut.



Gambar 2.16. Otot Dalam Keadaan Reflek¹⁷

2.5 BIOPOTENSIAL AMPLIFIER AD521

¹⁷

Ibid hal 194.

Amplifier merupakan bagian yang sangat penting dalam sistem instrumentasi modern untuk pengukuran biopotensial. Dalam hal ini amplifier dibutuhkan untuk menguatkan sinyal dengan tetap memelihara keaslian sifat yang lain dari sinyal tersebut. Amplifier yang dirancang untuk keperluan tersebut disebut *biopotensial amplifier*.

Fungsi terpenting dari *biopotensial amplifier* adalah mengambil sinyal listrik biologis yang lemah dan menguatkan amplitudonya agar padanya dapat dilakukan pemrosesan lebih lanjut seperti pengukuran, perekaman dan sebagainya.

Sebuah *biopotensial amplifier* harus mempunyai impedansi input yang sangat tinggi hal ini untuk menghindarkan efek pembebanan dari *transducer* atau *electrode* sehingga dapat menghindari distorsi. Biopotensial amplifier mempunyai impedansi input tipikal berkisar 2 sampai 10 Mega Ohm.

Output dari biopotensial amplifier haruslah mempunyai impedansi yang rendah agar tidak dapat dipengaruhi oleh impedansi rangkaian berikutnya.

Biopotensial amplifier dioperasikan pada range frekwensi yang sesuai dengan frekwensi sinyal biopotensial. Biopotensial sinyal mempunyai amplitudo yang sangat kecil berkisar beberapa mili volt bahkan dibawahnya. Oleh karenanya biopotensial amplifier harus mempunyai Gain yang tinggi, agar dapat meningkatkan amplitudo dari sinyal rendah tersebut.

Sinyal biopotensil diperoleh dengan menggunakan biopotensial elektroda, elektroda ini ditempatkan pada permukaan tubuh, dan sinyal yang dihasilkan

berupa sinyal listrik. Biopotensial amplifier mempunyai dua terminal input, dimana outputnya merupakan penguatan dari selisih dari kedua terminal inputnya (*differential amplifier*). Sinyal yang tidak sephase (*differensial mode*) akan dikuatkan dan sinyal yang sephase (*common mode*) akan ditolak. Sinyal sephase yang merupakan noise harus dihindari agar tidak menimbulkan kesalahan, oleh karenanya harus ditolak. Biopotensial amplifier mempunyai kemampuan penolakan terhadap sinyal common mode yang sangat tinggi.

2.6 ANALOG TO DIGITAL CONVERTER (ADC)

Fungsi dasar dari pengubah analog ke digital adalah mengubah tegangan analog ke dalam bentuk biner, sehingga dapat diolah komputer.

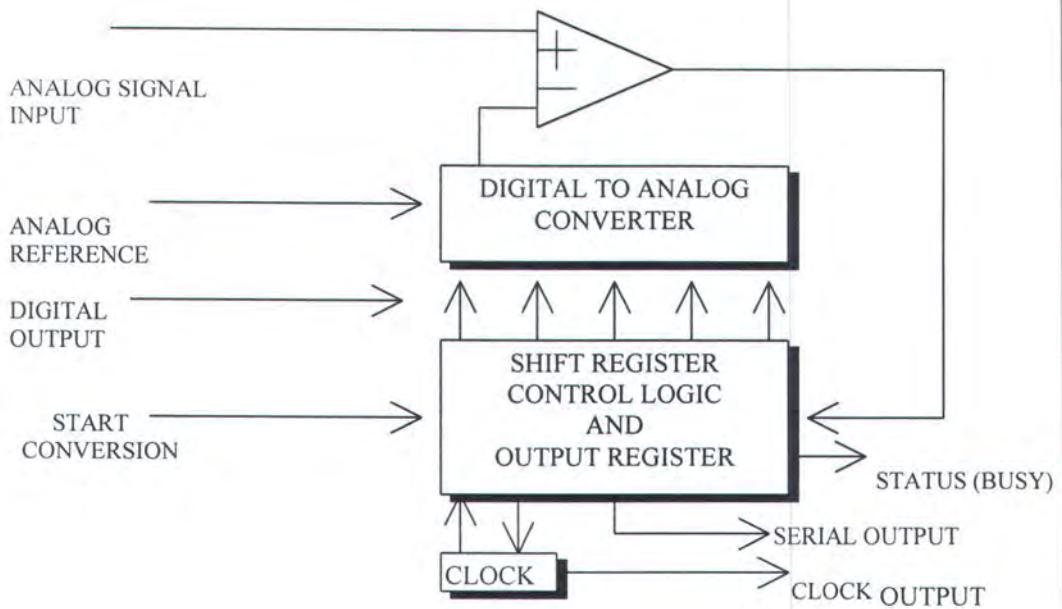
Ada metode pokok dalam pengkonversian besaran digital yaitu metode *parallel* atau *flash*, metode *successive approximation* dan metode *integrating*.

2.6.1 Successive Approximation Converter

Successive Approximation Converter didasarkan pada penggunaan *DAC* (*Digital to Analog Converter*) dengan sistem logic yang mengemudikan *DAC* sampai output digital yang diinginkan.

Pada dasarnya rangkaian sistem ini terdiri dari tiga bagian pokok seperti ditunjukkan pada gambar 2.1 (diatas). Ketiga bagian tersebut adalah (1) *Successive Approximation Register (SAR)*, (2) *Digital to Analog Converter (DAC)* dan *Comparator*.





Gambar 2.17. Diagram Blok Successive Approximation Converter¹⁸

Proses konversi diawali dengan memberikan sinyal start konversi pada *SAR*, secara berurutan *SAR* akan mengaktifkan bit-bit untuk masukan *DAC* yang dimulai dari bit tertinggi (*MSB*). Setiap kali bit-bit ini diaktifkan *DAC* akan mengubahnya untuk dibandingkan dengan sinyal input oleh sebuah komparator. Hasil perbandingan ini akan digunakan untuk menentukan apakah bit yang sedang diaktifkan harus diset (*high*) atau direset (*low*). Bersamaan dengan itu *SAR* mengaktifkan yang lebih rendah untuk diperiksa dengan prosedur yang sama. Hal ini dilakukan berurutan sampai pada bit terendah (*LSB*). Setelah penentuan bit terendah, *Sar* akan memberikan sinyal selesai (*End of Conversion*) melalui output konversi sinyal yang menandakan konversi selesai dilakukan. Hal utama yang perlu diperhatikan pada *ADC* ini ialah input analog tidak boleh berubah lebih dari 1 *LSB* selama konversi. Untuk mengatasi hal itu, pada sinyal-sinyal input yang

¹⁸

Sheingold. Daniel H., Analog-Digital Conversion Handbook, Prentice Hall, USA, hal 213.

berubah dengan cepat digunakan penguat *sample and hold*. Penguat ini dapat dihilangkan untuk sinyal yang berubah dengan lambat. *Ketelitian, linearitas dan kecepatan successive approximation ADC terutama disebabkan oleh sifat dari DAC dan komparator internal.*

2.6.2 Konverter Analog ke Digital AD574A

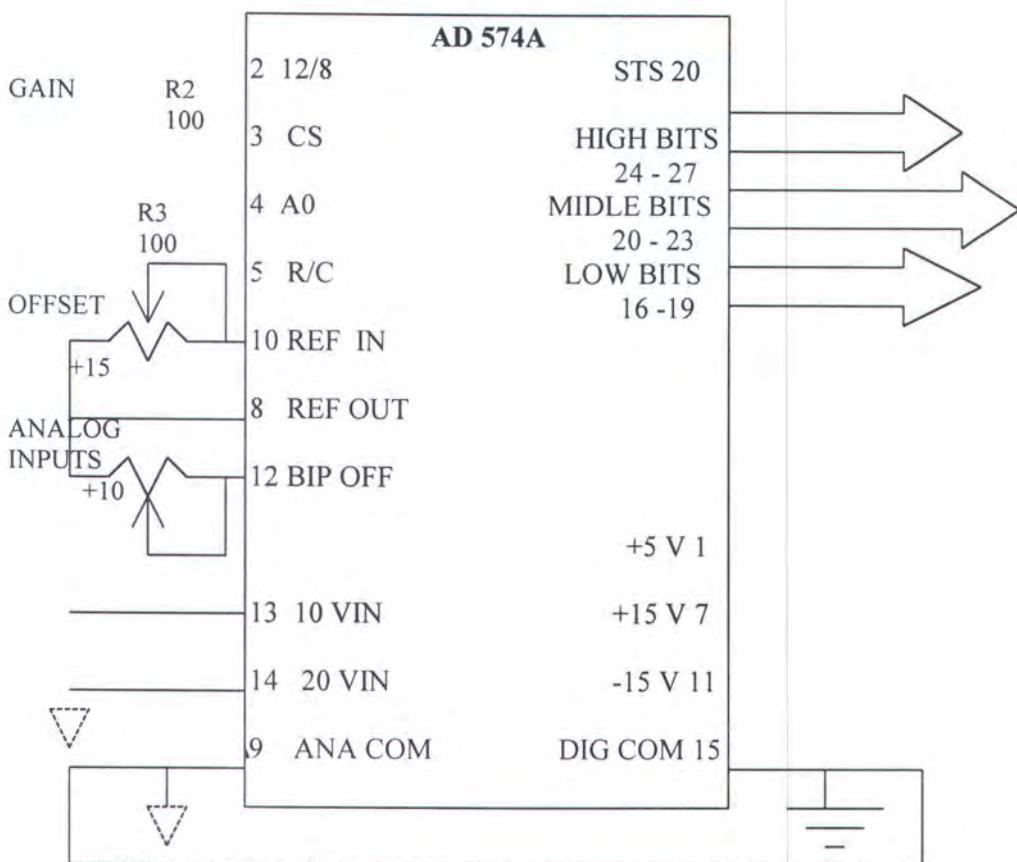
AD574A adalah konverter *A/D* lengkap yang tidak memerlukan komponen luar tambahan untuk memberikan fungsi konversi analog ke digital dengan cara *successive approximation*. Tegangan referensi internal dibentuk oleh sebuah zener diode yang *ditrim* pada 10,00 volt + 0,2 %. Tegangan referensi ini dikeluarkan dan dapat mencapai sampai 1. mA ke sebuah beban luar sebagai tambahan keperluan akan resistor input referensi (0.5 mA) dan resistor offset bipolar (1 mA). Semua beban eksternal yang diterapkan ke referensi *AD574A* harus konstan selama konversi.

Gambar 2.15. memperlihatkan rangkaian untuk hubungan bipolar. Dua buah variabel resistor diperlukan, satu untuk offset dan satu untuk penguatan.

2.6.3 Pengontrolan AD574A

AD574A berisi rangkaian logika yang dapat langsung dihubungkan ke sebagian besar sistem *microprocessor*.





Gambar 2.18. Hubungan Bipolar AD574A¹⁹

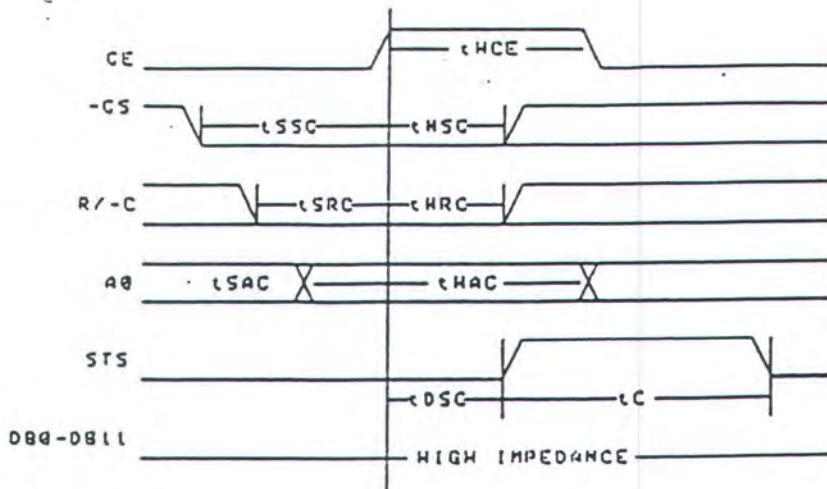
Sinyal kontrol *Chip Select (CS)*, *ChipEnable (CE)* dan *Read Conversion (R/C)* mengendalikan operasi dari konverter. Keadaan *R/C* saat *CE* dan *CS* keduanya dimasukkan untuk menentukan apakah data dibaca (*R/C* = 1) atau konversi (*R/C* = 0) akan berlangsung. Input *AO* dan *12/8* menentukan lebar konversi dan format data. *AO* biasanya dihubungkan ke *LSB* dari bus alamat. Jika konversi dimulai dengan *AO* rendah, siklus 12 bit diinisialisasikan. Jika tinggi selama start konversi, akan berlangsung siklus konversi 8 bit. Selama operasi pembacaan data, *AO* menentukan bilamana *buffer tri state* berisi 8 *MSB* dari hasil

¹⁹

Data Aquisition Databook 1982, Volume I : Integrated Circuit, Analog Device, inc, 1982.
Hal 11-14.

konversi, tetapi penggunaan *CE* lebih dianjurkan karena mempunyai penundaan perambatan yang lebih kecil daripada *CS*.

Sekali konversi dimulai dan *STS* tinggi, perintah start konversi akan diabaikan hingga siklus konversi selesai. Output data buffer tidak dapat *dienable* selama konversi.



Gambar 2.19. Pewaktuan Start Konversi²¹

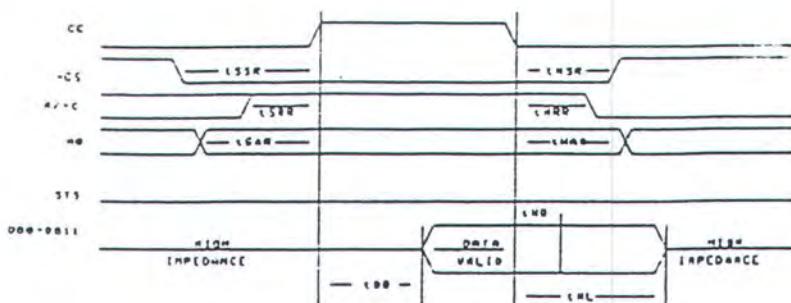
2.6.5 Pewaktuan Siklus Baca

Gambar 2.20 memperlihatkan pewaktuan untuk operasi pembacaan data. Selama operasi pembacaan ini, waktu *access* diukur dari titik dimana *CE* dan *R/C* keduanya tinggi (dianggap *CS* telah rendah). Bila *CS* digunakan untuk enable waktu *access* menjadi 100 ns.

Dalam mode *bus interface* 8 bit (masukan 12/8 dihubungkan ke digital common), bit alamat *AO* berubah akan terjadi kerusakan pada output AD574.

²⁰ Ibid hal 11-45.

²¹ Ibid hal 11-46



Gambar 2.20. Pewaktuan Siklus Baca²²

2.6.6 Operasi Stand Alone

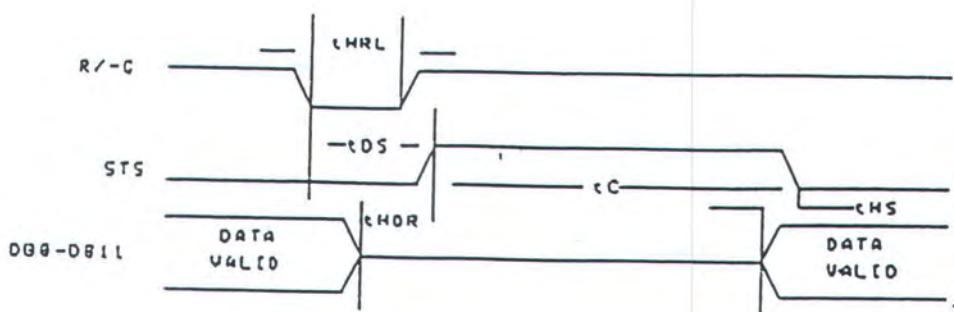
AD574 dapat dioperasikan dalam mode *stand alone*. Dalam mode ini, *CE* dan *12 8* dihubungkan ke +5 V, *A0* dan *CS* dihubungkan ke 0 V dan konversi dikontrol oleh *R C*. Buffer tri state dienable bila *R/C* high dan konversi dimulai bila *R/C* low. Hal ini memberikan 2 kemungkinan untuk pengontrolan bagi *R/C* yaitu pulsa rendah dan pulsa tinggi.

Operasi dengan pulsa rendah ditunjukkan, pada gambar 2.21. Pada gambar terlihat bahwa sinyal start konversi dibentuk dengan memberikan pulsa rendah selama t_{HRL} pada input *R/C*. Output AD574 akan berada dalam kondisi impedansi tinggi akibat respon dari sisi turun *R/C* dan kembali menjadi valid setelah siklus konversi selesai. Output STS menyatakan keadaan AD574 setiap saat. STS akan tinggi 500 ns (t_{DS}) setelah *R/C* low dan tetap akan tinggi selama konversi berlangsung. STS kembali rendah 300 ns (t_{HS}) setelah data valid telah tersedia.

²²

Ibid hal 11-46

Demikian pula untuk operasi pulsa tinggi, output AD574 akan dienable saat R/C tinggi, dan akan kembali menjadi impedansi tinggi, sampai pulsa tinggi R/C diberikan lagi.

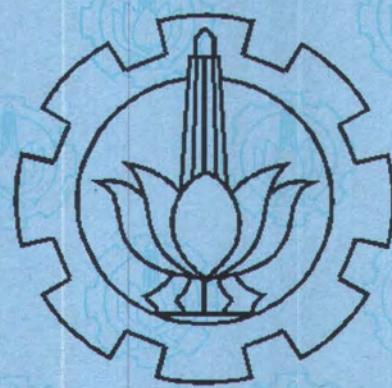


Gambar 2.21. Pewaktuan Mode Stand Alone²³

²³

Ibid hal 11-46

“Yang mendengarkan perkataan lalu mengikuti apa yang paling baik diantaranya. Mereka itulah orang-orang yang telah diberi Allah petunjuk dan mereka itulah ulul-albab.” (Q.S. 39:18)



BAB III
TEORI LOGIKA FUZZY

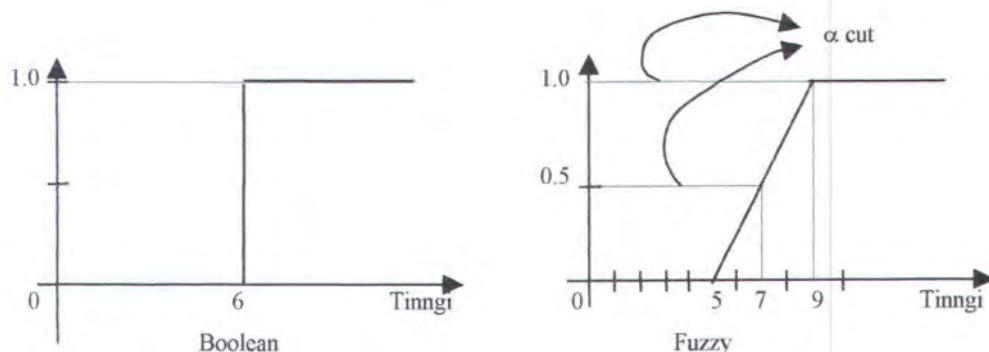
BAB III

TEORI LOGIKA FUZZY

3.1 PENDAHULUAN

Pada pertengahan tahun 1965 Prof. Lutfi Zadeh dari universitas California di Barkeley memperkenalkan teori logika fuzzy. Teori ini merupakan generalisasi logika multi nilai dan logika konvensional atau logika boolean dalam kasus-kasus tertentu. Beberapa tahun kemudian teori ini dikembangkan ke arah aplikasi kontrol praktis.

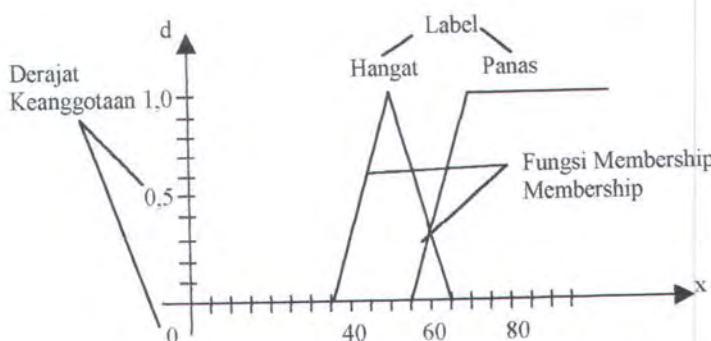
Fungsi utama dari logika fuzzy adalah untuk aplikasi kontrol dengan mendefinisikan term dan rule yang intuitif sebagai pengganti fungsi matematis yang komplek atau linear. Dengan demikian logika fuzzy merupakan aproksimasi dari penalaran manusia. Perbedaan utama dari logika fuzzy dan logika konvensional adalah logika fuzzy tidak hanya mengevaluasi dua nilai true dan false, tetapi lebih dari itu fuzzy memberikan/mengizinkan derajat keanggotaan dari nilai 0 sampai 1



Gambar 3.1 Fungsi Membership Boolean dan Fuzzy⁶

Sebagai contoh klasik, suatu elemen secara pasti hanya mempunyai dua kemungkinan, menjadi anggota atau tidak. Tetapi dalam fuzzy itu dapat mempunyai kemungkinan menjadi anggota dari beberapa set/himpunan dengan nilai keanggotaan (degree of membership) yang terletak antara 0 dan 1, seperti terlihat pada gambar 3.1.

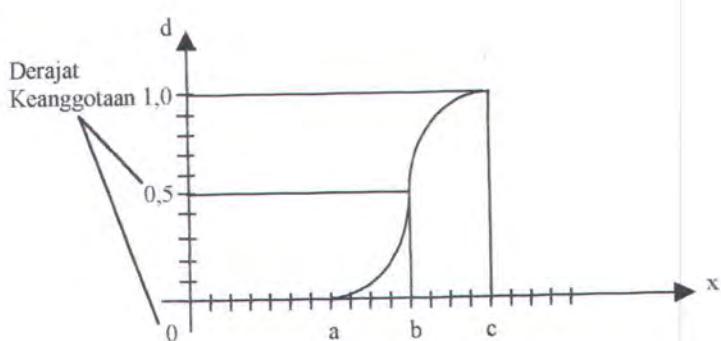
Bagian-bagian dari fungsi membership.



Gambar 3.2 Istilah-istilah dalam fungsi membership⁶

Macam-macam bentuk fungsi membership :

- Fungsi S



Gambar 3.3 Fungsi S⁶

Atau secara matematis :

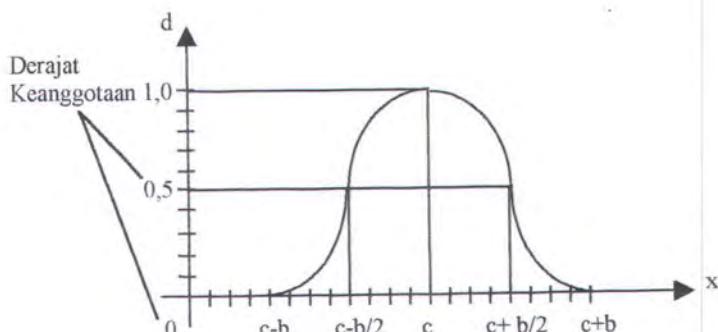
$$S(x; a, b, c) = 0 \quad \text{untuk } x \leq a$$

$$= 2((x-a)/(c-a)) \quad \text{untuk } a \leq x \leq b$$

$$= 1 - 2((x-a)/(c-a)) \quad \text{untuk } b \leq x \leq c$$

$$= 1 \quad \text{untuk } x \geq c$$

Fungsi π



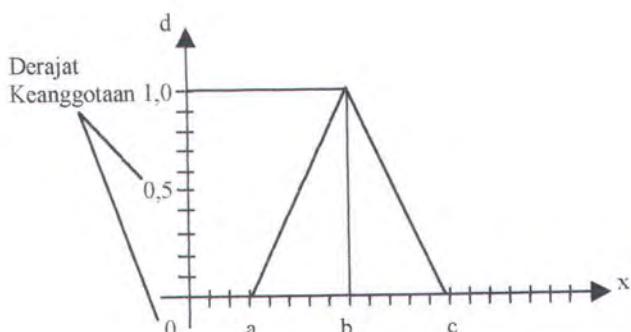
Gambar 3.4 Fungsi π

Atau secara matematis

$$(x; a, b) = S(x; c-b, c-b/2, c) \quad \text{untuk } x \leq c$$

$$= 1 - S(x; c-b, c-b/2, c) \quad \text{untuk } x \geq c$$

Fungsi segitiga



Gambar 3.5 Fungsi segitiga

Atau secara matematis

$$T(x; a, b, c) = 0 \quad \text{untuk } x \leq a \text{ dan } x \geq c$$

$$= (x-a)/(b-a) \quad \text{untuk } a \leq x \leq b$$

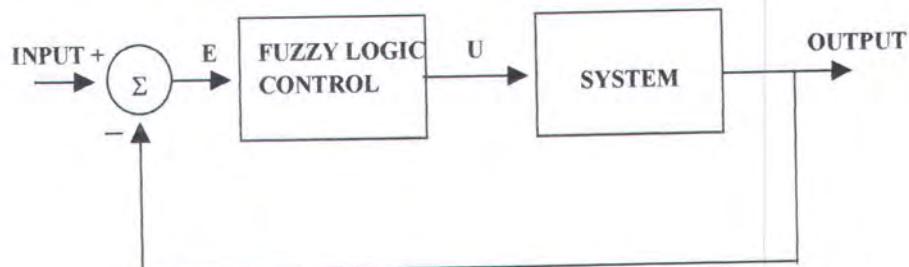
$$= (c-x)/(c-b) \quad \text{untuk } b \leq x \leq c$$



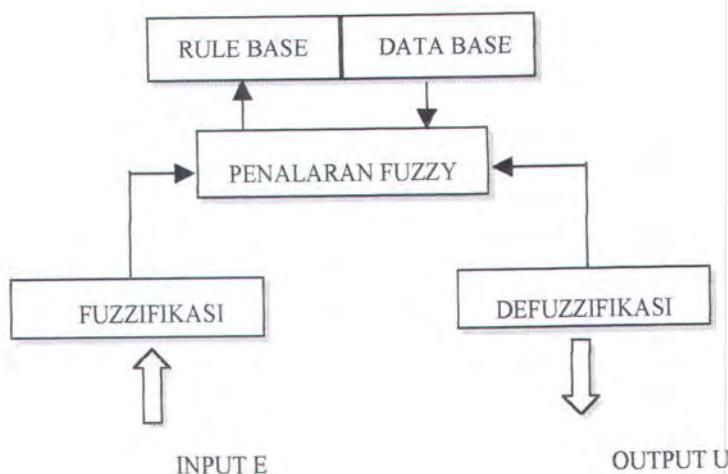
3.2 STRUKTUR DASAR LOGIKA FUZZY

Fuzzy logic controller secara tipikal dapat dilongkan ke dalam system kontrol close-loop seperti pada gambar 3.6. Pada gambar 3.7 diperlihatkan elemen utama dari fuzzy logic controller adalah unit fuzzifikasi, unit penalaran fuzzy, data dasar pengambilan keputusan fuzzy (fuzzy knowledge base) dan unit defuzzifikasi.

Unit data base (knowledge base) terdiri dari dua bagian utama yaitu data base untuk mendefinisikan fungsi membership dan rule base yang menghubungkan nilai fuzzy input dengan nilai fuzzy output.



Gambar 3.6 Tipikal Sistem kontrol dengan fuzzy logic⁵



Gambar 3.7 Struktur Dasar Fuzzy Logic Control⁵

3.2.1 Unit Fuzzifikasi

Fuzzifikasi adalah proses memetakan (mapping) crips input ke dalam set/himpunan fuzzy. Data crips yang sudah ter-map diubah menjadi variable label dari fungsi membership yang sesuai (nilai fuzzy input).

Definisi Fuzzifikasi :

$$X = \text{Fuzzifier} (x_0)$$

Dimana :

x_0 : crips input

X : set/himpunan fuzzy

Fuzzifier : fuzzifikasi yzng memetakan crips input ke dalam set fuzzy

3.2.2 Unit Pengambilan Keputusan Fuzzy (Knowledge Base)

Knowledge base terdiri dari data base dan rule base. Data base terdiri dari parameter-parameter fuzzy sebagai set/himpunan fuzzy atau mendefinisikan fungsi membership dari tiap-tiap range variable. Dalam mendefinisikan data base terdapat beberapa pertimbangan yaitu : range (universe of discourse) tiap-tiap variable, jumlah set/himpunan fuzzy dan bentuk fungsi membership yang digunakan.

Rule base mengandung pendefinisian rule kontrol fuzzy untuk mengatur kerja sisstem, sehingga diperoleh sistem kontrol yang diinginkan. Rule base ini mencerminkan penalaran manusia terhadap sistem kontrol tersebut. Pendefinisian rule secara garis besar adalah sebagai berikut :

Rule 1 IF x_1 is A_{11} AND ... AND x_m is A_{1m} THEN y is B_1

Rule 1 IF x_1 is A_{11} AND ... AND x_m is A_{1m} THEN y is B_1

Rule 1 IF x_1 is A_{11} AND ... AND x_m is A_{1m} THEN y is B_1

3.2.3 Unit Defuzzifikasi

Defuzzifikasi adalah proses memetakan (mapping) nilai output fuzzy ke nilai non fuzzy (crips) dan dapat dinyatakan sebagai berikut :

$$y_o = \text{defuzzifier}(y)$$

Dimana :

y : nilai output fuzzy

y_o : nilai non fuzzy (crips)

Defuzzifier : proses defuzzifikasi yang didefinisikan pemrogram

Pada umumnya metode defuzzifikasi yang digunakan adalah :

- Metode mean of max (MOM)

Metode ini juga disebut Height Defuzzification yaitu metode yang menghasilkan nilai output rata-rata dari nilai output maximum fungsi membership.

- Metode center of gravity (COG)

Metode ini menghasilkan nilai output yang merupakan gravity dari distribusi nilai output fungsi membership. Metode ini paling banyak digunakan.

3.3 CHIP FUZZY NLX220

3.3.1 Pendahuluan

NLX220 merupakan device yang membentuk kalkulasi logika fuzzy secara langsung di hardware. Karena memang dibuat khusus sebagai kontroller, sehingga mudah dipakai, unjuk kerja yang bagus, memiliki keistimewaan dan tangguh dalam lingkungan yang kasar.

Device ini terdiri dari 4 input analog dan output analog juga dengan sumber clock internal. NLX220 akan menyerap daya yang rendah saat operasi normal dan mempunyai mode power down yang akan mengurangi daya dengan faktor 10.

Fuzzy logic sangat sesuai dengan proses-proses yang mempunyai input data yang acak dan sistem tidak linear untuk laju sistem kontrol yang tangguh.

Metodologinya memakai diskripsi secara linguistik dari sistem, sehingga menjadikannya sangat intuitif dan mudah untuk dipakai. Dapat juga dikapai untuk menambahkan kecerdasan pada produk-produk industri, misalnya untuk meningkatkan performasi, menambah feature, dan meningkatkan effisiensi.

NLX220P bisa diprogram yang sesuai untuk development dan produksi yang terbatas. Kompatibilitas pin NLX220 memakai teknologi OTP untuk storage dan sesuai untuk produksi yang beragam.

Memori menyimpan membership Function Fuzzy dan parameter rule. Pengorganisasian memori fleksibel dan dengan efisien mengadaptasi keperluan dari aplikasinya. Device ini menyimpan 111 variable fuzzy yang diorganisasikan dalam bentuk keperluan rulenya.

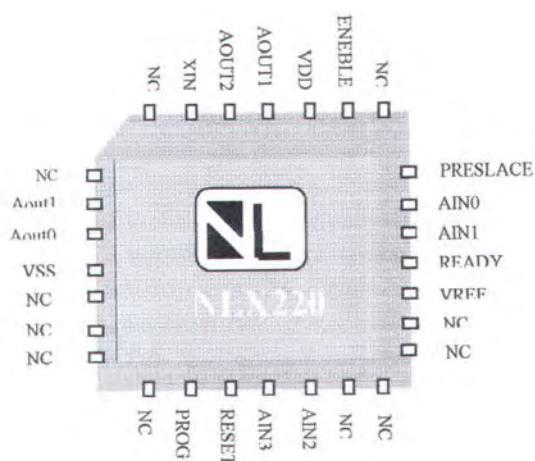
Device ini menyediakan 6 tipe fungsi keanggotaan yang berbeda untuk berbagai aplikasi. Fungsi keanggotaan mempunyai slope konstan dan hanya perlu

spesifikasi tipe, lebar dan center. NLX220 juga menyediakan floating MF, dimana lebar dan centernya bisa di “Float” dibuat berubah-ubah dengan dinamis. Floating MF dimanfaatkan untuk mengukur penurunan, membuat timer, atau meng-ajust untuk men-drive sensor.

Ada dua metode Defuzzifikasi, immediate dan accumulate. Immediate akan men-drive output untuk harga yang sudah tertentu dan accumulate untuk menambahkan harga sebelumnya.

3.3.2 Deskripsi PIN

Susunan pin NLX220 pada kemasan PLCC28 pin adalah seperti gambar berikut :



Gambar 3.8 Susunan Pin NLX220

3.3.2.1 Input

Reset : Untuk menginisialisasi device dengan sinyal aktif low. Harus tetap aktif hingga sedikitnya 8 clock cycle untuk memastikan

operasi yang lama telah habis. Dapat diaktifkan dengan rangkaian delay power-up. Dengan Reset akan mengaktifkan mode low-power.

AIN(0-3) : Input data analog yang dengan internal akan dikonversikan ke 8 bit data digital. Input yang tidak dipakai harus di-ground-kan.

XIN : Clock input, boleh dipakai eksternal input clock atau dengan kristal, dimana ujung satunya di-ground-kan.

PROG : Untuk saat pemrograman NLX220P. Pin ini tidak dipakai pada NLX220. Saat operasi harus di-ground-kan.

PRESCALE : Input logika ‘1’ menandakan dalam mode prescale dan ‘0’ dalam operasi normal. Pin ini di-ground-kan saat mode prescale tidak pernah digunakan atau dihubungkan dengan Pin READY untuk operasi kontinyu. Mode juga bisa dipanggil selama pengoperasian oleh logika eksternal. Setelah RESET diaktifkan, PRESCALE input harus dipertahankan pada logika rendah sedikitnya selama 4 clock cycle.

3.3.2.2 Output

AOUT(0-3) : Analog output, 8 bit data digital dikonversikan secara internal ke level analog.

READY : Setelah reset pin ini nenandakan device mulai men-sample dan memproses data. Pin ini seharusnya tidak dihubungkan

atau disambungkan dengan PRESCALE selama pengoperasian.

VREF : Mem-filter referensi tegangan internal, dihubungkan ke ground dengan 0,1 uF kapasitor.

Tabel 3.1. absolute Maximum Rating Ta = 25 C

Parameter	Min	Max	Unit
Vdd	-0,5	7,0	V
Vss	0	0	V
Digital Input	0	Vdd	V
Analog input	0	Vdd	V
Power Dissipation		100	mV
Storage Temperatur	-50	150	C

Tabel 3.2. Analog Conversion Specification

Parameter	Value	Units
Resolutin	1	Bit
Slew Rate, Tracking	1,6	V/ms max
Zero Code Error	1x	LSB
Full Scale Error	1x	LSB
Signal to Noise Ratio	45	DBmin
Sampling Rate	10KHz	Per Channel

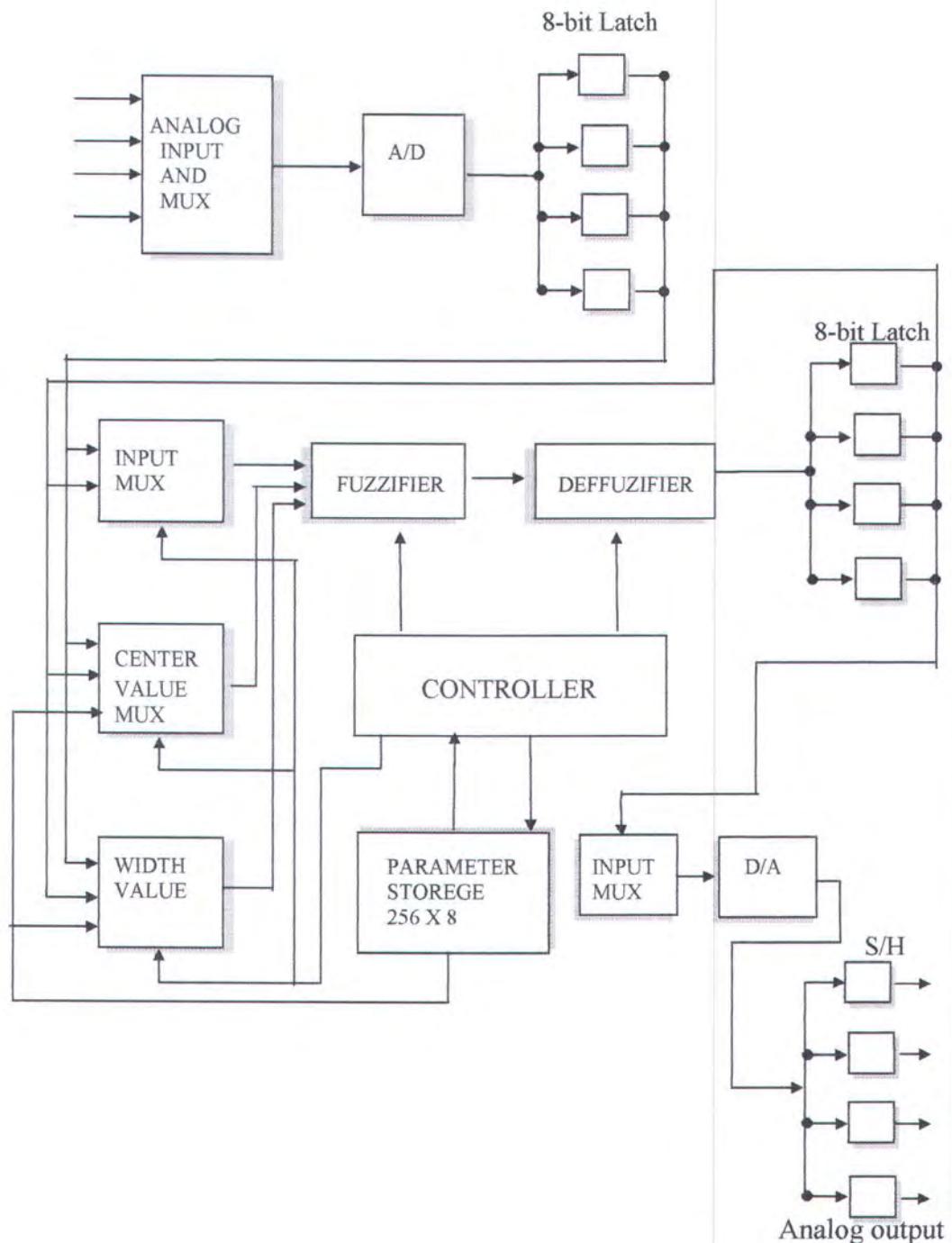
Tabel 4.3. Specification and Recommended Operating Condition

	Parameter	Min	Norm	Max	Unit
Vdd	Supply Voltage	4,75	5,0	5,25	V
Idd	Supply Current				mV
Iol	Digital Output Low Level Current				mA
Ioh	Digital Output High Level Current			-40	uA
F	Clock Frequency	1		10	MHz
Vil	Digital Input Low Level Voltage	0		0,8	V
Vih	Digital Input High Level Voltage	3,5		Vdd	V
Iil	Digital Input Low Level Current			-40	uA
Iih	Digital Input High Level Current				uA
Zin	Analog Input Impedance	100	150	150	KOhm
Vin	Analog Input Voltage	0		Vdd-0,5	V
Vo	Analog Input Voltage Range	Vss+0,5			V
Io	Analog Input Current	-5		5	mA
Tw	Reset Pulse Width	100			ms
Tsv	Reset Inactive before Clock	10			ms
Ta	Operating Ambient Temperature	0		70	C

3.3.3 Arsitektur Device

NLX220 ini adalah stand alone fuzzy yang membentuk semua kalkulasi di dalam hardware dan tidak memerlukan sofware. Input dapat secara langsung dihubungkan ke sensor atau switch, demikian juga outputnya langsung dihubungkan dengan piranti analog atau digunakan untuk fungsi kontrol.

Komponen utama NLX220 adalah Fuzzifier, Defuzzifier dan kontroller, dimana Fuzzifier mengkonversikan input data ke dalam data fuzzy dan dalam hubungannya dengan kontroller, akan mengevaluasi data fuzzy dengan definisi set rule yang dimasukkan yang menggambarkan sistem kontrol yang dimaksud. Setelah rule-rule dievaluasi, Defuzzifier memberikan nilai aksi ke output yang bersesuaian.



Gambar 3.9 Blok diagram NLX220

3.3.4 Membership Function (MF)

MF dipakai untuk membagi input ke dalam bagian-bagian dimana inputnya bervariasi. MF dibandingkan dengan data input untuk mengetahui dimana data tersebut akan ditempatkan. Tempat-tempat tersebut tergantung designernya dalam mengklasifikasikan data, misalnya hangat, cepat atau tinggi.

Dalam hal ini sebagai contoh termometer, pembagian suhunya dibuat sehalus mungkin misal :

Dibawah 60 F = dingin

60 F - 70 F = Cool

70 F – 75 F = Moderat

75 F – 85 F = Warm

Diatas 85 F = Panas

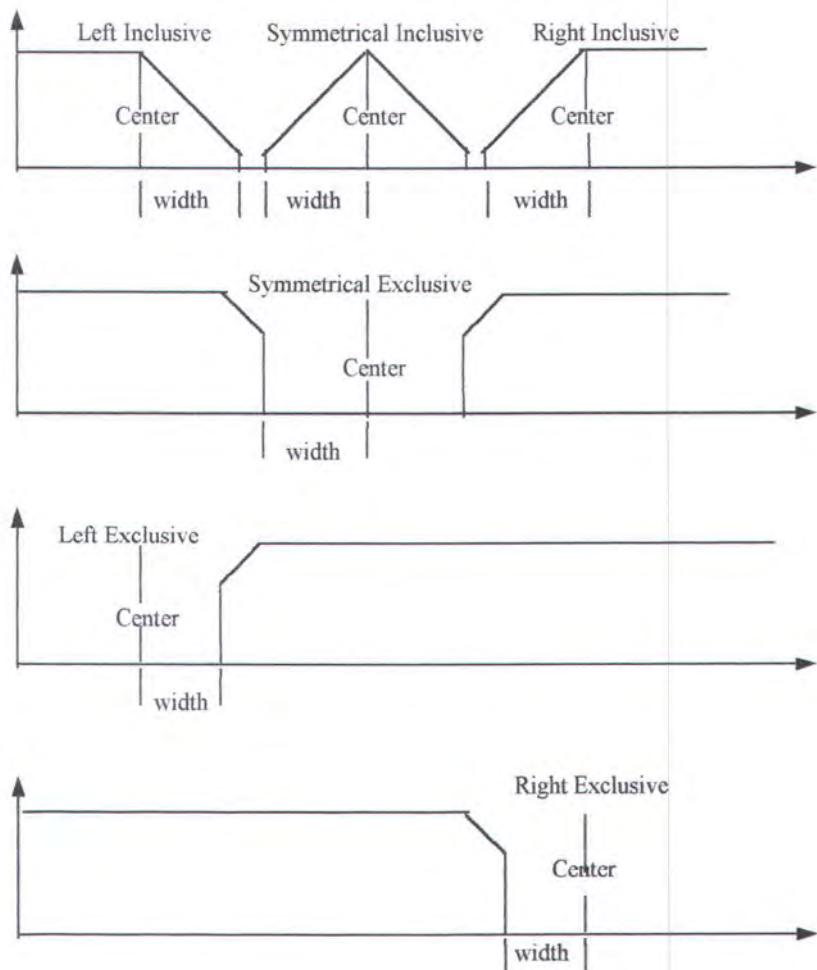
Pembagian ini hanya secara intuitif saja. Di dalam fuzzy logic 5 bagian ini disebut MF. Pembagian ini boleh saja terjadi overlap, dimana datanya merupakan member dari kedua MF. Misal dingin dengan Cold

NLX220 mensupport 6 macam slope :

- Left Inclusive
- Symmetrical Inclusive
- Right Inclusive
- Left Exclusive
- Symmetrical Exclusive
- Right Exclusive

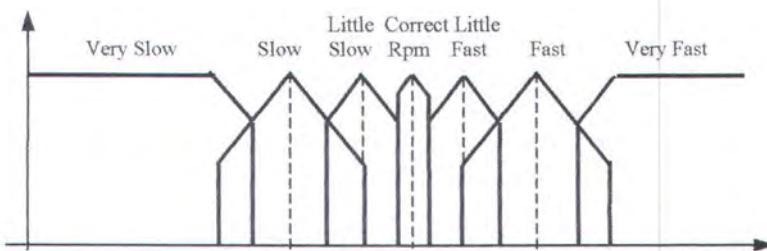
Didalam aplikasinya didefinisikan dengan nama, tipe bentukannya dan nilai numerik center dan width-nya. Pemilihan MF harus hati-hati agar dapat

menyederhanakan banyak model. Misalnya dalam termometer Dingin adalah Left inclusive dan panas Right inclusive.



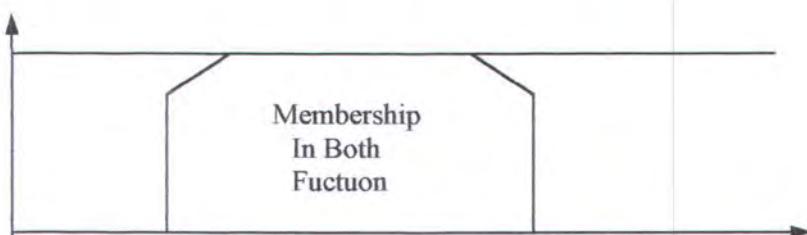
Gambar 3.10 Jenis Membership Function

Ketepatan kontrol pada operating point yang diinginkan dapat diberikan dengan sempitnya Symmetrical Inclusive dari MF. Aplikasinya kontrol motor, yang perlu sekali kepresision. Contoh dari gabungan dari tipe dan lebar yang berbeda dipakai untuk memonitor kecepatan motor.



Gambar 3.11 Membership Function Kecepatan

MF dapat di-overlap-kan agar membentuk tipe MF baru seperti trapezoidal, yang merupakan gabungan dari left Inclusive dan Right Inclusive. Data input yang masuk ke dalam tipe trapezoid adalah member dari kedua MF tersebut.



Gambar 3.12 Overlap Dua Membership Function

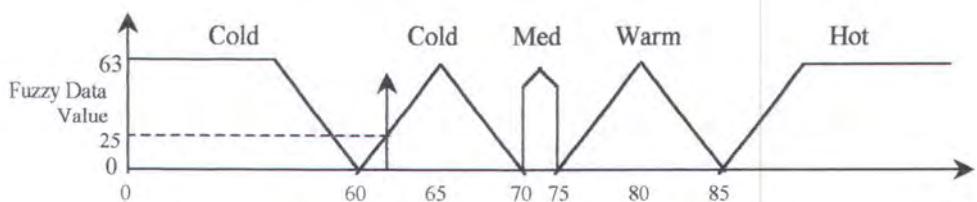
3.3.5 Variable Fuzzy

Adalah ekspresi linguistic yang menunjukkan input bersesuaian dengan MF di sumbu mendatarnya. Variabel Fuzzy berdasarkan pada membership function dan input variable, seperti misanya :

If Temperature is Cool

Dalam contoh ini 'Temperatur' adalah input dan Cool adalah membership function

Hubungan dikerjakan oleh fuzzifier, hasilnya adalah data fuzzy yang menunjukkan derajat dimana data input yang sesuai dengan MF. Data Fuzzy adalah numerik dan berkisar 0-63 pada NLX220.



Gambar 3.13 Fuzzifikasi dari Temperatur input

3.3.6 Rule

Rule adalah berisi satu atau lebih variable fuzzy dan sebuah nilai aksi ke outputnya. Rule dipakai untuk memberitahu kontroller bagaimana menanggapi perubahan data.

Misalnya :

Output -5 if velocity is fast and Acceleration is positive

Output +5 if velocity is little_slow and Acceleration is Zero

Di rule pertama, variable adalah ‘Velocity is fast’ dan kedua ‘Accleration is Positive’. Aksi ‘+5’ dan ‘-5’ diberikan ke outputnya untuk mengurangi atau mempercepat motor. Jika memakai tanda berarti memakai mode output accumulate yang menunjukkan bahwa output bisa ditambah atau dikurangi.

3.3.7 Evaluasi Rule

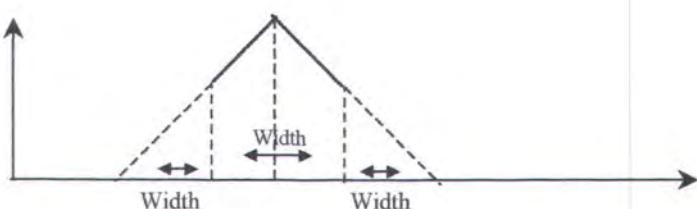
Ada beberapa metode untuk mengevaluasi rule Fuzzy Logic. Untuk NLX220 mengevaluasinya dengan teknik dua step Max of Min.

Step pertama - Min, semua nilai variable fuzzy dibandingkan dan nilai paling rendah mewakili rule, kemudian step kedua – Max, nilai rule dibandingkan dan nilai paling tinggi yang menang.

Membership function, variable fuzzy dan rule dibuat dan dikelompokkan menurut keperluan aplikasi. Sifat-sifat fisik sistem yang mau dikontrol harus dipahami sebelum memasukkan model fuzzy.

3.3.8 Floating Membership Function

Keistimewaananya memakai fungsi Floating MF adalah nilai center dan width dari MF dapat dibuat berubah-ubah, yang biasanya adalah tetap dan disimpan di memori. Dalam Floating membership function nilainya dapat berasal dari input atau output.



Gambar 3.14 Floating Membership Function

Beberapa MF dibuat floating saat entri data. Floating MF berfungsi merubah nilai center dan width sebagai data dari perubahan pilihan input atau output.

Misalnya :

IN1 is small (0,25,Symmetrical Inclusive)

IN2 is small (0,25,Symmetrical Inclusive)

Dimana : 0 = center

25 = width

Dua variable fuzzy tadi dapat digabungkan menjadi :

Output +1 if IN1 is small and In2 is small

Dimana variable fuzzy ‘IN1 is small’ membandingkan input IN1 dengan membership function konvensional ‘small’. Floating MF membuatnya akan menjadi ringkas dengan variable fuzzy dan rule berikut :

IN1 is smal_difference (IN2,25,Symmetrical Inclusive)

Output +1 if IN1 is small_difference

Dalam variable fuzzy, center dari MF small_difference di definisikan oleh nilai IN2 yang disimpan di latch input.

Saat proses fuzzifikasi, sebuah input dikurangkan dari center dan nilai absolutnya di-invers-kan untuk mengukur bagaimana sedekat mungkin hal itu dapat match dengan nilai centernya. Ketika fuzzifikasi Floating MF akan mengurangi satu input dengan yang lain.

Floating MF seperti contoh diatas digunakan untuk mengkalibrasi input sensor over time, dengan cara langsung membandingkan dua input. Nilai stabil sensor dibandingkan dengan set tegangan. Rule kalibrasi mengecek derajat dari ketidaktepatan dan meyimpannya ke dalam output latch. Jika input dalam kalibrasi center akan match dan nilai koreksi adalah nol. Koreksi ketidaktepatan yang besar akan menyimpan nilai yang besar juga. Koreksi digunakan untuk meng-adjust floating center dari Mf di dalam rule yang memproses data sensor.

Floating MF dapat digabungkan dengan aksi floating output untuk memperoleh derivatif dari nilai input. Rule dapat mereferensikan sebuah input sebagai aksi floating sehingga melewatkannya secara langsung ke output latch.

Selama input sample berikutnya, nilai output latch memilih MF nilai center, yang berakibat berkurangnya nilai input yang sebelumnya. Beda nilai yang dibagi oleh sampling interval adalah derivatif yang dapat dijadikan acuan di dalam rule.

Sebagai contoh pemakaian input atau aksi di dalam mengukur percepatan motor. Rule yang memberikan nilai input kedalam output latch adalah :

`Value_To = IN1 if IN1 is Must_Win (0,0,Right Inclusive)`

Rule memberikan IN1 sebagai nilai aksi. Must_Win adalah tipe Right Inclusive mulai nol sehingga apapun nilai IN1, rule harus menang dan nilai IN1 diberikan ke output Latch.

Rule kedua menghitung derivatif dan meng-ajust output drive ke motor.

`ACCEL if IN1 is VALUE_T1 (VALUE_TO,25,Symmetrical Inclusive)`

Maksudnya rule menentukan apakah nilai input pada T1 masih didalam range 25 dari nilai awal saat T0. Didalam aplikasi aktual, perlu MF lain untuk menentukan polaritas derivatif dan rule yang lain untuk menjangkau variasi yang lebar.

Didalam aplikasinya, floating MF dipakai ekstensif untuk menyimpan memory karena lebih sedikit memakai variable dan rule untuk mendekripsi perbedaan input daripada fungsi-fungsi konvensional yang biasa.

3.3.9 Operasional Device

Pemrosesan data meliputi beberapa step, pertama data sample analog dikonversikan ke digital dan di latch. Berikutnya fuzzifier membandingkan isi dari

input latch dengan variable fuzzy untuk menemukan nilai variable. Fuzzifier juga membentuk penghitungan Max of Min untuk mencari pemenang rule dan terakhir, defuzzifier menentukan pemenang aksi rule dan menahannya untuk konversi ke analog output atau untuk internal feedback.

Fuzzifier

Adalah membandingkan data input latch dengan MF untuk menghitung nilai fuzzy variable. Ketika penghitungan MIN rule dilakukan, nilainya mewakili rule yang disimpan dan ketika penghitungan MAX dilakukan pada seluruh variable yang mereferensikan nilai output, nilai rule pemenang akan diberikan ke defuzzifier.

Peng-Update-an Output Latch

Rule dievaluasi dalam urutan saat masuknya. Banyak rule dapat mereferensikan output dan output dapat direferensikan berulang-ulang di dalam sebuah set rule. Ketika sebuah rule atau group rule memberikan output yang dievaluasi dan rule selanjutnya memasukkan referensi ke output lain, compiler akan menyertakan kode untuk Last Rule dengan output latch untuk di-update dengan nilai pemenang yang baru. Latch data juga bisa dengan cepat dipakai sebagai feedback.

Jika setelah pemrosesan rule yang berakibat ke output lain, processor menemukan rule atau group rule lain yang menunjuk output selanjutnya, output latch akan di-update lagi. Peng-update-an output bisa sesering mungkin selama proses sebagaimana disana ada bagian group terpisah yang mereferensikan.

Sebagaimana sebelumnya, sampling input adalah kontinyu. Output analog juga sering di-update. Selama proses, variable fuzzy mungkin memakai data sample yang lalu atau dari data yang sedang dipakai proses, tergantung dimana sampling input cycle berada relatif terhadap prosessing cycle. Jika lebih dari satu group rule yang mereferensikan ke input dan output yang sama, maka nilai output akan berubah lebih dari satu kali selama sebuah proses cycle berdasar pada perbedaan input data.

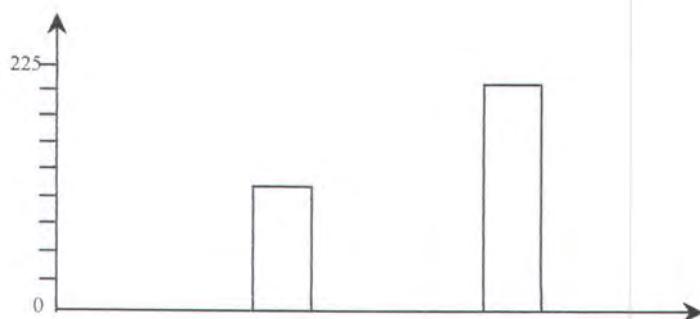
Defuzzifier

Nilai aksi rule yang menang dan mode data diberikan ke defuzzifier, dimana data digital dari defuzifier di latch dan dikonversikan ke analog output untuk mendrive output atau untuk internal feedback.

Jika semua rule dalam sebuah group mereferensikan sebuah hasil evaluasi output nol, maka group tidak akan merubah nilainya. Jika lebih dari satu rule mengevaluasi dengan hasil nilai paling tinggi dan tidak nol, maka rule pertama yang masuk akan menang dan aksinya menentukan output.

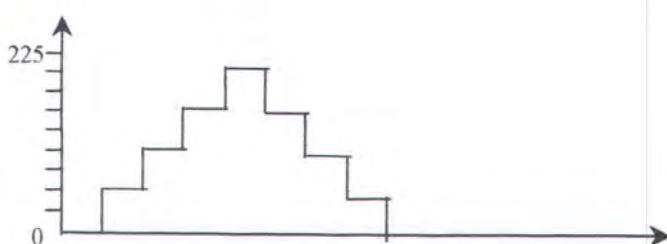
Metode Defuzzifikasi

Hasil defuzzifikasi berpengaruh langsung ke output. Device ini mensuport dua metode defuzzifikasi yaitu immediate dan accumulate. Mode immediate fungsinya sama dengan table dimana nilai aksi yang menandakan rule pemenang selama pemasukan, diaplikasikan ke output. Immediate dipakai saat nilai output harus absolute.



Gambar 3.15 Mode Immediate Defuzzifikasi

Mode accumulate adalah untuk menaikkan atau menurunkan nilai output yang ada dengan nilai pemenang rule. Output merupakan fungsi dari aksi yang telah terjadi sebelumnya. Digunakan pada perubahan output yang halus saat sistem dalam kontrol yang mendekati titik operasinya. Sangat berguna juga pada pembuatan timing.



Gambar 3.16 Mode Accumulate Defuzzifikasi

3.3.10 Mode InAktive

Konsumsi power dapat diperkecil dari mode operasi ke mode stanby yaitu dengan mempertahankan pin clock high. Menghentikan clock berarti menunda pemrosesan data dan membiarkan output pada setting terakhir. Nilai output analog akan menjadi nol, pemrosesan berlanjut lagi ketika clock mulai lagi.

3.3.11 Organisasi Memori

Tabel 3.4 Alokasi Memori NLX220

Alamat (Desimal)	Alamat (Hexadesimal)	Fungsi
0	0	Rule
223	DF	Rule
224	E0	Center
239	EF	Center
240	F0	Width
225	FF	Width

*Sesungguhnya kami telah memberikan kepadamu nikmat yang banyak.
Maka dirikanlah shalat karena Tuhanmu dan berkorbanlah.
Sesungguhnya orang yang membencimulah yang putus sejarahnya.
(Q.S. Al Kautsar:1-3)*



BAB IV
PERENCANAAN HARDWARE DAN
SOFTWARE

BAB IV

PERENCANAAN HARDWARE DAN SOFTWARE

Pada bab ini akan dibahas tentang perencanaan pembuatan modul-modul yang dipakai, yaitu yang membutuhkan subsistem dasar :

- Instrumentasi Pendeteksi Sinyal EMG (Biopotensial Amplifier)
- Rangkaian Instrumentasi Elektronika
- Fuzzy Card Berbasis Chip Fuzzy NLX220
- Analog to Digital Converter

Modul-modul tersebut saling mendukung satu sama lain untuk membentuk suatu sistem interface yang nantinya dihubungkan dengan komputer IBM PC sebagai unit pengontrolnya.

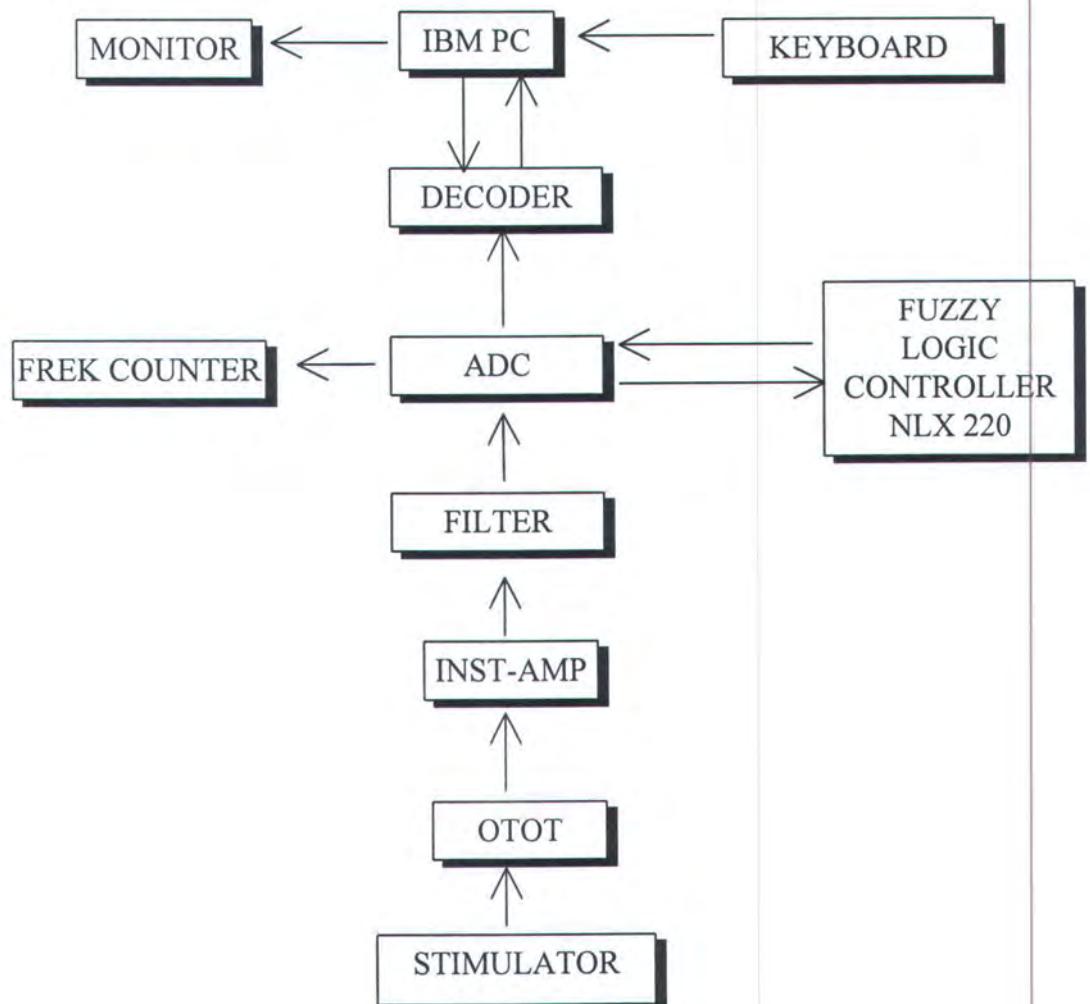
4.1. BLOK DIAGRAM

Pada gambar blok diagram dibawah ini, bahwa alat yang dibuat terdiri dari 4 bagian utama, yang pertama adalah decoder. Decoder disini berfungsi untuk mengalami alat yang akan dituju. Dari bagian inilah semua alat yang ada berkomunikasi dengan komputer, decoder ini sudah termasuk di ADC.

Bagian yang kedua yaitu ADC, bagian ini berfungsi sebagai pengubah sinyal analog yang masuk yaitu yang berasal dari otot, setelah melalui penguatan atau instrumen amplifier menjadi sinyal digital. Untuk kemudian diolah komputer menjadi data yang berupa angka maupun grafik.

Bagian ketiga Fuzzy Card berbasis chip fuzzy NLX220 yang dijadikan input untuk diolah dalam Analog to Digital Converter, karena keluaran dari Fuzzy card ini dalam bentuk analog output.

Bagian keempat penguat instrumentasi, bagian ini berfungsi untuk menguatkan sinyal respon otot setelah otot diberi rangsangan (stimulus) dari stimulator.



Gambar 4.1. Blok Diagram alat

4.2. DETEKTOR TEGANGAN OTOT

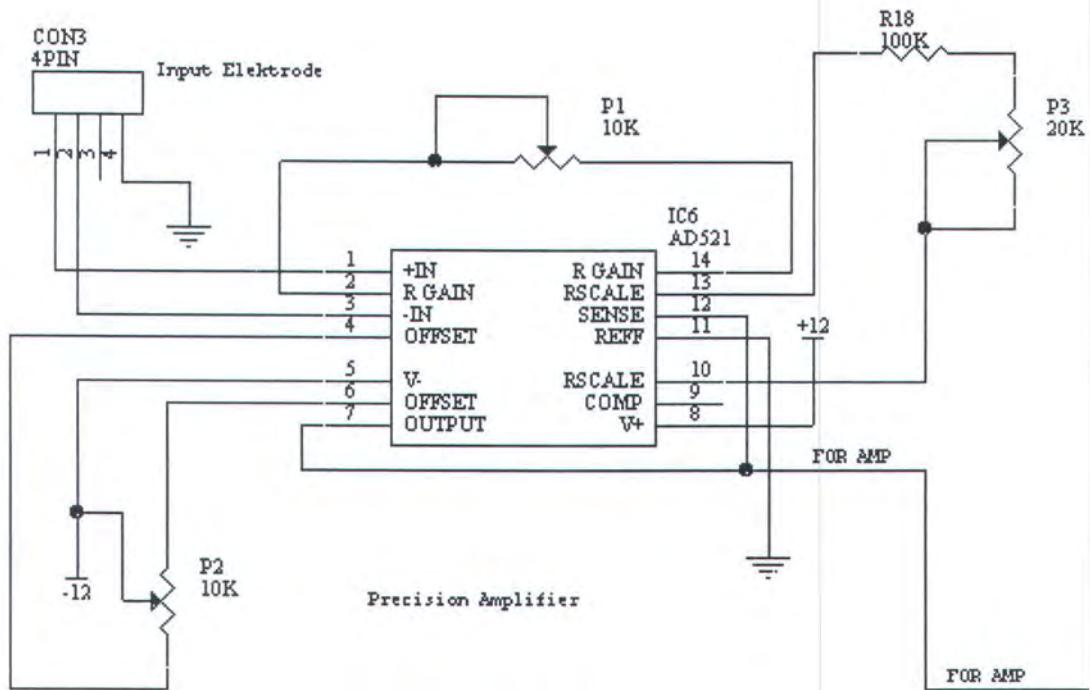
Bagian ini digunakan untuk mendeteksi aktifitas dari otot, yang terdiri dari penguat instrumentasi dan filter.

4.2.1 Biopotensial Amplifier

Sinyal yang keluar dari transducer permukaan kulit dalam orde yang relatif kecil. Agar sinyal yang dihasilkan dapat dideteksi oleh ADC sebagai sinyal, maka perlu dikuatkan lebih dahulu.

Rangkaian penguat yang direncanakan adalah noninverting amplifier. Pemilihan mode non inverting dimaksudkan agar penguat mempunyai impedansi input yang tinggi sehingga tidak mempengaruhi sensitivitas elektrodanya sendiri. Komponen yang digunakan adalah sebuah op-amp serba guna AD521 yang merupakan *multi purpose operational Amplifier* dengan input JFET. Sebagai amplifier AD521 hanya membutuhkan dua buah resistor eksternal untuk memperoleh gain yang bisa diatur dari 0.1 sampai dengan 1000 dengan impedansi input 3 Giga ohm dan CMRR yang sangat tinggi sebesar 120 db.

Tegangan yang muncul sepanjang R_g menyebabkan ketidak seimbangan arus yang mengalir pada Q1 dan Q2, $I = V_{in}/R_g$. Ketidakseimbangan arus yang mengalir pada R_s . Sebab arus kolektor Q3 dan Q4 tertarik sehingga menjadi sama oleh bias (current mirror). Kondisi ini menyebabkan tegangan di sepanjang R_s , sebesar $I \times R_s$. Output sebesar $V_{in} \times R_s/R_g$ atau Gain = R_s/R_g .

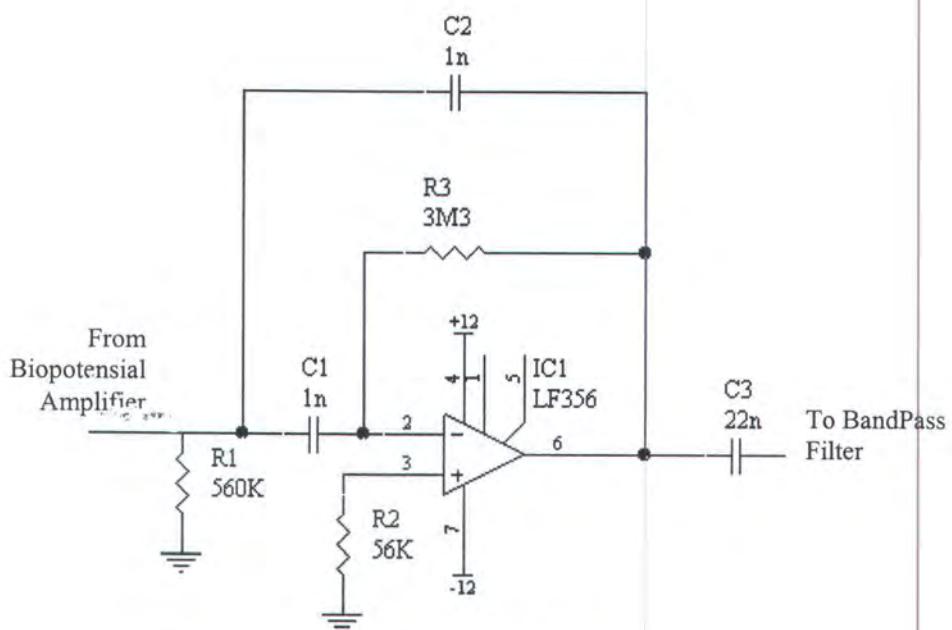


Gambar 4.2. Rangkaian biopotensial amplifier

Gain kurang dari 1 dan lebih dari 1000 dapat diperoleh bergantung pada besarnya perbandingan R_s dan R_g . Resistor setting (pin 10 dan 13) diset 100K, sedangkan resistor gain (pin 2 dan 14) sebuah variabel resistor 10K sehingga kita bisa memperoleh gain dari 0.1 sampai lebih dari 1000 dengan mengubah nilai R_g . Offset dapat dilakukan dengan sebuah variabel resistor 10K (pin 4 dan 6) dengan wiper terhubung dengan supply negatif.

4.2.2 Notch Filter 50 HZ

Untuk menghilangkan pengaruh noise yang diakibatkan pengaruh jala-jala maka sinyal perlu difilter dengan *notch filter* 50 Hz. Kehadiran filter ini untuk menghilangkan pengaruh jala-jala 50 Hz yang masuk terinterferensi ke dalam sinyal refleks.



Gambar 4.3 Rangkaian Notch Filter

4.2.3 Band Pass Filter

Untuk lebih meyakinkan dalam meredam kehadiran noise maka sinyal refleks difilter dengan sebuah *Band pass filter*. *Band width* filter ini sesuai dengan *band width* sinyal refleks otot. Frekuensi sinyal refleks otot yang dominan antara 100 Hz sampai dengan 500Hz. Karena band width dari filter ini lebar maka filter ini lebar maka filter diimplementasikan dengan High Pass Filter dan Low Pass Filter yang dikaskade.

Gambar 4.4 rangkaian lengkap band pass filter untuk meluluskan sinyal refleks 100 Hz- 500Hz, ICI dengan komponen resistor dan kapasitor membentuk High Pass Filter dengan cut off frekuensi 100 Hz, sedangkan IC2 dengan komponen resistor membentuk Low Pass Filter dengan cut off frekuensi 500 Hz.

Perhitungan untuk memperoleh nilai komponen seperti dalam gambar 4.4 adalah sebagai berikut :

HPF + 40 dB/ dec (wc =100Hz) :

$$1. \text{ Ditentukan } C_1 = C_2 = 22\text{nF}$$

$$2. R_1 = 1.414 / (w_c C_1)$$

$$= 1.414 / (6.28 \times 100 \text{ Hz} \times 22\text{nF})$$

$$= 102.2 \text{ K ohm}$$

$$3. R_2 = 0.5 R_1$$

$$= 51.1 \text{ K ohm}$$

$$4. R_3 = R_1 = 102.2 \text{ K ohm}$$

LOW PASS FILTER -40 dB /dec (wc = 500Hz) :

$$1. \text{ Ditentukan } R_4 = R_5 = 10 \text{ K ohm}$$

$$2. C_4 = 0.707 / (w_c R_4)$$

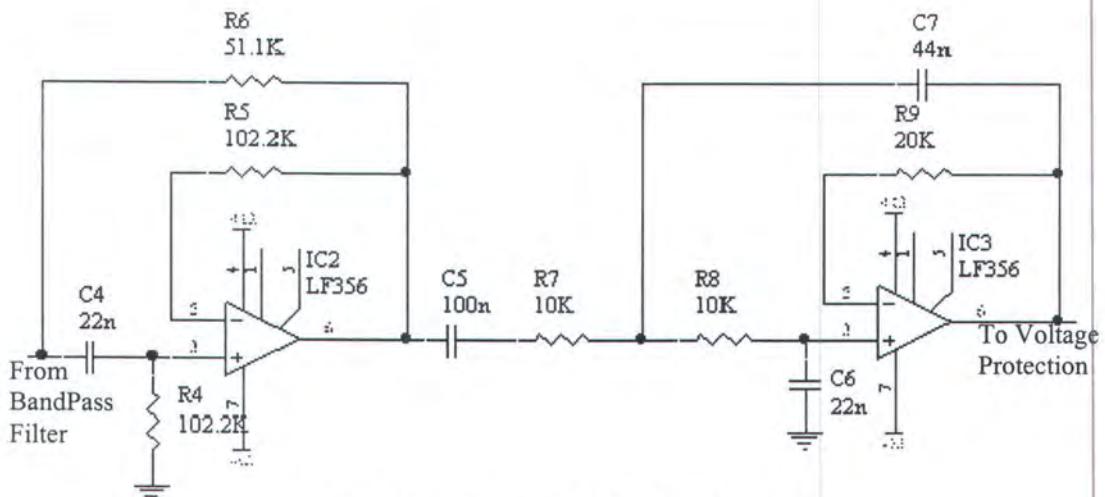
$$= 0.707 / (6.28 \times 500 \text{ Hz} \times 10 \text{ K ohm})$$

$$= 22\text{nF}$$

$$3. C_5 = 2 \times C_4 = 44 \text{ nF}$$

$$4. R_6 = 2 \times R_4$$

$$= 20 \text{ K ohm}$$



Gambar 4.4. Rangkaian Band Pass Filter.

4.2.4 Rangkaian Supervisi

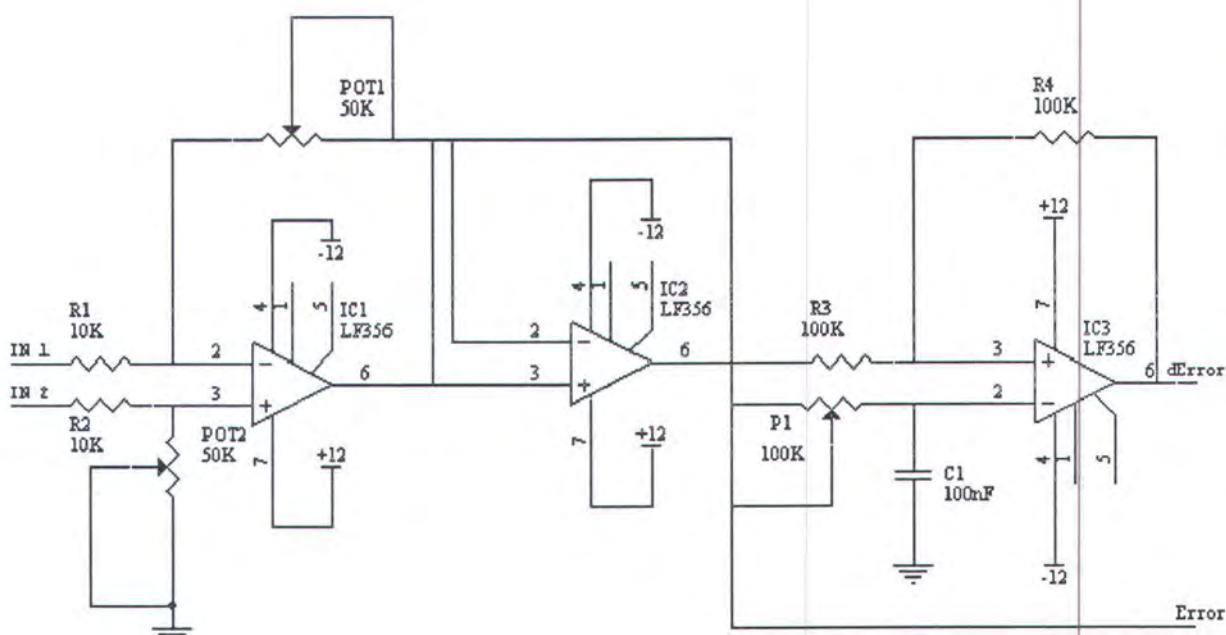
Rangkaian supervisi dalam hal ini merupakan suatu rangkaian pengkondisi sinyal dimana sinyal yang diharapkan merupakan penguat dengan fungsi matematis analog, yang dikenal sebagai penguat selisih tegangan, selisihnya yang dideteksi sebagai kesalahan atau error. Sebagaimana pembanding maka polaritas tegangan keluaran akan positif bila tegangan pada masukan membalik lebih negatif daripada tegangan pada masukan tak membalik dan sebaliknya. Tegangan keluaran kebalikan selisih tegangan diantara kedua masukan dan nilainya dapat dihitung menurut rumus :

$$V_{out} = (\text{Pot1}/R1)V1 + (\text{Pot2}/(R2+\text{Pot2}))((R1+\text{Pot2})/\text{Pot1})V2$$

Jika $(\text{POT1}/R1) = (\text{POT2}/R2)$ maka:

$$V_{out} = -(\text{Pot1}/R1)(V2-V1)$$

Rangkaian pada gambar 4.5. lebih ditekankan pada aspek pengurangan secara aljabar namun yang lebih penting lagi penguat selisih tegangan memiliki kemampuan untuk mendeteksi tegangan diferensial yang kecil yang tersembunyi dalam tegangan sinyal yang besar. Rangkaian penyangga diperlukan untuk mengisolasi rangkaian sebelumnya karena rangkaian penguat selisih tegangan cenderung untuk memiliki impedansi input yang rendah. Untuk mendeteksi perubahan error maka perlu ditambahkan delay error. Rangkaian ini berupa rangkaian penggeser fasa kurang dari 180^0 dimana sudut pergeseran atau perubahan sinyal inputnya dapat diatur melalui potensio P1. Pengaturan P1 diharapkan untuk mendapatkan pengaturan yang lebih halus.



Gambar 4. 5 Rangakaian Supervisi

4.2.5 Rangkaian Proteksi Tegangan

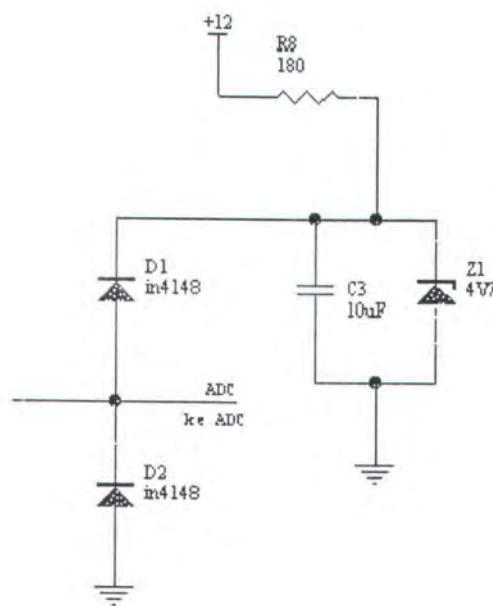
Rangkaian ini berfungsi untuk membatasi input yang masuk (level tegangannya) hingga maksimum tegangan yang dapat masuk ke ADC adalah 5.4 volt, sehingga berguna untuk melindungi ADC terhadap tegangan berlebih. Rangkaian proteksi bekerja pada titik pertemuan diode IN4148 dimana harga berbagai input positif akan bernilai 5.4 volt merupakan penjumlahan tegangan pada diode sebesar 0.7 volt dan diode zener yang terpasang sebesar 4.7 volt. Tahanan R_2 470Ω berfungsi untuk memberikan arus bias diode sebesar 3 mA agar diode dapat bekerja dan diode zener dengan I_{ZM} 10 mA - 30 mA agar rangkaian dapat bekerja dengan baik. Diode zener akan bekerja bila I_{ZM} memiliki rating 10 mA - 30 mA sehingga R dapat ditentukan sebagai berikut :

$$R = (V_{cc} - V_z)/I_z$$

$$R = (12 - 4.7)/10 \cdot 10^{-3}$$

$$R = 730\Omega$$

Harga maksimum R yang diijinkan agar diode zener dapat bekerja adalah 730Ω . Jadi hendaknya dipilih harga berkisar dibawah harga tersebut sedangkan harga minimumnya adalah 243.3Ω . Dalam perancangan ini dipilih harga 470Ω .



Gambar 4.6 Rangkaian Proteksi Tegangan

4.3 Modul Fuzzy NLX220

Modul ini memiliki fungsi sebagai pengendali sistem rangkaian meliputi pengambilan, pengolahan dan pengeluaran data. Modul ini memiliki empat buah input analog sebagai masukan data dan empat buah output analog juga sebagai pengeluaran data output. IC EEP220 mendapat clock external dari sebuah oscilator kristal 10 MHz yang kemudian dimasukkan ke dalam sebuah pembagi frekuensi IC 74HC393 yang outputnya membagi frekuensi menjadi empat bagian yaitu 10 MHz, 5 MHz, 2,5 MHz dan 1 MHz sehingga frekuensi clock modul dapat diubah-ubah sesuai kebutuhan. Untuk mengamankan modul dari input yang melebihi tegangan +5V ditambahkan sebuah zener dioda 4,7 V. Output dari modul diberi rangkaian penyangga untuk mencegah modul terbebani oleh rangkaian output.

4.4 .MODUL ADC (ANALOG TO DIGITAL CONVERTER)

Hasil sinyal yang diinginkan diambilkan melalui keluaran analog fuzzy untuk diumpulkan ke Analog-Digital Converter. Pemograman pengolahan data dari card fuzzy merupakan pengambilan data oleh ADC AD574A (DAS-8), data ini sifatnya hanya untuk ditampilkan ke PC. Kriteria yang dipenuhi oleh rangkaian ini mampu mengkonversikan sinyal analog ke bentuk digitalnya dengan benar, dapat digunakan untuk sebagian besar penerapan, menggunakan kemampuan IC AD574A seoptimal mungkin dan waktu overhead komputer, termasuk perangkat lunaknya seminim mungkin. Untuk menunjang hal tersebut direncanakan spesifikasi utama dari rangkaian ADC dengan daerah tegangan input analog -5 volt sampai +5 volt, waktu sampling yang terprogram, resolusi 12 bit dan mempunyai 8 input analog.

Pada card ini terdapat sebuah multiplexer analog pada bagian inputnya. Dengan adanya multiplexer ini card ini dapat digunakan untuk mengkonversi beberapa sinyal analog sekaligus. Multiplexer ini menggunakan sistem *time division multiplexing* yang mana dalam saat hanya satu input yang aktif. Pemilihan input yang aktif dilakukan oleh komputer melalui *buffer data setting*.

4.5. PERENCANAAN SOFTWARE

Dalam tugas akhir ini software dibuat dengan menggunakan bahasa pemograman tingkat tinggi untuk pengolah sinyal yaitu bahasa Delphi yaitu perangkat lunak pada sistem Personal Komputer. Sedangkan untuk perangkat

lunak penunjang yaitu perangkat lunak Aplikasi menggunakan Insight untuk modul FLC (Fuzzy Logic Controller).

Metodologi yang dipergunakan adalah:

1. Perencanaan algoritma pemograman sistem secara umum, diimplementasikan dalam bentuk diagram alur.
2. Implementasi diagram alur dalam bentuk program.
3. Menentukan input dan output sistem, menentukan definisi term yang digunakan, menentukan rumusan rule yang digunakan, setelah semua terpenuhi maka dilakukan pengisian memory rule set ke sistem fuzzy.

4.5.1 Perencanaan Perangkat Lunak NLX220

Proses pembuatan perangkat lunak NLX220 dapat digunakan perangkat lunak bantu dari program aplikasi Insight. Perangkat lunak ini memungkinkan kita untuk melakukan definisi Input/Output, Fuzzy Variables dan Rules Sets dari proses yang akan dilakukan oleh NLX220. Dan juga keseluruhan Input/Output yang ada bisa disimulasikan apa benar memang sesuai dengan yang kita inginkan.

Pengetahuan tentang perilaku sistem kita harus kita kuasai dengan baik, hal ini akan memudahkan kita untuk mendefinisikan definisi Input/Output maupun nilai aksi yang diperlukan untuk sistem kita

Sistem menggunakan tiga buah input dan dua buah output sebagai berikut:

Input:

Error : Data sinyal dari sinyal EMG, dari rangkaian supervisi

Derror : Data Perubahan sinyal EMG, dari rangkaian supervisi.

Duration : Input untuk keperluan pewaktuan , merupakan masukan internal.

Out : Input yang didapatkan dari umpan balik, untuk control noise output.

Output:

Out : Data sinyal yang diinginkan

Duration : Output untuk keperluan pewaktuan, bersifat loopback.

Variable:

Pendefinisian variabel dibagi menjadi:

1. H1 Rise dan H1 Down
2. M1 Rise dan M1 Down
3. H2 Rise dan H2 Down
4. M2 Rise dan M2 Down

Variabel fuzzy itu ialah:

- 1.Duration is Reset (Duration,1, Symmetric Inclusive)
- 2.Duration is Run (Duration,2,Symmetric Exclusive)
- 3.Error is Run_1(0,2, Symmetric Inclusive)
- 4.Error is H1Rise (Error,10, Lef Inclusive)
- 5.Error is H1Down (Error,4, Lef Inclusive)
- 6.Error is M1Rise (Error,15, Lef Inclusive)
- 7.Error is M1Down (Error,5, Left Inclusive)
- 8.Error is Up (250,2, Left Exclusive)
- 9.DError is Run_2(0,5, Symmetric Inclusive)
- 10.DError is H2Rise (DError,9, Lef Inclusive)
- 11.DError is H2Down (Derror,4, Left Inclusive)

12.DError is M2Rise (DError,15, Left Inclusive)

13.DError is M2Down (27,5, Symmetric Inclusive)

14.Derror is Up (223,5, Left Exclusive)

Untuk penentuan center dan width untuk setiap membership function tidak ada komposisi formula yang baku, namun yang perlu dilakukan adalah mengenali perilaku sistem dan diadakan uji coba berulang kali terhadap respon dari berbagai input, yaitu dengan simulasi program input di program aplikasi Insigh tersendiri. Pengenalan ini diperlukan untuk memperoleh nilai aksi output yang diinginkan terhadap suatu respon input.

Kesulitan utama pada rule yang dibuat pada sistem ini yaitu sistem pewaktuan internal yang diperlukan untuk menjalankan setiap perubahan input yang terdeteksi. Meskipun begitu rule yang dibuat diharapkan memperoleh hasil yang optimal , sehingga dilakukan beberapa kali percobaan. Maka setelah beberapa kali percobaan maka didapat rule yang paling optimum menurut sistem yang diinginkan sebagai berikut:

If Error is H1Rise and DError is H2Rise and Duration is Run then Out +Error

If Error is H1Down and DError is H2Down and Duration is Run then Out + -3

If Error is M1Rise and DError is M2Rise and Duration is Run then Out + 1

If Error is M1Down and DError is M2Down and Duration is Run then Out + -3

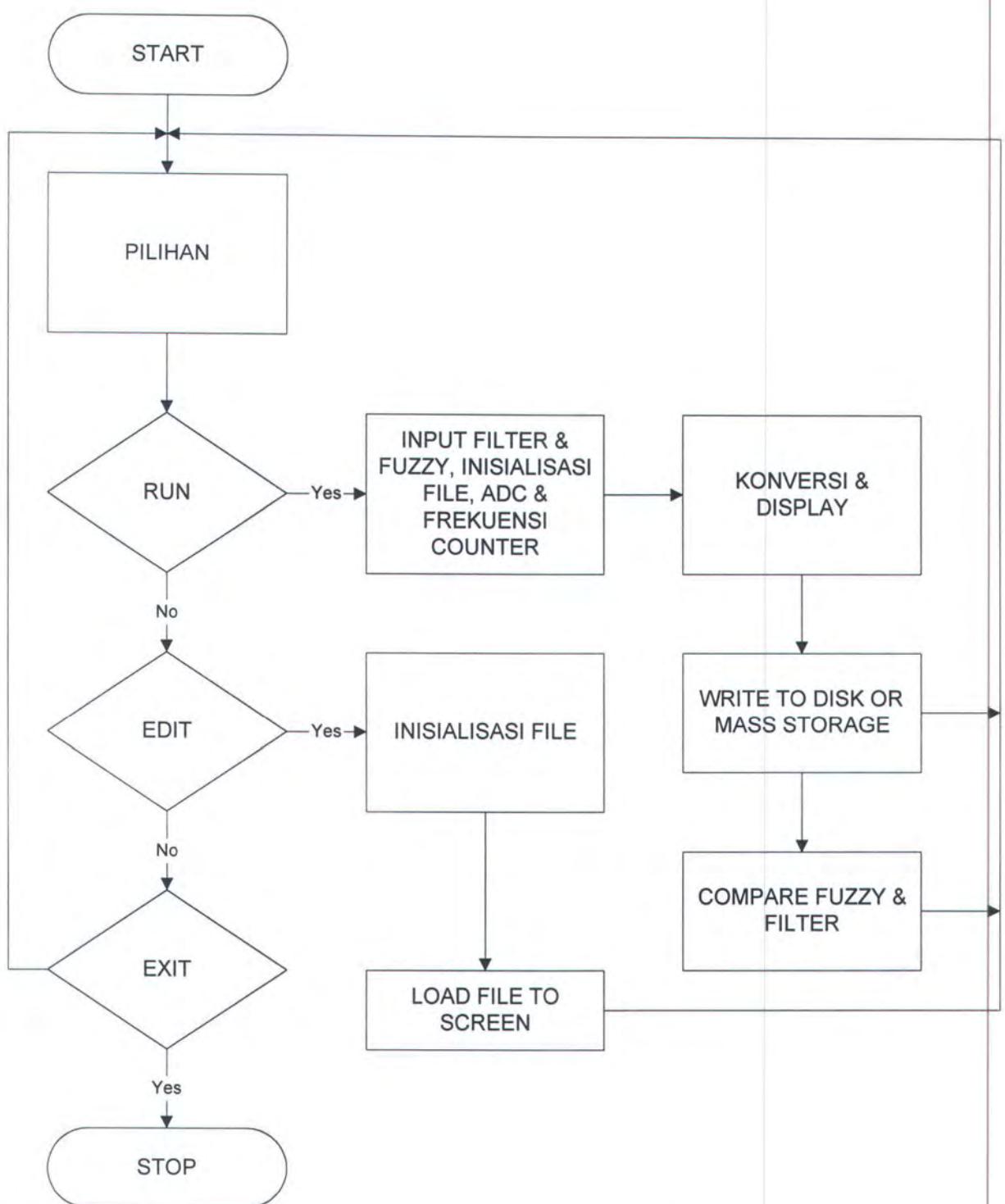
If Error is Up and DError is Up and Duration is Run then Out + - 5

If Duration is Reset then Duration + 5

If Duration is Run then Duration + -1

4.5.2 Pemograman Sistem Akuisisi Data.

Untuk pemograman sistem dengan ADC 574A, multiplexer Analog dapat dimasukkan 8 channel sekaligus. Dalam tugas akhir ini, 3 inputan analog digunakan untuk membandingkan, yaitu inputan dari modul Fuzzy Logic Controller, inputan filter dan inputan stimulator yang digunakan sebagai pembanding. Jadi Pemograman sistem ini hanya mengolah input yang masuk melalui multiplexer analog. Hal ini dimungkinkan juga karena pada model pemograman Fuzzy yang dibuat pada modul Fuzzy Controller NLX 220 hanya menggunakan sistem open loop saja.



Gambar 4.7 Flowchart Program

Apakah manusia itu mengira bahwa mereka dibiarkan (saja) mengatakan: "Kami telah beriman", sedang mereka tidak diuji lagi? (Q.S. Al Ankabut: 2)



BAB V
PENGUKURAN DAN PENGUJIAN
ALAT

BAB V

PENGUKURAN DAN PENGUJIAN ALAT

Pada bab ini dilakukan pengujian dan pengukuran dari modul-modul sistem yang telah dibuat, sehingga akan diperoleh informasi tentang unjuk kerja sistem yang telah dirancang. Hal ini untuk mengurangi keterbatasan dari peralatan yang dibuat, pengujian yang dilakukan meliputi :

1. Pengujian masing-masing modul
2. Pengujian Sistem

5.1. PENGUJIAN MASING-MASING MODUL.

5.1.1 Modul Penguat Instrumentasi

Modul ini menggunakan IC AD521 sebagai komponen pokok. Dengan mengubah besarnya perbandingan hambatan pada pin 2, dicari besarnya nilai hambatan yang tepat untuk memperkuat sinyal input dari otot yang cukup kecil tanpa adanya cacat yang berarti. Karena harga CMMR dari AD521 sudah cukup tinggi yakni sebesar 110 dB, oleh karenanya pada bagian ini tidak dilakukan pengukuran CMMR.

Dari hasil pengukuran diperoleh nilai hambatan untuk masing-masing penguat instrumentasi adalah sebesar 100 ohm, dengan penguatan sebesar 1000 kali.

Pada bagian Notch Filter dilakukan pengukuran frekwensi cut off sebesar 48 Hz.

Sedangkan pada Band Pass Filter, frekwensi resonansi menurut pengukuran *low cut off frekwensi* 98 Hz dan *high cut off frkwensi* 503 Hz.

5.1.2 Modul ADC

Pengujian modul ADC dimulai dengan mengecek bagian **timing**, dengan menggunakan oscilloscope dilakukan pengujian apakah gelombang dari rangkaian timing sudah sesuai. Setelah itu pemasangan ADC AD574A dapat dilakukan pengujian ADC ini paling mudah dilakukan dengan pengukuran linieritas ADC. Untuk melaksanakan pengukuran ini sebuah tegangan referensi dimasukkan ke input ADC, dan output dari ADC ditampilkan di monitor komputer. Input ADC diukur dengan menggunakan voltmeter digital dengan kepresisian yang tinggi, dibandingkan dengan output ADC yang telah diolah secara software dan ditampilkan dalam bentuk tegangan di monitor komputer. Untuk mendapatkan hasil output yang mendekati tegangan input dapat dilakukan pengaturan offset sehingga kesalahan dapat ditekan seminimal mungkin. Hal ini dilakukan dengan menjalankan program uji yang dirancang khusus untuk melakukan pengukuran.

Pengukuran noise dan offset dari ADC dapat dilakukan pada kondisi input analog ADC dihubungkan ke ground. Kemudian dengan program uji diamati hasil konversi ADC. Dari pengukuran tersebut diperoleh tegangan noise maksimum 3.0 mV dan tegangan offset sebesar 1.3 mV.

Tabel 5.1 Hasil Pengukuran ADC

Input ADC (mV)	Output ADC (mV)	Selisih (mV)
5000.0	-4998	2
-4500.0	-4503	3
-4000.0	-4001	1
-3500.0	-3501	1
-3000.0	-3000	0
-2500.0	-2501	1
-2000.0	-2000	0
-1500.0	-1449	-1
-1000.0	-1002	2
-500.0	-501	1
0.0	0	0
500.0	500	0
1000.0	1000	0
1500.0	1501	1
2000.0	2001	1
2500.0	2500	0
3000.0	3000	0
3500.0	3498	2
4000.0	4000	0
4500.0	4500	0
5000.0	4995	5

5.1.3 Pengujian Modul FMC NLX220

Fuzzy Mikrokontroller diuji dengan cara memberikan data pada masukan-masukan kemudian diamati hasil keluarannya. Data diberikan dengan menghubungkan satu persatu dari dua masukan ADC dengan sumber tegangan DC, sebagai pengganti sinyal Error dan sinyal DError . Berdasarkan rule-rule sederhana yang dibuat tegangan input kemudian diubah-ubah dan pada output modul fuzzy yang dihubungkan dengan voltmeter, tegangan input harus sama dengan tegangan yang terdapat pada output. Bila keempat input sudah dicoba dan



pada output masing-masing telah didapatkan perubahan yang sesuai maka modul fuzzy ini dianggap telah bekerja dengan baik.

Adapun program sederhana itu ialah:

Rules Variables:

Ain0 is Visco (255,0,Left Inclusive)

Ain1 is Visco (255,0,Left Inclusive)

Ain2 is Visco (255,0,Left Inclusive)

Ain3 is Visco (255,0,Left Inclusive)

Rules:

If Ain0 is Visco then Out0=Ain0

If Ain1 is Visco then Out0=Ain1

If Ain2 is Visco then Out0=Ain2

If Ain3 is Visco then Out0=Ain3

5.2 PENGUJIAN SISTEM

Pengujian sistem dilakukan dengan menghubungkan semua modul yang telah dinyatakan baik dalam pengukuran dan pengujian modul kemudian diberikan input dari signal generator dan dengan bantuan software uji sinyal tersebut ditampilkan dimonitor. Pengujian sistem kurang memuaskan karena sistem kurang bisa mendekripsi dengan akurat, sistem mampu menanggapi sinyal input yang masuk, namun hasilnya belum baik seperti yang diharapkan. Ternyata noise/tidak halusnya gelombang masih belum bisa diatasi dengan baik.

5.3. ANALISA KESALAHAN DESIGN

Sehubungan tidak bekerjanya sistem secara keseluruhan, dimana hasil yang didapatkan dari pengolahan sinyal tidak optimal, bisa dianalisa dari pengolahan sinyal yang didapatkan dari ADC AD574, dimana untuk keluaran dari Fuzzy Logic Controller NLX220, tidak memenuhi apa yang diharapkan dari pola sinyal yang sebenarnya. Hal ini dimungkinkan dari beberapa hal, diantaranya ialah penentuan Variabel yang ada untuk gelombang gerak refleks M dan H serta F tidak mewakili apa yang ada pada sinyal yang ada. Karena dari sinyal yang sebenarnya untuk gelombang M, H dan F dalam praktek ialah ada Split (bidang batas) untuk gelombang M dan H, karena untuk gelombang H sendiri sangat jauh tegangan peak to peak-nya bila dibandingkan dengan gelombang M. Sedangkan untuk gelombang F tidak ikut dalam penentuan pola sinyal. Dari Rule Fuzzy yang dibuat, terdapat kerancuan antara gelombang M, H dan F karena parameter-parameter itu semua dimasukkan, sehingga pengaruh gelombang F dalam pola sinyal bisa mengacaukan pola sinyal yang diharapkan, disamping juga perbedaan yang terlalu jauh antara gelombang M dan H.

Untuk analisa mengenai tidak optimalnya inputan yang diterima oleh elektroda, sehingga mengakibatkan sinyal keluar dari filter juga tidak bagus, hal ini disebabkan oleh pengaturan gelombang perangsang dari stimulator tidak memenuhi syarat dengan apa yang sudah ditentukan. Hal ini terjadi karena stimulator yang dipakai tidak standard, sehingga pengaturan Filter (frekuensi),

sweep (tegangan) dan Gainnya tidak sesuai dengan ketentuan. Tetapi dalam tugas akhir tetap digunakan stimulator itu, seperti terdapat dalam lampiran gambar rangkaian.

Dari kasus ini bisa kiranya untuk idealnya sebuah sistem, ditetapkan sebuah patokan utnuk mengoptimalkan kerja sebuah sistem, terutama sekali yang berhubungan dengan Elektronika Medika, seperti Stimulus yang baik, Sensor yang baik, dan sistem grounding yang baik serta pengolahan sinyal yang bisa menganalisa sinyal secara real time. Tidak menutup kemungkinan juga penggunaan kabel yang baik.

Demikian analisa yang bisa diungkapkan dari kegagalan sistem secara keseluruhan, termasuk juga analisa kesalahan design yang ada.

Maka Maha Tinggi Allah Raja Yang Maha Benar. Dan janganlah engkau (Hai Muhammad) tergesa-gesa membaca Al Qur'an sebelum selesai diwahyukan kepada engkau. Dan katakanlah, "Ya Allah tambahkanlah ilmu pengetahuanku !" (Q.S. Thahaa: 114)



BAB VI

PENUTUP

BAB VI

PENUTUP

6.1. KESIMPULAN

Dari hasil pengujian dan pengambilan data yang telah dilakukan selama merencanakan dan menyelesaikan tugas akhir ini, maka dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut :

1. Untuk perbandingan hasil untuk Modul Fuzzy yang diolah dengan Rule-rulennya agar terseleksi sinyal yang sebenarnya dan sinyal yang didapatkan dari Filter yang semuanya diolah oleh ADC, tidak bisa diperbandingkan performancenya, karena Sistem tidak dapat menganalisa output yang dihasilkan oleh hasil keluaran dari Modul Fuzzy Controller NLX220. Dari Analisa Kesalahan Design dan Hasil ini, bisa dijadikan referensi untuk yang akan datang.
2. Untuk output yang didapatkan dari Filter dan diolah dengan ADC saja, tanpa perbandingan dengan output Modul Fuzzy Logic, kelainan yang terjadi pada penderita Diabetic Neurophaty adalah lambatnya waktu reflek (besarnya durasi refleks) pada otot achilles dan lebih kecilnya amplitudo, tetapi kecenderungannya lebih pada segi durasinya.
3. Pengolahan sinyal oleh modul Fuzzy ditambahkan rangkaian supervisi supaya dapat memberikan perbandingan sinyal yang masuk ke inputan Fuzzy, karena sebenarnya Fuzzy sendiri bukan hanya sekedar akuisisi data biasa.

4. Akuisisi data biomedika memerlukan komponen *Analog to Digital Converter (ADC)* yang mempunyai waktu konversi dan waktu akuisisi yang sesuai dengan sinyal biopotensial.
5. Penggunaan kabel yang baik, filter dan *biopotensial amplifier* sebagai penguat instrumentasi dengan *Common Mode Rejection Ratio (CMRR)* yang tinggi akan memperkecil pengaruh noise .
6. Rangkaian Sample hold sangat penting dalam akusisi data multi input , karena variasi input analog selama selang waktu konversi dapat menyebabkan kesalahan hasil konversi .
7. Dengan menggunakan *komputer* , hasil *akuisisi* data dapat segera ditampilkan di monitor , dapat pula disimpan dalam file di Komputer untuk sekali waktu bisa dipergunakan lagi.

6.2 SARAN - SARAN

Hasil dari tugas akhir ini masih memungkinkan untuk dikembangkan lebih lanjut, karena secara sistem untuk perbandingan yang ada antara penggunaan Modul Fuzzy Logic dan Output Filter masih belum bisa diperbandingkan keunggulannya, tetapi untuk pengembangan lebih lanjut Teknologi dengan Fuzzy Logic ini bisa dibuktikan performancenya dengan digabung menggunakan filter digital, karena proses softwarenya lebih sensitif lagi untuk mengatasi perubahan input secara cepat.

Kitab (Al Qur'an) itu tidak ada keraguan padanya, petunjuk bagi mereka yang bertakwa. (Q.S. Al Baqarah: 2)



DAFTAR PUSTAKA

DAFTAR PUSTAKA

1., Data-acquisition Databook 1982, Volume I, Analog Device, inc.,1982.
2. F.X. Prawira Kusumawijaya, Sistem-sistem dalam Biomedika, ITS, Elektro, 1975.
3. Sheingold. Daniel H. Analog-Digital Conversion Handbook, Prentice Hall, USA, 1986.
4., Linear Data Book 2, National Semiconductor corporation 1988.
5. Webster John G., Medical Instrumentation Application and Design, Houghton Mifflin Company, Boston, 1978.
6., CMOS Data Book 2, National Semiconductor Corp, 1988.
7. Lowery Lee Thompson, M.D., The Electromyographper Handbook, University of Utah Collage of Medicine, Salt Lake City, Utah, USA, 1981.
8., Personal Computer AT System - Technical Reference, Personal Computer AT Hardware Reference Library.
9. Brandstater, M.E. and E.H. Lambert, Motor Unit Anatomy, New Development in Electromyography and clinical Neurophysiologi, USA, 1973.
10. Tompkins, Willis J., and Webster, John G., Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, Prentice Hall, Inc., Englewoods Cliffs, New Jersey, 1981.
11. Jamshidi, Mohammad, Vadiee, Nader, Ross, Timothy J, Fuzzy Logic and Control (Software and Hardware Application), Prentice Hall, 1993.

12. Yan, Jun, Ryan, Michael, Power James, Using Fuzzy Logic, Prentice Hall, 1994.
13., Fuzzy Microcontroller Development System, American Neurologic Inc, 1992
14., Neurologic Data Sheet NLX230, American Neurologic inc, 1992.

Demi Masa. Sesungguhnya manusia itu dalam kerugian. Kecuali orang-orang yang beriman dan melakukan amal shaleh dan nasehat-menasehati supaya (menjalankan) kebenaran dan nasehat menasehati supaya sabar (Tabah dalam menghadapi kesulitan). (Q.S. Al Kautsar: 1-3).

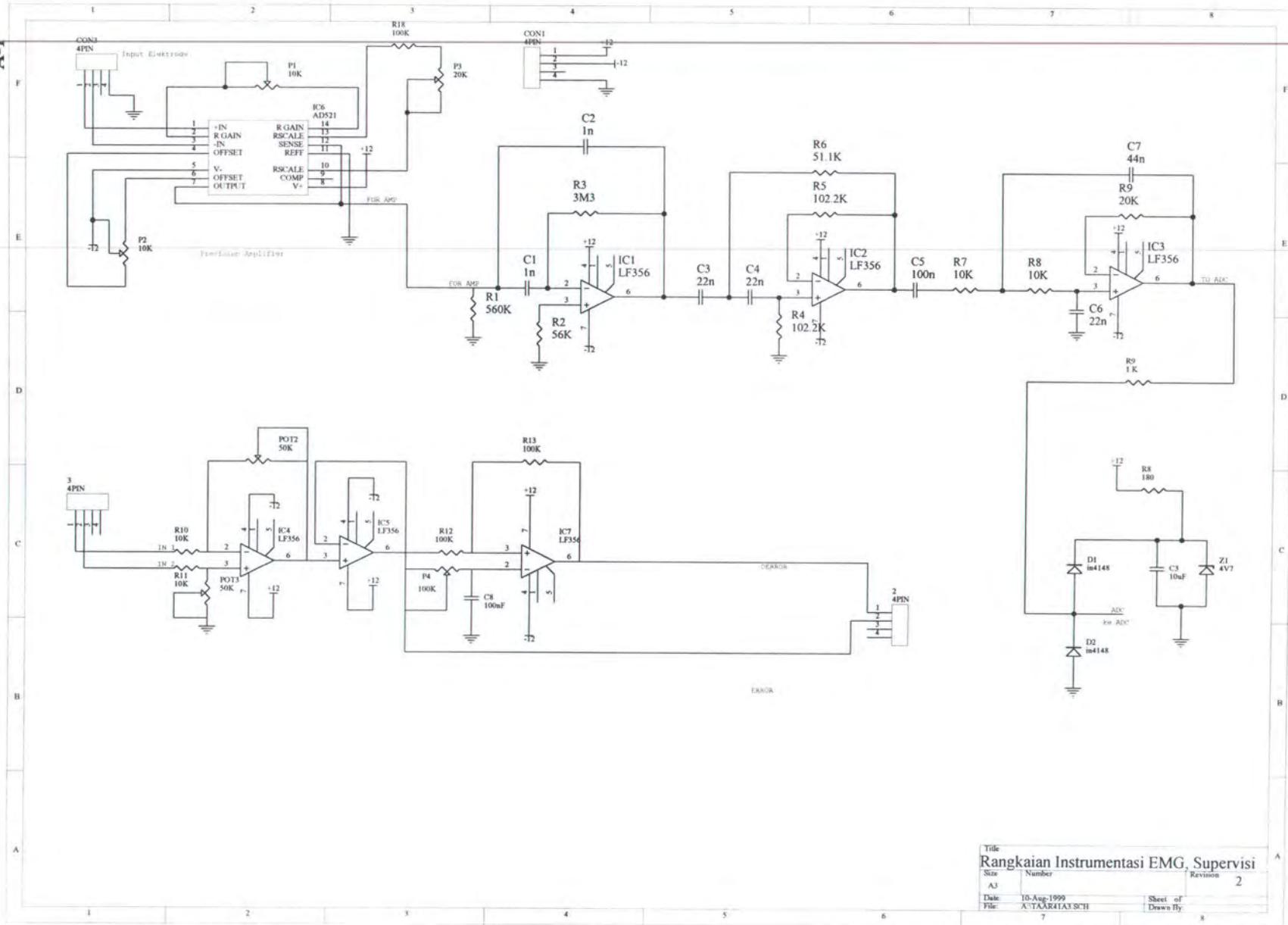


LAMPIRAN



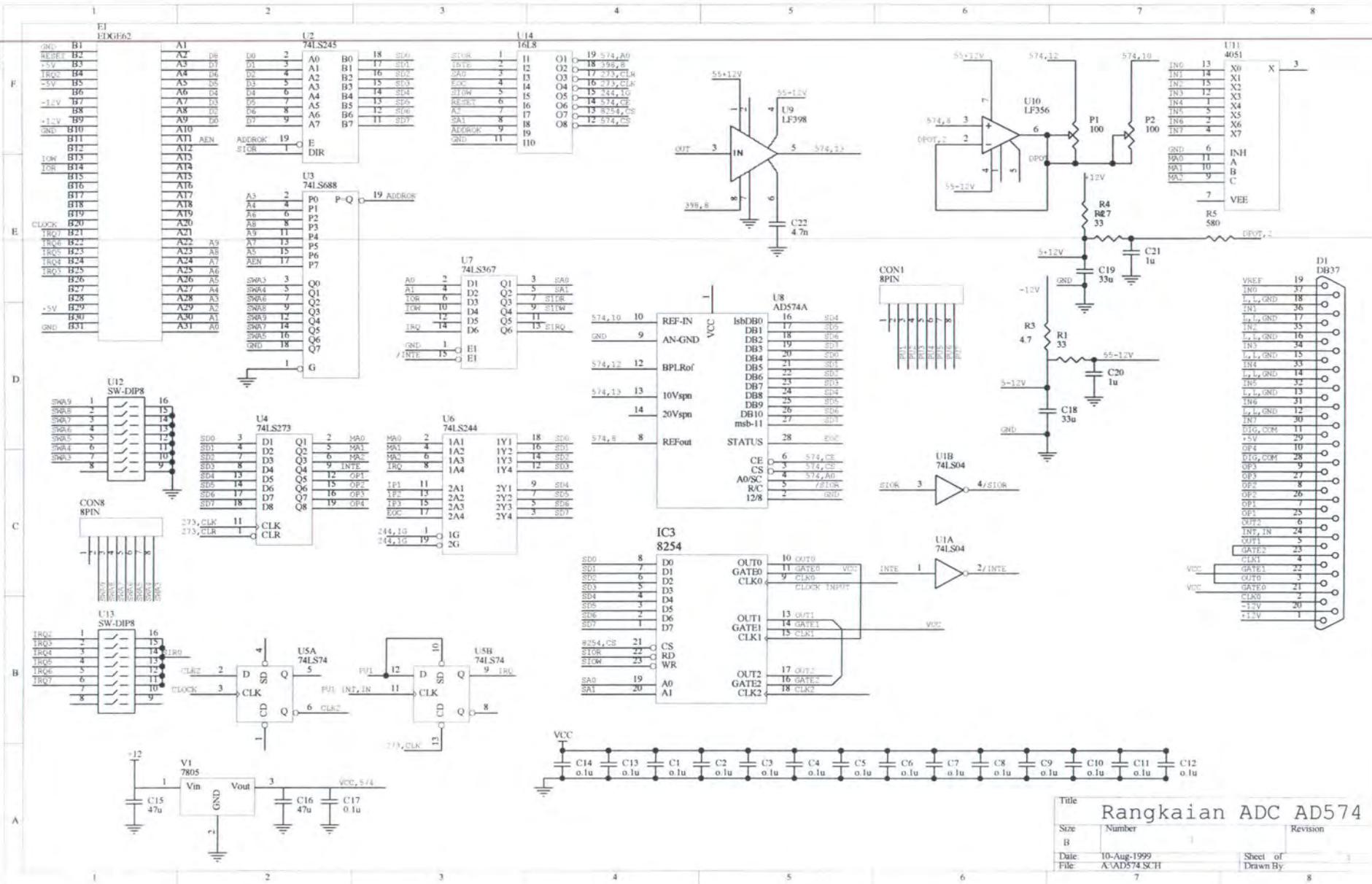
LAMPIRAN A
GAMBAR RANGKAIAN

A-1



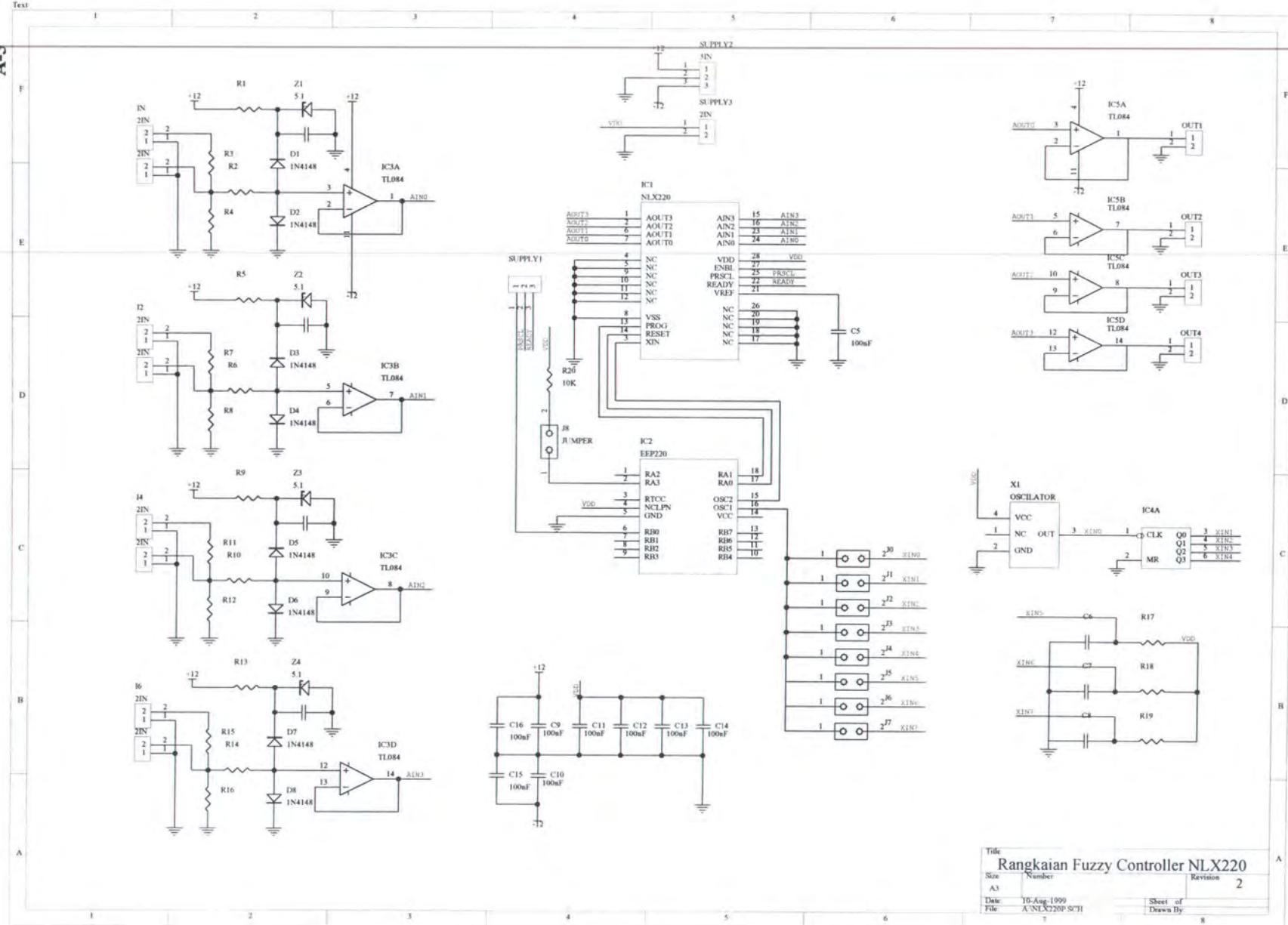
Title: Rangkaian Instrumentasi EMG, Supervisi
 Size: A3 Number: _____ Revision: 2
 Date: 10-Aug-1999 File: A-TAAR41A3 SCH Sheet of 1 Drawn By:

A-2

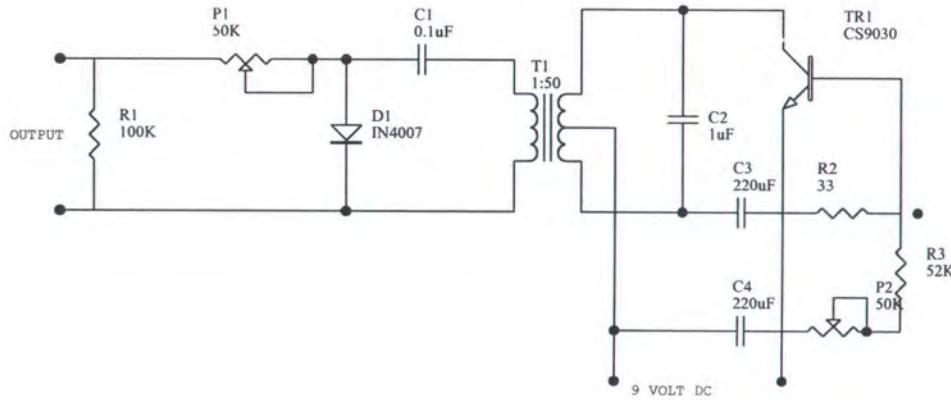


Title: Rangkaian ADC AD574
 Size: Number: 1
 Date: Revision:
 Date: 10-Aug-1999
 File: A/AD574 SCH
 Sheet of Drawn By: 1
 8

A-3



Title: Rangkaian Fuzzy Controller NLX220
Size: Number: Revision: 2
A3
Date: 16-Aug-1999 File: A/NLX220P SCH Sheet of Drawn By



Title			
Size	Number	Revision	
A4			2
Date: File:	10-Aug-1999 A:STIMUL.SCH	Sheet of Drawn By:	4



LAMPIRAN B
LISTING PROGRAM

Perangkat Lunak Delphi 1.0

```

unit Ardutama;
interface
uses
  SysUtils, WinTypes,
  WinProcs, Messages, Classes,
  Graphics, Controls,
  Forms, Dialogs, Menus,
  ExtCtrls, StdCtrls, Buttons;
type
  TMainForm = class(TForm)
    MainMenul: TMainMenu;
    File1: TMenuItem;
    New1: TMenuItem;
    Open1: TMenuItem;
    Savel: TMenuItem;
    N1: TMenuItem;
    Exit1: TMenuItem;
    Information1: TMenuItem;
    Help1: TMenuItem;
    Help2: TMenuItem;
    About1: TMenuItem;
    OpenDialog1: TOpenDialog;
    SaveDialog1: TSaveDialog;
    SaveAs1: TMenuItem;
    Timer1: TTimer;
    Bevel1: TBevel;
    Bevel2: TBevel;
    Bevel3: TBevel;
    Panel1: TPanel;
    Panel2: TPanel;
    Panel3: TPanel;
    Label1: TLabel;
    Label2: TLabel;
    Label3: TLabel;
    InfoBtn: TBitBtn;
    StartBtn: TBitBtn;
    Timer2: TTimer;
    Label4: TLabel;
    Label5: TLabel;
    Label6: TLabel;
    Label7: TLabel;
    Label8: TLabel;
    Label9: TLabel;
    PaintBox1: TPaintBox;
    PaintBox2: TPaintBox;
    PaintBox3: TPaintBox;
procedure
  Exit1Click(Sender: TObject);
  procedure
  About1Click(Sender: TObject);
  procedure
  Open1Click(Sender: TObject);
  procedure
  SavelClick(Sender: TObject);
  procedure
  SaveAs1Click(Sender: TObject);
  procedure
  FormCreate(Sender: TObject);
  procedure
  Timer1Timer(Sender: TObject);
  procedure
  FormActivate(Sender: TObject);
  procedure
  FormClose(Sender: TObject; var
Action: TCloseAction);
  procedure
  New1Click(Sender: TObject);
  procedure
  InfoBtnClick(Sender: TObject);
  procedure
  Information1Click(Sender:
TObject);
  procedure
  StartBtnClick(Sender:
TObject);
  private
    { Private declarations }
  public
    { Public declarations }
  end;

var
  MainForm: TMainForm;
  FileArd : TextFile;
  NamaFile : String;
  i,PosX : integer;
  PosY1, PosY2, PosY3 :
array[0..500] of integer;
  HiBuff1,LoBuff1,
  PITBuff1,HiBuff2,LoBuff2,PITBu
ff2,
  HiBuff3,LoBuff3, PITBuff3 :
byte;
  Data1,Data2,data3 : real;
  Temp1,Temp2,Temp3,Temp4,Temp5,
  Temp6 : real;
  AmpMax1,AmpMax2,AmpMax3 :
real;
  Hasil1,Hasil2,Hasil3 :
array[0..1000] of real;
implementation

```

```

uses
  ardabt, ardopen, Ardinput, ArdInf
  o;

const
  CaptionDefault = 'Achilles
Reflex Duration';

{$R *.DFM}

procedure
TMainForm.Exit1Click(Sender:
 TObject);
begin
  Close;
end;

procedure
TMainForm.About1Click(Sender:
 TObject);
begin
  ardabt.abtform.ShowModal;
end;

procedure
TMainForm.Open1Click(Sender:
 TObject);
begin
  OpenDialog1.FileName :=
'* .ard';
  OpenDialog1.Filter := 'Ard
files | * .ard | +
>Data
files | * .dat | ';
  If OpenDialog1.Execute then
  begin
    Caption :=
CaptionDefault +-
'+ ExtractFileName(OpenDialog1.
FileName);
    NamaFile :=
OpenDialog1.FileName;
  end;
  AssignFile(FileArd, NamaFile);
  Reset(FileArd);
  Readln(FileArd, Nomor);
  Readln(FileArd);
  Readln(FileArd);
  Readln(FileArd, Nama);
  Readln(FileArd, Umur);
  Readln(FileArd);
  Readln(FileArd);
  {Panel2.Color := clTeal; }

  PaintBox1.Canvas.Pen.Color
  := clred;
  PaintBox2.Canvas.Pen.Color
  := clred;
  for i := 1 to 494 do
    begin
      Readln(FileArd, Hasil1[i]);
      {Panel2.Color :=
clTeal;}
      Data1 := Hasil1[i] *
1000;
      PosY1[i] := (50 -
(round(data1/100)))+7;
      if i = 1 then
        PaintBox1.Canvas.MoveTo(3, PosY
1[i-1])
      else
        begin
          PaintBox1.Canvas.MoveTo(i-
1, PosY1[i-1]);
          PaintBox1.Canvas.LineTo(i, PosY
1[i]);
        end;
      end;
      {PaintBox1.Visible :=
false;
      PaintBox1.Visible :=
true; }
      Readln(FileArd);
      Readln(FileArd);
      for i := 1 to 494 do
        begin
          Readln(FileArd, Hasil2[i]);
          Data2 := Hasil2[i] *
1000;
          PosY2[i] := (50 -
(round(data2/100)))+7;
          if i = 1 then
            PaintBox2.Canvas.MoveTo(3, PosY
2[i-1])
          else
            begin
              PaintBox2.Canvas.MoveTo(i-
1, PosY2[i-1]);
              PaintBox2.Canvas.LineTo(i, PosY
2[i]);
            end;
        end;
    end;
  end;

```

```

{PaintBox2.Visible :=  

false;  

  PaintBox2.Visible :=  

true;}  

  Readln(FileArd);  

  Readln(FileArd);  

  for i := 1 to 494 do  

    begin  

Readln(FileArd,Hasil3[i]);  

  Data3 := Hasil3[i] *  

1000;  

  PosY3[i] := (50 -  

(round(data3/100)))+7;  

  if i = 1 then  

PaintBox3.Canvas.MoveTo(3,PosY  

3[i-1])  

  else  

    begin  

PaintBox3.Canvas.MoveTo(i-  

1,PosY3[i-1]);  

PaintBox3.Canvas.LineTo(i,PosY  

3[i]);  

  end;  

  end;  

  {PaintBox3.Visible :=  

false;  

  PaintBox3.Visible := ;}  

  CloseFile(FileArd);  

end;  

end;  

procedure  

TMainForm.Save1Click(Sender:  

 TObject);  

begin  

  if Caption = CaptionDefault  

then  

  SaveAs1Click(Sender)  

  else  

begin  

AssignFile(FileArd,NamaFile);  

  Rewrite(FileArd);  

  Write(FileArd,'');  

  Writeln(FileArd,Nomor);  

Writeln(FileArd,DateToStr(date  

));  

Writeln(FileArd,TimeToStr(Time  

));  

  Writeln(FileArd,Nama);  

  Writeln(FileArd,Umur);  

  Writeln(FileArd,'');  

Writeln(FileArd,'Stimulation  

Data (Volt)');  

  for i := 1 to 494 do  

Writeln(FileArd,FloatToStrF(Ha  

sill[i],ffFixed,6,3));  

  Writeln(FileArd,'');  

  Writeln(FileArd,'Filter  

Data (Volt)');  

  for i := 1 to 494 do  

Writeln(FileArd,FloatToStrF(Ha  

sill2[i],ffFixed,6,3));  

  Writeln(FileArd,'');  

  Writeln(FileArd,'Fuzzy Data  

(Volt)');  

  for i := 1 to 494 do  

Writeln(FileArd,FloatToStrF(Ha  

sill3[i],ffFixed,6,3));  

  CloseFile(FileArd);  

  end;  

end;  

procedure  

TMainForm.SaveAs1Click(Sender:  

 TObject);  

begin  

  SaveDialog1.FileName :=  

'*.*';  

  SaveDialog1.Filter := 'Ard  

files|*.ard|'+  

'Data  

files|*.dat|';  

  if SaveDialog1.Execute then  

begin  

  Caption :=  

CaptionDefault+'-'  

+ExtractFileName(SaveDialog1.  

FileName);  

  NamaFile :=  

SaveDialog1.FileName;  

  SaveAs1Click(sender);  

  end;  

end;  

procedure  

TMainForm.FormCreate(Sender:  

 TObject);  

begin  

  Timer1.Enabled := true;  

  Caption := CaptionDefault;  

  StartBtn.Enabled := False;

```

```

InfoBtn.Enabled := False;
Save1.Enabled := False;
SaveAs1.Enabled := False;
Panel1.Color := $808040;
Panel2.Color := $808040;
Panel3.Color := $808040;

end;

procedure
TMainForm.Timer1Timer(Sender:
 TObject);
begin
  if (height<484) or
(width<644) then
  begin
    height := height + 4;
  end
  else
  begin
    height := 484;
    width := 644;
    WindowState :=
wsMaximized;
    Timer1.Enabled := false;
    Openform.Close;
  end;
end;

procedure
TMainForm.FormActivate(Sender:
 TObject);
begin
  WindowState := wsNormal;
  Left := -4;
  Top := -4;
  Width := 644;
  Height := 0;
  Openform.ShowModal;
  PixelsPerInch :=
Screen.PixelsPerInch;
end;

procedure
TMainForm.FormClose(Sender:
 TObject; var Action:
TCloseAction);
begin
  begin
    if MessageDlg('This Will End
Your Medical
Session',mtWarning,
  [mbOK,mbCancel], 0) = mrOK
then
    Action := caFree
  else
    Action := caNone;
  end;
end;

procedure
TMainForm.New1Click(Sender:
 TObject);
begin
  ArdInput.Inpform.ShowModal;
end;

procedure
TMainForm.InfoBtnClick(Sender:
 TObject);
begin
  ArdInfo.Infoform.ShowModal;
end;

procedure
TMainForm.Information1Click(Se
nder: TObject);
begin
  ArdInfo.Infoform.ShowModal;
end;

Procedure AmbilData1;
begin
  {Data1 := 5000*sin (i/10) ;
  if Data1 > 5000 then Data1
:= 5000;
  if Data1 < -5000 then Data1
:= -5000;}
  asm
    mov dx,$301
    mov al,0
    out dx,al
    mov dx,$302
    @ADC_eocl:
    in al,dx
    test al,$80
    jnz @ADC_eocl
    mov dx,$301
    in al,dx
    mov ah,al
    mov HiBuff1,ah
    mov dx,$300
    in al,dx
    mov LoBuff1,al
  end;
end;

Procedure AmbilData2;
begin
  {Data2 := 5000*cos (i/7) ;
  if Data2 > 5000 then Data2
:= 5000;

```

```

if Data2 < -5000 then Data2
:= -5000;}
asm
  mov dx,$301
  mov al,0
  out dx,al
  mov dx,$302
@ADC_eoc:
  in al,dx
  test al,$80
  jnz @ADC_eoc
  mov dx,$301
  in al,dx
  mov ah,al
  mov HiBuff2,ah
  mov dx,$300
  in al,dx
  mov LoBuff2,al
end;
end;

Procedure AmbilData3;
begin
  {Data3 := 5000*(cos (i/6) +
  sin (i/10)+cos(i/4));
  if Data3 > 5000 then Data3
  := 5000;
  if Data3 < -5000 then Data3
  := -5000;}
  asm
    mov dx,$301
    mov al,0
    out dx,al
    mov dx,$302
@ADC_eocl:
  in al,dx
  test al,$80
  jnz @ADC_eocl
  mov dx,$301
  in al,dx
  mov ah,al
  mov HiBuff3,ah
  mov dx,$300
  in al,dx
  mov LoBuff3,al
end;
end;

procedure
TMainForm.StartBtnClick(Sender
: TObject);
begin
  InfoBtn.Enabled := true;
  Temp1 := 0;
  Temp2 := 0;
  Temp3 := 0;
  Temp4 := 0;
  Temp5 := 0;
  Temp6 := 0;
  Repeat
    asm
      mov dx,$302
      mov al,0
      out dx,al
    end;
    PaintBox1.Refresh;
    for i := 1 to 494 do
    begin
      AmbilData1;
      Data1 :=
      (((HiBuff1*16)+(LoBuff1/16))/4096)*10)-5000;
      if Data1 > Temp1 then
        Temp1 := Data1;
      if Data1 < Temp2 then
        Temp2 := Data1;
      Hasil1[i] := Data1/1000;
      AmpMax1 := (Temp1 - Temp2)/1000;
      PosY1[i] := (50 - (round(data1/100)))+7;
      PaintBox1.Canvas.Pen.Color :=
      clred;
      if i = 1 then
        PaintBox1.Canvas.MoveTo(3,PosY1[i-1])
      else
        begin
          PaintBox1.Canvas.MoveTo(i-1,PosY1[i-1]);
          PaintBox1.Canvas.LineTo(i,PosY1[i]);
        end;
      end;
      asm
        mov dx,$302
        mov al,3
        out dx,al
      end;
      PaintBox2.Refresh;
      for i := 1 to 494 do
      begin
        AmbilData2;
        Data2 :=
        (((HiBuff2*16)+(LoBuff2/16))/4096)*10)-5000;
        Hasil2[i] := Data2/1000;
      end;
    end;
  end;

```

```

        if Data2 > Temp3 then
Temp3 := Data2;
        if Data2 < Temp4 then
Temp4 := Data2;
        AmpMax2 := (Temp3 -
Temp4)/1000;
        PosY2[i] := (50 -
(round(data2/100)))+7;

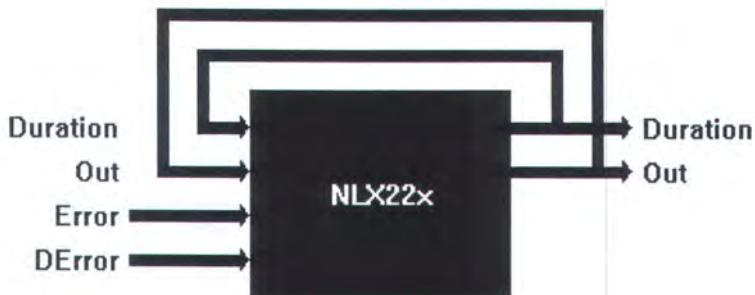
PaintBox2.Canvas.Pen.Color := clqua;
        if i = 1 then
PaintBox2.Canvas.MoveTo(3,PosY
2[i-1])
        else
begin
PaintBox2.Canvas.MoveTo(i-
1,PosY2[i-1]);
PaintBox2.Canvas.LineTo(i,PosY
2[i]);
        end;
        end;
        Until GetInputState = true;
end;
end.

PaintBox3.Canvas.MoveTo(i-
1,PosY3[i-1]);
PaintBox3.Canvas.LineTo(i,PosY
3[i]);
        end;
        end;
        end.

```

if Data3 > Temp5 then
Temp5 := Data3;
 if Data3 < Temp6 then
Temp6 := Data3;
 AmpMax3 := (Temp5 -
Temp6)/1000;
 Hasil3[i] := Data3/1000;
 PosY3[i] := (50 -
(round(data3/100)))+7;

PaintBox3.Canvas.Pen.Color := cllime;
 if i = 1 then
PaintBox3.Canvas.MoveTo(3,PosY
3[i-1])
 else
begin



INPUTS

Error
Derror
Out (Out)
Duration (Duration)

OUTPUTS

Out
Duration

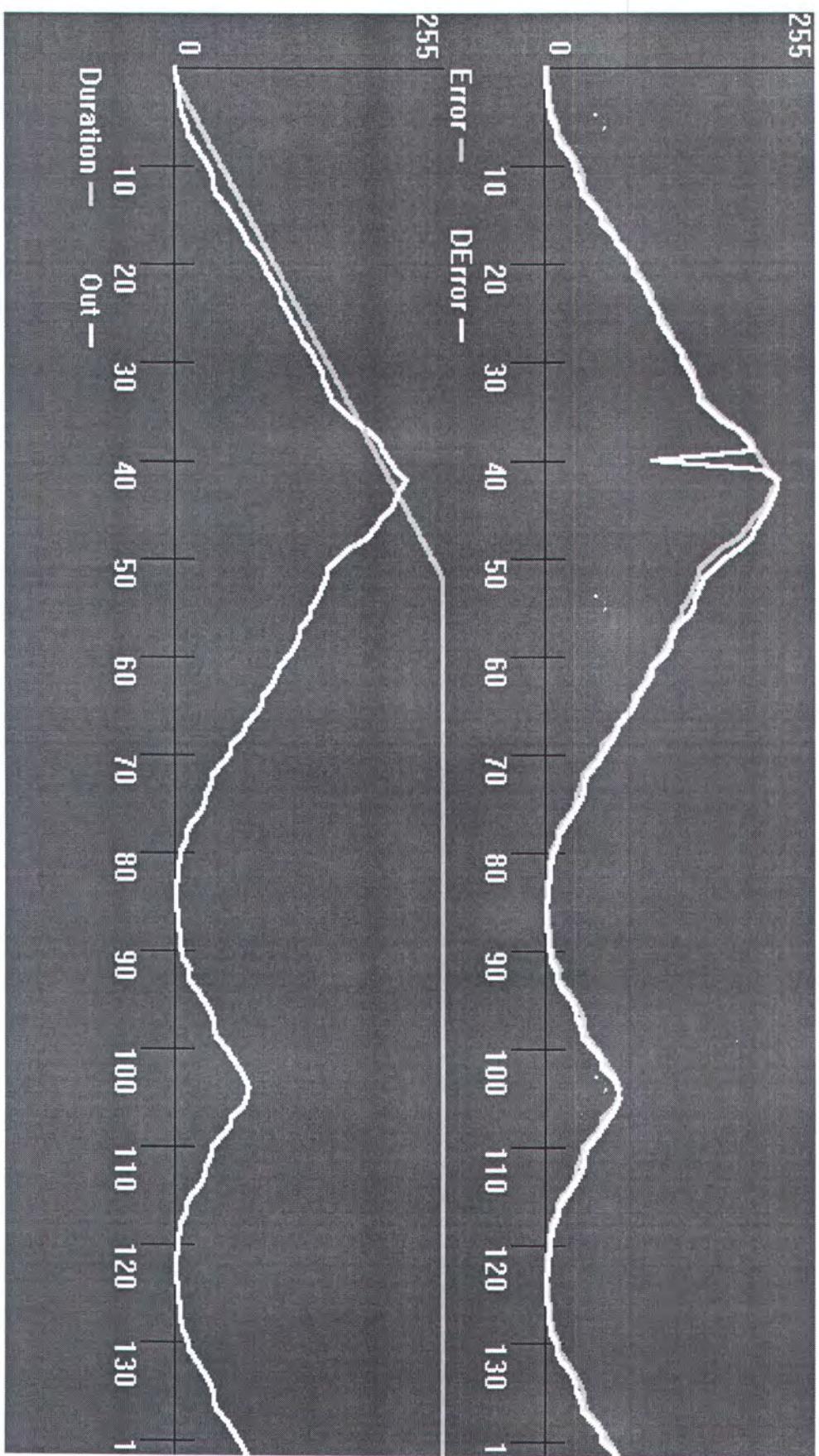
FUZZY VARIABLES

Duration is Reset (Duration,1, Symmetric Inclusive)
Duration is Run (Duration,2,Symmetric Exclusive)
Error is Run_1(0,2, Symmetric Inclusive)
Error is H1Rise (Error,10, Lef Inclusive)
Error is H1Down (Error,4, Lef Inclusive)
Error is M1Rise (Error,15, Lef Inclusive)
Error is M1Down (Error,5, Left Inclusive)
Error is Up (250,2, Left Exclusive)
DError is Run_2(0,5, Symmetric Inclusive)
DError is H2Rise (DError,9, Lef Inclusive)
DError is H2Down (Derror,4, Left Inclusive)
DError is M2Rise (DError,15, Left Inclusive)
DError is M2Down (27,5, Symmetric Inclusive)
Derror is Up (223,5, Left Exclusive)

RULES

If Error is H1Rise and DError is H2Rise and Duration is Run then Out +Error
If Error is H1Down and DError is H2Down and Duration is Run then Out + -3
If Error is M1Rise and DError is M2Rise and Duration is Run then Out + 1
If Error is M1Down and DError is M2Down and Duration is Run then Out + -3
If Error is Up and DError is Up and Duration is Run then Out + - 5
If Duration is Reset then Duration + 5
If Duration is Run then Duration + -1

B.3 SIMULASI PROGRAM FUZZY





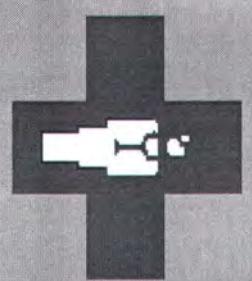
LAMPIRAN C
DATA PENGUKURAN

Achilles Reflex Duration
File Information Help

Stimulation Display

ACHILLES REFLEX

Medical Instrumentation



Hairu Kusumayadi

2291.100.04

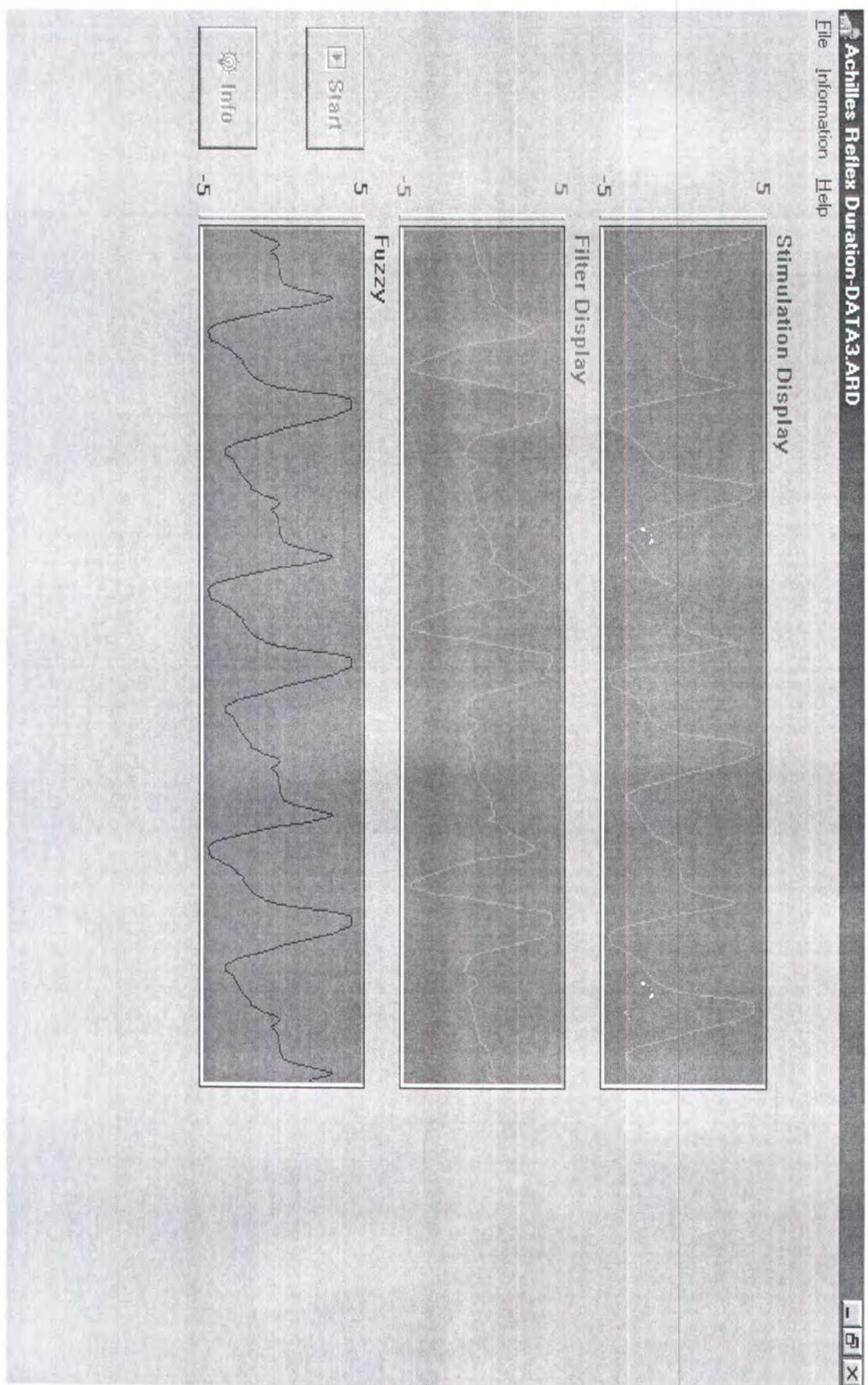
Start

Info

◀ ▶

Page 6 Sec 2 6/9 AT Ln Co REC TRK EXIT OWN WPHI LEC

C2. SINYAL DATA NORMAL



C3. Data Normal

Achilles Reflex Duration-DATA3.ARD
File Information Help



Stimulation Display

5V

Information



Number: 01
Name: Hernukeser
Age: 23

Date: 7/30/99
Time: 2:32:26 PM

Stimulant Values

Amplitude: 4.995 V_{p-p} Duration: 6.67 mSec

Filter Values

Amplitude: 4.996 V_{p-p} Duration: 6.68 mSec

Fuzzy

Amplitude: 4.995 V_{p-p} Duration: 6.67 mSec

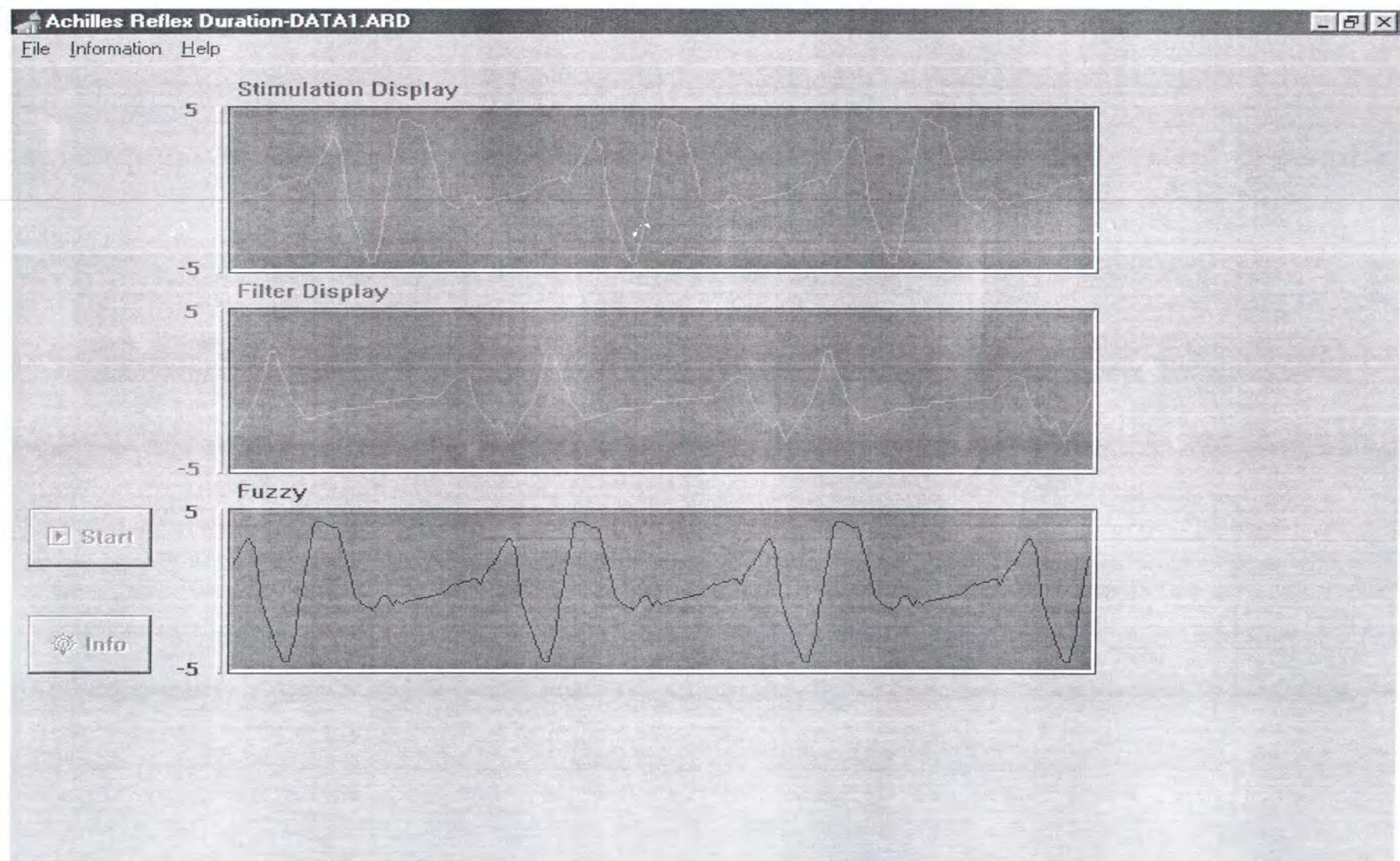
OK

Cancel

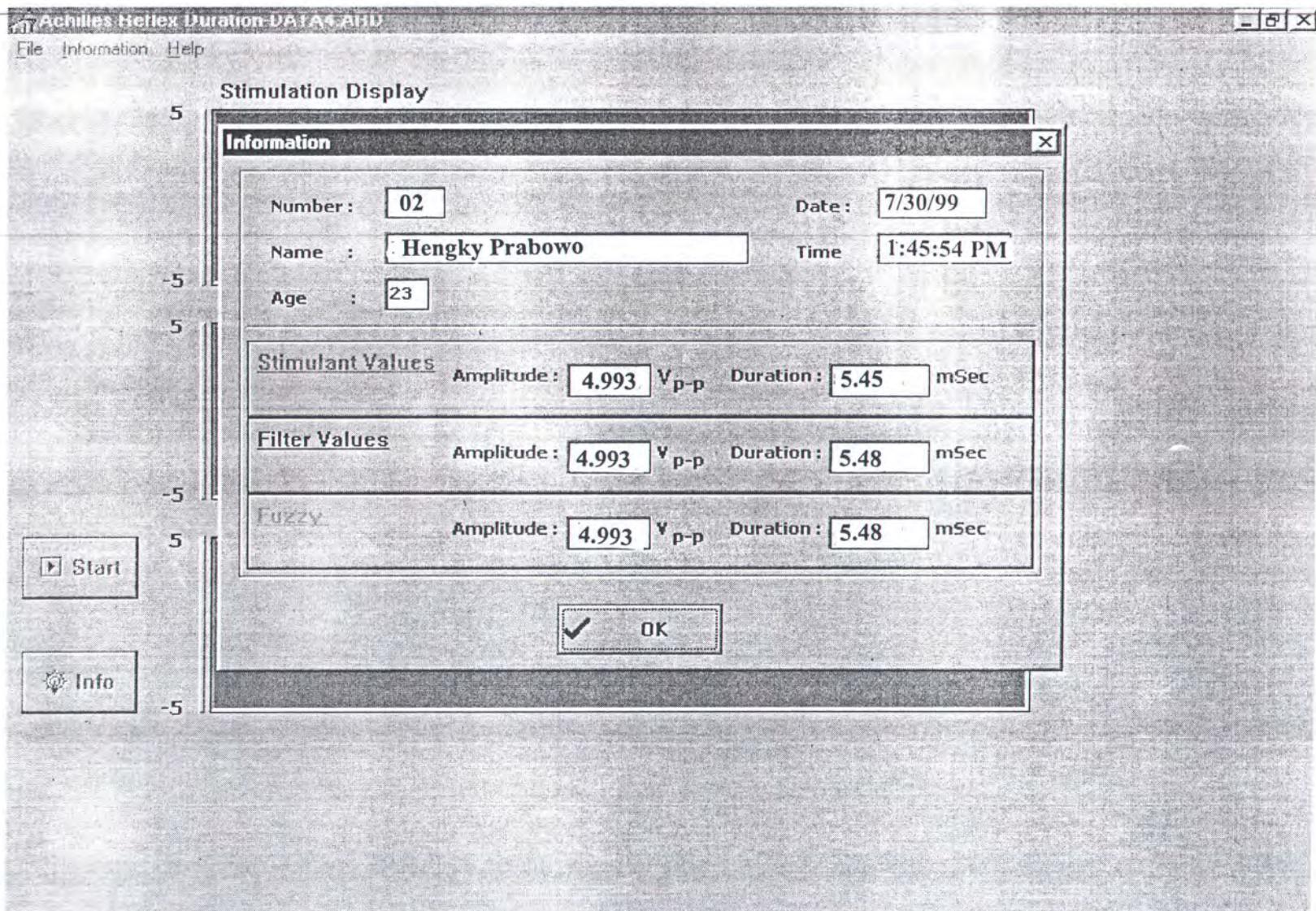
5V

Fi

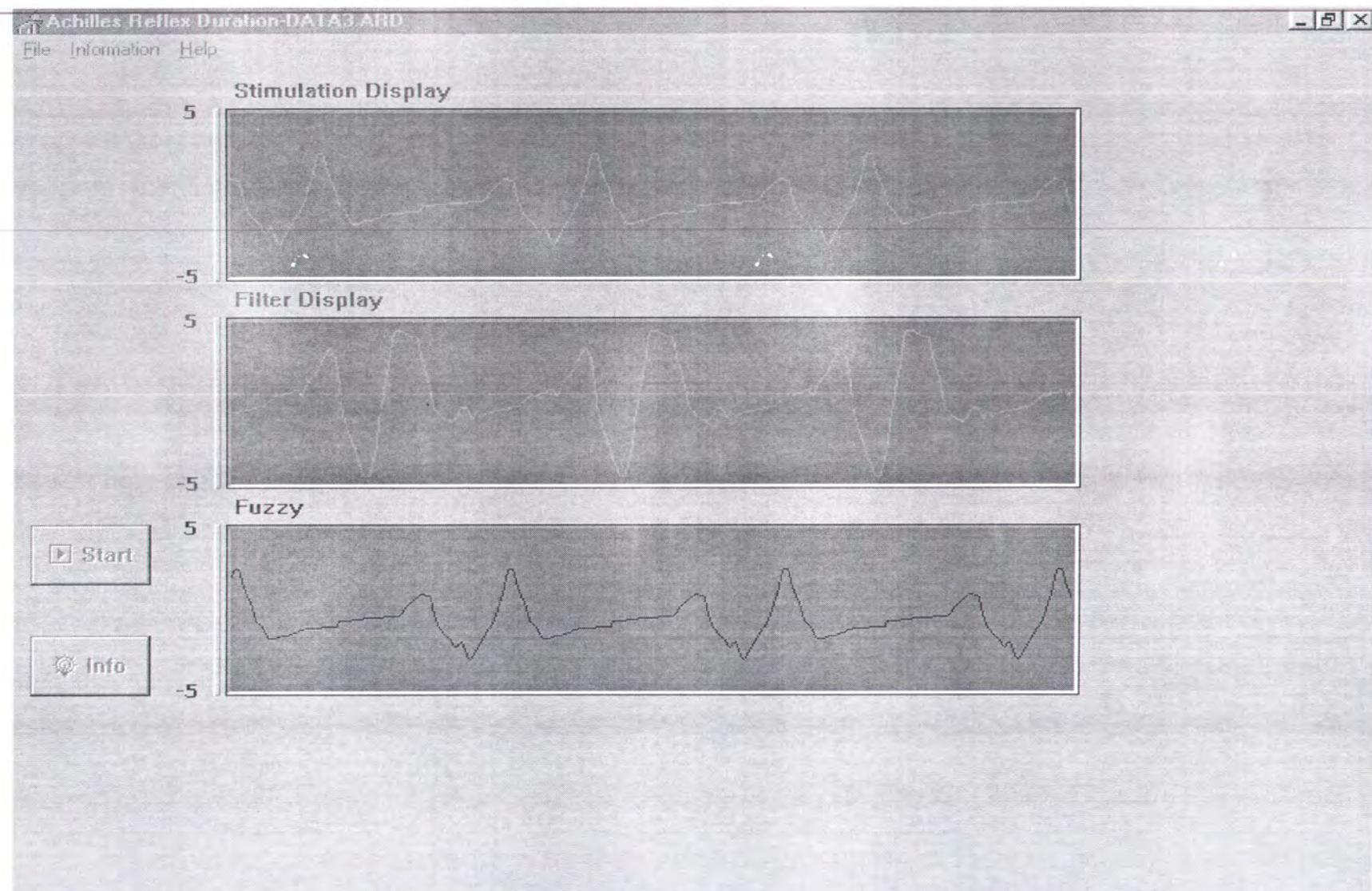
C4. SINYAL DATA NORMAL



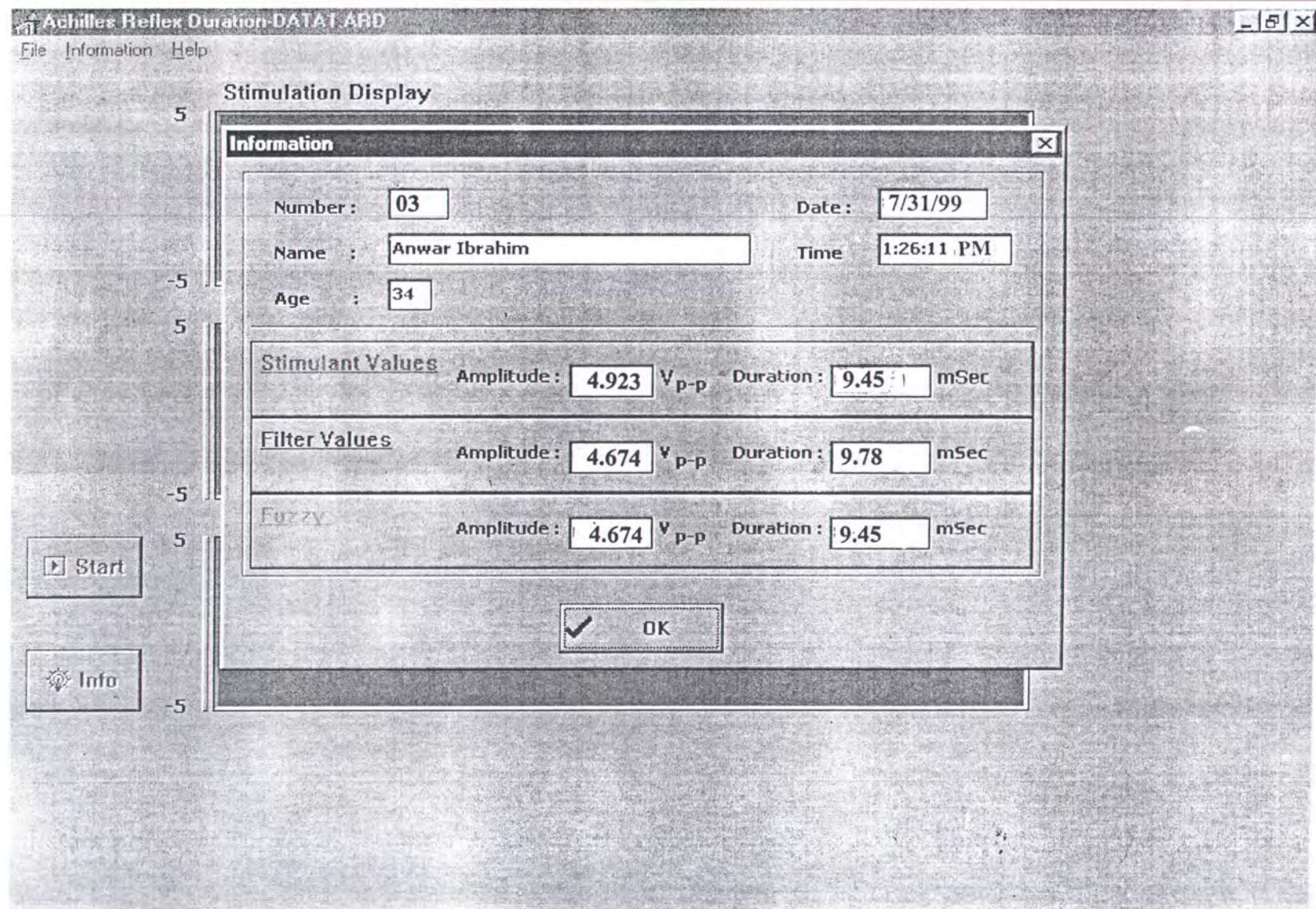
C5. Data Normal



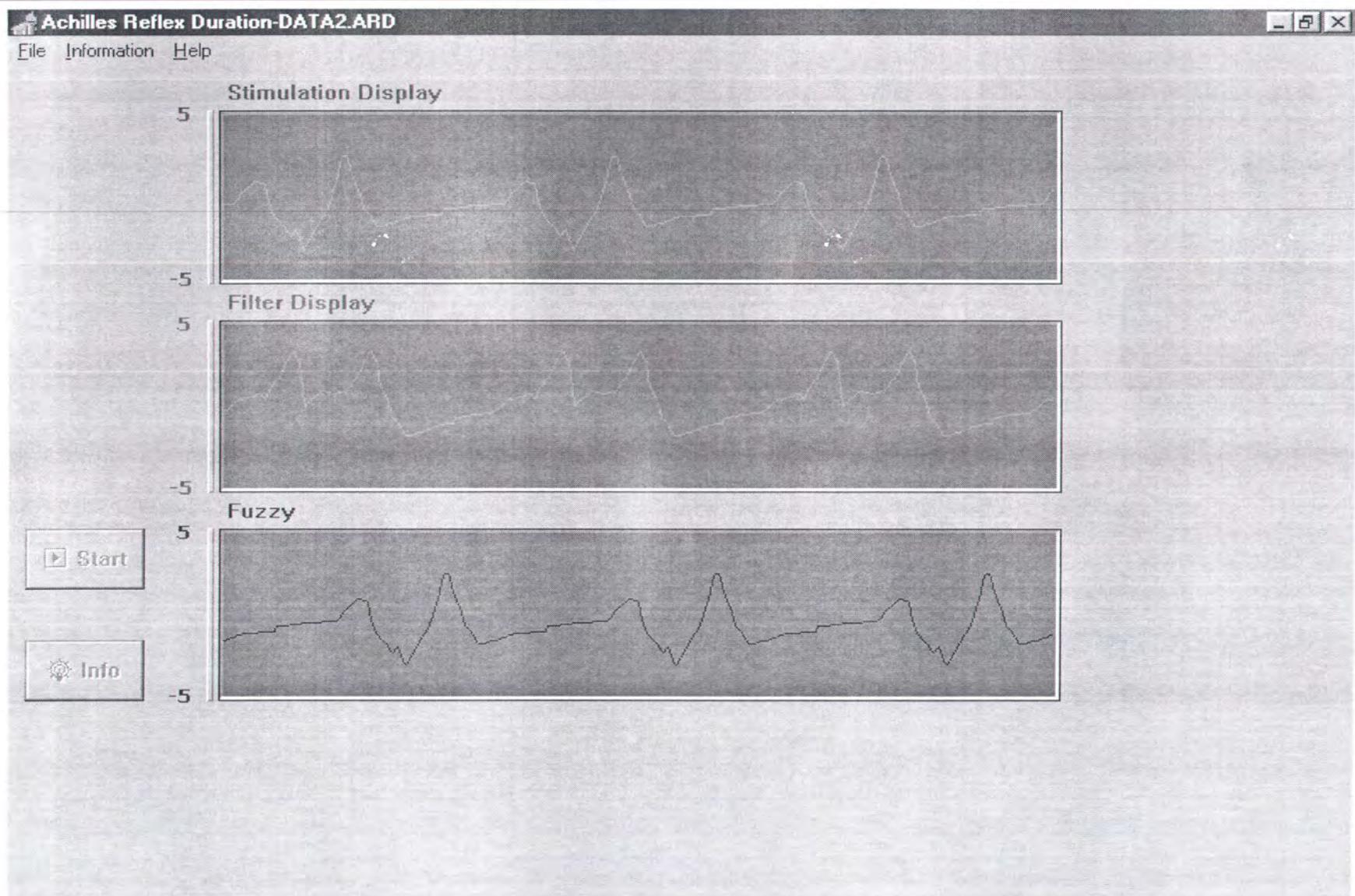
C6. Sinyal Data Pasien Diabetic Neuropathy



C7. Data Pasien Diabetic Neuropathy



C8. Sinval Data Pasien Diabetic Neuropathy



C9. Data Pasien Diabetic Neuropathy

Achilles Reflex Duration-DATA2ARD

一
四
X

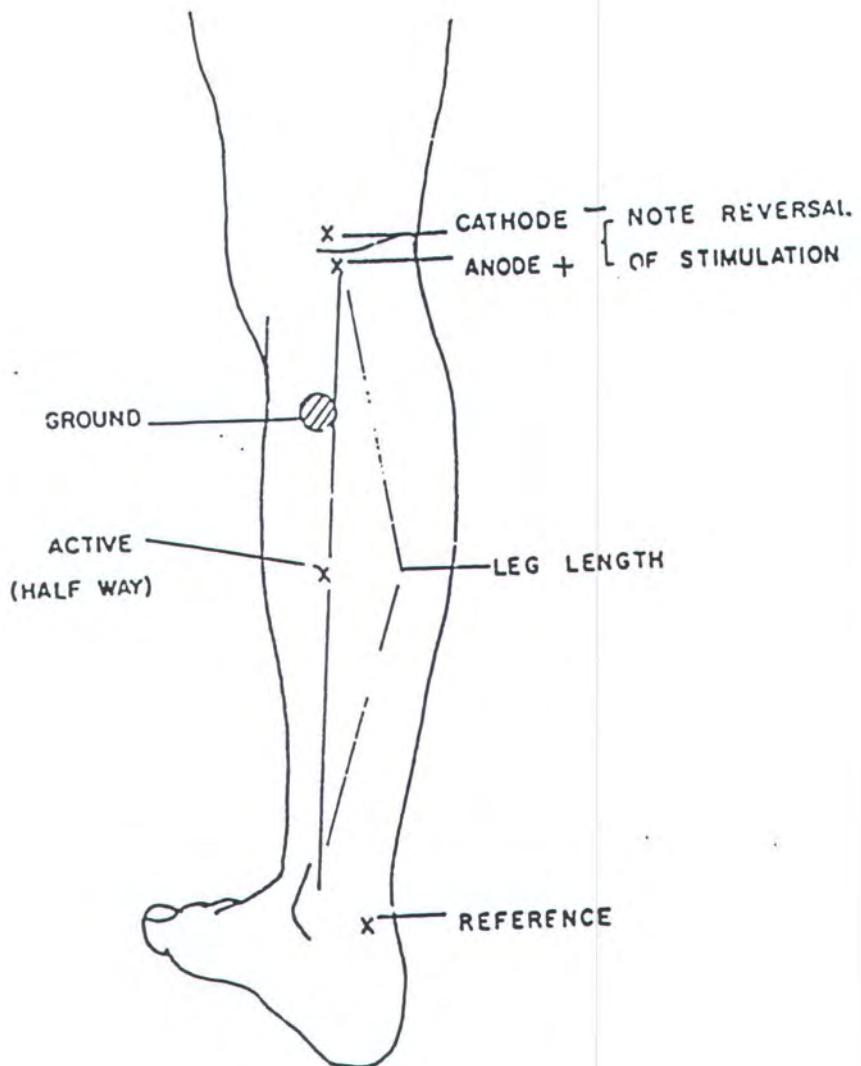
Stimulation Display

Information		
Number:	04	Date:
Name:	Sukardi	Time
Age:	45	
Stimulant Values		
Filter Values	Amplitude: 4.985 V _{p-p}	Duration: 10.98 mSec
Fuzzy	Amplitude: 4.991 V _{p-p}	Duration: 11.42 mSec
	Amplitude: 4.991 V _{p-p}	Duration: 11.42 mSec
<input checked="" type="checkbox"/> Start	<input checked="" type="checkbox"/> OK	
<input checked="" type="checkbox"/> Info		



LAMPIRAN D
PENEMPATAN ELEKTRODA DAN
STIMULATOR

REFLEKS - H



Gambar Penempatan elektrode dan elektrostimulasi pada pemeriksaan refleks-H