



UNIVERSITAS INDONESIA

**RANCANG BANGUN ALAT PENGUKUR TEKANAN DARAH
MANUSIA SECARA OTOMATIS**

SKRIPSI

ALFRED ADVENTUS MANURUNG

0706199035

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM SARJANA EKSTENSI
DEPOK
JULI 2010**



UNIVERSITAS INDONESIA

**RANCANG BANGUN ALAT PENGUKUR TEKANAN DARAH
MANUSIA SECARA OTOMATIS**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

ALFRED ADVENTUS MANURUNG

0706199035

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
JULI 2010**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Alfred Adventus M.

NPM : 0706199035

Tanda Tangan :

Tanggal : 07 juli 2010

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Alfred Adventus M.
NPM : 0706199035
Program Studi : Teknik Elektro
Judul Skripsi : Rancang Bangun Alat Pengukur Tekanan Darah
Pada Manusia Secara Otomatis

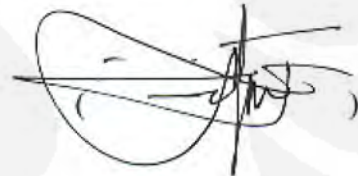
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dr. Abdul Halim, M.Eng



Penguji : Dr. Ir. Ridwan Gunawan M.T



Penguji : Dr. Eko Adhi Setiawan



Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 07 juli 2010

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Alfred Adventus Manurung

NPM : 0706199035

Program Studi : Teknik Elektro

Departemen : Teknik Elektro

Fakultas : Teknik

Jenis karya : Skripsi

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif** (*Non-exclusive Royalty-Free Right*) atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**Rancang Bangun Alat Pengukur Tekanan Darah Pada Manusia Secara
Otomatis**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia / formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 07 Juli 2010

Yang menyatakan

(Alfred Adventus M.)

KATA PENGANTAR

Dengan memanjatkan puja dan puji syukur kepada Bapa di Surga serta dengan kuasa Tuhan Yesus Kristus dan Roh Kudus yang atas berkah dan kasihNya penulis berhasil menyelesaikan skripsi yang berjudul "Rancang Bangun Alat Pengukur Tekanan Darah Pada Manusia Secara Otomatis" dengan baik. Skripsi ini dibuat dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Strata Satu (S1) di Universitas Indonesia pada jurusan Teknik program studi Teknik Elektro.

Penulis berharap semoga skripsi ini dapat berguna bagi penulis dan pembaca. Penulisan skripsi ini sejak dari persiapan sampai penulisan, penulis mendapat bimbingan, dukungan semangat dan moril dari berbagai pihak. Untuk itu penulis ingin mengucapkan terima kasih yang ditujukan kepada:

1. Dr. Abdul Halim M. Eng, selaku dosen pembimbing yang selalu senantiasa memberikan pengarahan dalam pembuatan skripsi ini.
2. Saudara M. Athur Yassin dan Aris Gunanto, dalam memberikan support dan bantuan kepada penulis sehingga skripsi ini dapat diselesaikan.
3. Orang tua dan saudara-saudari yang selalu mendoakan dan memberi semangat kepada penulis.
4. Dan kepada semua teman-teman yang telah memberikan dukungan kepada penulis selama pembuatan skripsi ini.

Tentunya di dalam skripsi ini masih banyak terdapat kekurangan, oleh karena itu kritik dan saran sangat diharapkan demi pengembangan skripsi ini. Akhir kata penulis berharap semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi semua orang.

Depok, 07 juli 2010

Penulis

ABSTRAK

Nama : Alfred Adventus Manurung
Program Study : Teknik Elektro
Judul : Rancang Bangun Alat Pengukur Tekanan Darah Manusia Otomatis

Alat pengukur tekanan darah atau tensimeter merupakan salah satu alat yang umum dipakai oleh pelayanan kesehatan, karena alat ini sangat penting di dalam membantu dokter dalam mendiagnosa penyakit pasien. Skripsi ini berisi tentang perancangan alat yang dapat mengukur tekanan darah secara otomatis dan komputerisasi.

Untuk merancang alat ini, perlu dirancang sistem-sistem yang mendukungnya baik dari segi hardware maupun dari segi software. Hardware utama dalam alat ini adalah PC, mikrokontroler ATmega16, rangkaian motor dan valve, dan rangkaian sensor beserta penguat sinyalnya. Sedangkan software yang digunakan adalah assembler dan Visual Basic 6.

Alat pengukur tekanan darah yang dirancang ini dapat bekerja secara otomatis untuk mendapatkan pengukuran systolic dan diastolic. Alat ini juga dapat bekerja secara online, yaitu dengan cara dikontrol melalui PC. Dimana hasil yang diperoleh akan langsung ditampilkan di PC dan dapat di simpan ke dalam bentuk database.

Kata kunci:
Pengukur Tekanan Darah, Mikrokontroler Atmega16, *Rolling pump*, valve, sensor tekanan.

ABSTRACT

Name : Alfred Adventus Manurung
Study Program : Electrical Engineering
Title : Design of Automatic Human Blood Pressure Measurement Unit

Blood pressure meter is one of the common equipment which used in health service. This equipment is very important to help the doctor to check patient. In this final project, design of blood pressure measurement unit that can observe automatically is proposed. The design equipment can be connected directly to computer.

The equipment consist of hardware and software component. The hardware contains PC, microcontroller ATmega16, motor, valve circuit and ensor circuit including signal amplifier. The software is developed using assembler and Visual Basic 6.

This blood pressure measurement unit which is designed can be operated automatically to measure systolic and diastolic. This equipment is also can be operated using computer. By using computer, measurement data can be stored in data base.

Key word:

Blood Pressure measurement, Microcontroller Atmega16, Rolling pump, valve, pressure sensor.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	v
KATA PENGANTAR.....	vi
ABSTRAK.....	vii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xii
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Pembatasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penulisan.....	2
1.5 Metode Penulisan.....	3
1.6 Sistematika Penulisan.....	3
BAB 2 DASAR TEORI.....	4
2.1 Jantung.....	4
2.2 Tekanan Darah.....	6
2.2.1 Gambaran Umum.....	6
2.2.2 Pengukuran Tekanan Darah.....	8
2.2.3 Phase Korotkof.....	12
2.3 Komponen Dasar.....	13
2.3.1 Transduser dan Sensor.....	13
2.3.2 Penguat Operasional.....	15
2.3.3 Solenoid Valve.....	19
2.3.4 Motor DC.....	19
2.3.5 Mikrokontroler AVR ATmega16.....	21
2.3.5.1 Gambaran Umum AVR ATmega16.....	21
2.3.5.2 Konfigurasi Pin Mikrokontroler AVR ATmega 16A...	22
2.3.5.3 Port ATmega16.....	25
2.3.5.4 ADC <i>Successive</i> Approximation.....	26
2.3.6 LCD (<i>Liquid Crystal Display</i>).....	28
2.3.7 Konsep Komunikasi Serial.....	30
BAB 3 PERANCANGAN ALAT.....	31
3.1 Blok Diagram Perencanaan Alat.....	31
3.2 Komponen Dasar Alat.....	32
3.2.1 Rangkaian Motor Pump.....	32
3.2.2 Sensor Tekanan (<i>Pressure Sensor</i>).....	33
3.2.3 Rangkaian Amplifier.....	34
3.2.4 Rangkaian Valve.....	35
3.2.5 Rangkaian Mikrokontroler.....	36

3.2.6 Display LCD M1632.....	37
3.2.7 Komputer Dengan Software Visual Basic.....	40
3.3 Diagram Skematik.....	42
3.4 Diagram Alir Pengukuran Tekanan Darah Otomatis.....	44
BAB 4 PENGUJIAN DAN ANALISA.....	45
4.1 Persiapan Pendataan.....	45
4.2 Pengukuran Test Point.....	45
4.2.1 Pengukuran sensor dan instrumen amplifier.....	45
4.2.2 Pengukuran instrumen amplifier dan osilasi amplifier.....	46
4.2.3 Pengukuran output komparator dan osilasi amplifier.....	48
4.3 Pengujian Pengukuran Tekanan Darah.....	49
4.4 Analisa Data.....	50
BAB 5 KESIMPULAN.....	52
DAFTAR REFERENSI.....	53
LAMPIRAN	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Anatomi jantung.....	4
Gambar 2.2	Kedudukan Jantung.....	5
Gambar 2.3	Diagram jantung.....	6
Gambar 2.4	Pengukuran tekanan darah secara Invasif.....	8
Gambar 2.5	Pengukuran secara Non Invasif.....	9
Gambar 2.6	Teknik oscillometri.....	10
Gambar 2.7	Osilasi tekanan manset pada teknik <i>oscillometry</i>	11
Gambar 2.8	Sensor tekanan diafragma.....	14
Gambar 2.9	Penempatan elemen kapasitansi pada sensor tekanan.....	15
Gambar 2.10	Rangkaian jembatan pada sensor tekanan.....	15
Gambar 2.11	Simbol Penguat Operasional.....	16
Gambar 2.12	Penguat Instrument.....	17
Gambar 2.13	Rangkaian buffer non inverting.....	17
Gambar 2.14	Penguat Deferenensial.....	18
Gambar 2.15	Prinsip kerja selonoid valve <i>three ways</i>	19
Gambar 2.16	Motor D.C Sederhana.....	20
Gambar 2.17	Konfigurasi pin ATmega16.....	22
Gambar 2.18	ADC Successive Approximation.....	27
Gambar 2.19	Bentuk Fisik LCD 2 x 16 Karakter.....	28
Gambar 2.20	Susunan kaki dan rangkaian MAX 232.....	30
Gambar 3.1	Blok Diagram Keseluruhan Alat.....	31
Gambar 3.2	Rangkaian motor.....	32
Gambar 3.3	Bentuk fisik <i>rolling pump</i>	33
Gambar 3.4	Sensor tekanan.....	33
Gambar 3.5	Rangkaian penguat instrumentasi dan penguat osilasi.....	34
Gambar 3.6	Rangkaian valve.....	35
Gambar 3.7	Bentuk Fisik Valve.....	35
Gambar 3.8	Rangkaian Mikrokontroler ATmega16.....	37
Gambar 3.9	Mengirim/mengambil data ke/dari M1632.....	39
Gambar 3.10	Tampilan windows Visual Basic.....	40
Gambar 3.11	Bentuk database pasien	41
Gambar 3.12	Rangkaian Schematic Keseluruhan alat.....	42
Gambar 3.13	Diagram alur proses pengukuran tekanan darah.....	44
Gambar 4.1	Grafik dimana posisi systolic ditemukan.....	47
Gambar 4.2	Grafik dimana posisi diastolic ditemukan.....	47
Gambar 4.3	Grafik output komparator dan oscillasi amplifier.....	48
Gambar 4.4	Alat pengukur tekanan darah otomatis yang telah dirancang	49
Gambar 4.5	Tampilan data pasien pada komputer dengan menggunakan program visual basic.....	50

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Nilai tekanan darah normal manusia berdasarkan usia.....	7
Tabel 2.2 Fungsi Port B pada Atmega16.....	23
Tabel 2.3 Fungsi Port C pada Atmega16.....	24
Tabel 2.4 Fungsi Port D pada Atmega16.....	24
Tabel 2.5 Konfigurasi port ATmega16.....	26
Tabel 2.6 Konfigurasi pin LCD 2 x 16 karakter.....	29
Tabel 4.1 Hasil Pengukuran Pada Instrument Amplifier.....	46
Tabel 4.2 Data perbandingan pengukuran tekanan darah.....	51

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Pelayanan kesehatan merupakan komponen penting dalam kehidupan masyarakat. Setiap warga negara memiliki hak untuk mendapatkan pelayanan kesehatan yang berkualitas. Salah satu syarat pelayanan kesehatan yang baik adalah tersedianya peralatan kesehatan yang berkualitas.

Salah satu alat kesehatan yang sering dipergunakan adalah sphigmomanometer atau orang lebih mengenalnya sebagai tensimeter. Alat ini berfungsi sebagai pengukur dan pemeriksa tekanan darah. Tensimeter yang dipergunakan secara meluas saat ini pada umumnya dioperasikan secara manual, yaitu dengan menggunakan tensimeter beserta stetoskop. Untuk melakukan pengukuran tekanan darah secara manual bukanlah hal yang mudah, karena sangat dibutuhkan SDM yang benar-benar ahli untuk melakukan hal tersebut. Salah satu keahlian yang diperlukan adalah konsentrasi dari perawat atau dokter yang melakukan pengukuran tekanan darah tersebut. Karena bila terjadi kesalahan dalam melakukan pengukuran tekanan darah tersebut maka dapat berakibat fatal pada pasien.

Untuk membantu dan mempermudah perawat atau dokter dalam melaksanakan pekerjaannya, maka penulis ingin membuat suatu sistem yang dapat meringankan tugas dari perawat atau dokter dalam melakukan pengukuran tekanan darah. Sehingga pengukuran tekanan darah dapat dilakukan dengan cepat dan akurat. Dengan sistem ini, pengukuran tekanan darah tidak lagi membutuhkan konsentrasi dari perawat atau dokter yang melakukan pengukuran. Karena alat ini sudah bekerja secara otomatis dalam melakukan pengukuran tekanan darah yang hasilnya dapat disimpan kedalam sebuah file, sehingga dokter yang memeriksa tinggal membaca file tersebut dan dapat melakukan pekerjaannya dengan lebih mudah.

1.2 RUMUSAN MASALAH

Berdasarkan dari latar belakang yang sudah dijelaskan diatas maka dirumuskan masalah-masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana merancang alat ukur yang mampu mendapatkan hasil pengukuran tekanan darah yang cepat dan akurat. Sehingga diharapkan dapat mengurangi kesalahan-kesalahan dalam mendiagnosa penyakit pasien.
2. Bagaimana merancang sistem alat yang mampu mengurangi beban dari perawat atau dokter dan juga pasien.

1.3 PEMBATASAN MASALAH

Dalam penyusunan karya tulis ini, penulis membatasi pokok-pokok bahasan agar tidak terjadi kerancuan dan pelebaran masalah. Oleh karena itu yang akan penulis bahas yaitu: Rangkaian sensor tekanan (*pressure sensor*) serta penguat sinyalnya, rangkaian mikrokontroler, dan komunikasi mikrokontroler dengan komputer yang menggunakan program visual basic.

1.4 TUJUAN PENULISAN

Adapun tujuan penulisan karya tulis ini adalah untuk:

Tujuan umum:

- a. Sebagai persyaratan lulus dari Pendidikan Sarjana Teknik Elektro UI.
- b. Dapat memahami prinsip kerja alat pengukur tekanan darah otomatis.
- c. Merancang alat pengukur tekanan darah otomatis.

Tujuan khusus:

- a. Membuat sistem, pemodelan tensimeter berbasis mikrokontroler secara otomatis, cepat dan akurat sehingga dapat membantu dokter dalam mendiagnosa penyakit dari si pasien.
- b. Membuat sistem yang bersifat *paperless* sehingga dapat menekan biaya untuk pemeriksaan pasien yaitu dengan cara membuat sistem database. Sehingga data dari pasien tidak perlu lagi dicatat kedalam sebuah kertas, cukup disimpan didalam sebuah komputer.

1.5 METODE PENULISAN

Dalam penyusunan karya tulis ini metode yang digunakan adalah sebagai berikut:

1. Studi pustaka, yaitu dengan mencari dan mempelajari buku-buku dan sumber-sumber literatur yang berhubungan dengan karya tulis ini sebagai bahan analisa.
2. Melakukan perancangan dan pembuatan sistem pemodelan sphygmomanometer atau tensimeter.
3. Melakukan uji coba pengukuran.
4. Menganalisa data yang diperoleh dari hasil uji coba.
5. Penulisan karya ilmiah.

1.6 SISTEMATIKA PENULISAN

Untuk mempermudah dalam mempelajari serta memahami karya tulis ini, penulis menyajikan karya tulis ini menjadi beberapa bab. Bab satu yang merupakan pendahuluan menjelaskan tentang gambaran secara umum dan singkat mengenai hal-hal yang berkaitan dengan latar belakang masalah sebagai dasar pemilihan judul, pembatasan masalah, tujuan penulisan, metode penulisan dan sistematika penulisan. Bab dua yang merupakan teori dasar menjelaskan tentang teori jantung, tekanan darah, faktor-faktor yang dapat mempengaruhi tekanan darah dan komponen-komponen yang digunakan dalam merancang alat pengukuran tekanan darah. Bab tiga merupakan perencanaan dan perancangan, berisi tentang penjelasan rangkaian yang akan dibuat, yaitu: rangkaian sensor dan penguatnya, rangkaian mikrokontroler, rangkaian display. Bab empat merupakan pengujian dan analisa data berisi tentang langkah-langkah dari data hasil pengujian serta hasil pendataan pada beberapa titik pengukuran (TP) yang telah ditetapkan sebelumnya. Bab lima merupakan penutup berisi kesimpulan dari hasil pembahasan secara keseluruhan dan saran-saran untuk pengembangan alat tersebut dimasa yang akan datang.

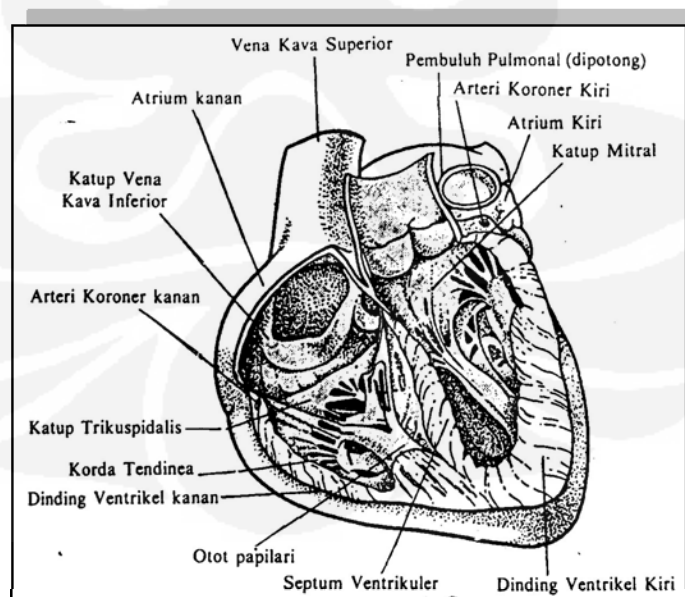
BAB 2

DASAR TEORI

Dalam bab 2 ini penulis akan menjelaskan tentang dasar-dasar teori yang mendukung di dalam perencanaan alat. Di sini akan menjelaskan secara umum mengenai jantung, tekanan darah, faktor-faktor yang dapat mempengaruhi tekanan darah dan komponen-komponen utama yang digunakan dalam merancang alat pengukuran tekanan darah.

2.1 Jantung

Jantung merupakan organ pompa yang besar yang memelihara peredaran melalui seluruh tubuh. Selain itu juga jantung adalah organ yang terdiri dari otot, yang berbentuk kerucut dan memiliki rongga dengan basisnya diatas dan puncaknya dibawah. Jantung memiliki berat kira-kira 300gram, kurang lebih sebesar kepalan tangan. Jantung terbagi oleh sebuah septum (sekat) menjadi dua belah yaitu kiri dan kanan. Setiap belahan kemudian dibagi lagi dalam dua ruang, yang atas disebut atrium, dan yang bawah disebut ventrikel. Jadi pada belahan kiri terdapat satu atrium dan 1 ventrikel, dan pada belahan kanan juga terdapat satu atrium dan satu ventrikel (lihat Gambar 2.1).



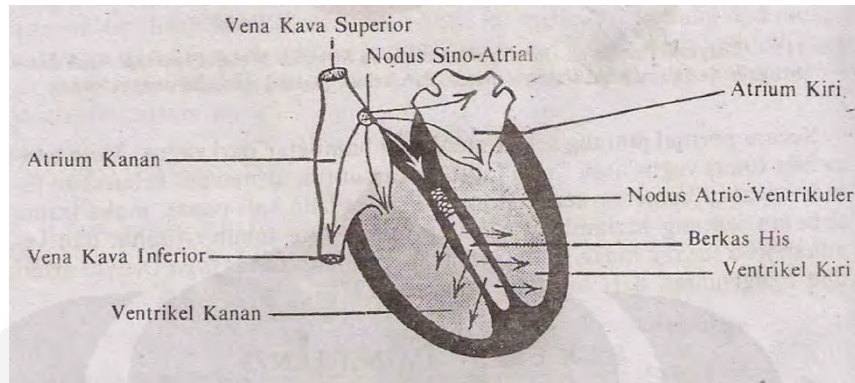
Gambar 2.1 Anatomi jantung.

Kedudukan jantung berada didalam torak, diantara kedua paru-paru dan dibelakang sternum, dan lebih condong ke kiri, tidak pas ditengah-tengah. Untuk lebih jelas dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Kedudukan Jantung.

Siklus jantung merupakan kejadian-kejadian yang terjadi dalam jantung selama peredaran darah berlangsung. Gerakan jantung berasal dari nodus sinus-atrial dan kontraksi dari kedua atrium. Gelombang kontraksi ini bergerak melalui berkas His (lihat Gambar 2.3) dan kemudian ventrikel berkontraksi. Gerakan jantung terdiri dari dua jenis, yaitu gerakan kontraksi atau sistol, dimana jantung dalam proses mengembang, dan gerakan pengendoran atau diastole, dimana jantung dalam proses menguncup. Kontraksi dari kedua atrium terjadi serentak (atrium kanan dan atrium kiri) disebut sistol atrial, sedangkan pengendorannya disebut diastole atrial. Serupa dengan itu kontraksi dan pengendoran ventrikel disebut sistol dan diastole ventrikuler. Lama kontraksi ventrikel adalah 0,3 detik dan tahap pengendorannya selama 0,5 detik. Dengan cara itu jantung berdenyut terus-menerus, siang malam. Otot jantung beristirahat sewaktu diastole ventrikuler.



Gambar 2.3 Diagram jantung.

2.2 Tekanan Darah

Pada bagian ini akan menjelaskan hal-hal yang berhubungan dengan tekanan darah dari gambaran umum tekanan darah sampai pada metode untuk mendapatkan nilai tekanan darah tersebut.

2.2.1 Gambaran Umum

Darah merupakan jaringan cair yang terdiri atas dua bagian, yaitu cairan yang disebut plasma, dan unsur-unsur padat di dalamnya yang disebut sel darah. Volume darah secara keseluruhan kira-kira satu perdua belas dari berat badan kita. Sekitar 55 persennya adalah cairan, sedangkan 45 persen lagi terdiri atas sel darah.

Tekanan darah Arterial adalah suatu proses dimana darah ditekan ke dinding pembuluh darah yang menampungnya. Tekanan ini dapat berubah-ubah pada setiap tahap siklus jantung. Pada waktu ventrikel kiri memaksa darah masuk aorta, tekanan naik sampai puncak, siklus itu disebut tekanan sistolik. Selama diastole tekanan turun dinamakan tekanan diastolik.

Perbedaan tekanan antara sistole dan diastole disebut tekanan nadi. Normalnya berkisar antara 30 sampai 50mmHg. Batas terendah tekanan sistole kira-kira 105 mmHg, sedangkan batas teratas ialah 150 mmHg. Pada wanita tekanan darahnya lebih rendah dari pada pria yaitu berkisar antara 5 sampai 10 mmHg. Perbandingan tekanan darah normal manusia dapat dilihat pada Tabel 2.1. Pada tabel tersebut dapat dilihat perbedaan tekanan darah normal manusia berdasarkan perbedaan usianya.

Tabel 2.1 Nilai tekanan darah normal manusia berdasarkan usia.

NO.	UMUR	DIASTOLIK	SISTOLIK
1.	Pada masa bayi	50 mmHg	70 sampai 90 mmHg
2.	Pada masa anak-anak	60 mmHg	80 sampai 100 mmHg
3.	Selama masa remaja	60 mmHg	90 sampai 110 mmHg
4.	Dewasa muda	60 sampai 70 mmHg	110 sampai 125 mmHg
5.	Umur lebih tua	80 sampai 90 mmHg	130 sampai 150 mmHg

Nilai tekanan darah pada manusia dapat dipengaruhi oleh banyak faktor. Berikut ini adalah beberapa faktor yang dapat mempengaruhi tekanan darah:

a. Aktifitas

Aktifitas sangat mempengaruhi tekanan darah, karena pada saat beraktifitas jantung berkontraksi lebih cepat, dibanding pada saat normal.

b. Emosional

Pada kenyataannya marah yang menggebu-gebu atau stress juga menyebabkan peningkatan pada tekanan darah.

c. Umur

Usia juga merupakan faktor yang dapat mempengaruhi tekanan darah. Misalkan tekanan darah orang dewasa berbeda dengan anak-anak.

d. Kekuatan memompa jantung

Seperti yang telah dijabarkan sebelumnya, jika jumlah darah yang masuk ke jantung rendah maka tekanan darah menjadi rendah begitu pula sebaliknya.

e. Banyaknya darah yang beredar

Untuk membuat tekanan darah dalam suatu susunan tabung maka perlu tabung diisi penuh. Maka harus diisi lebih banyak agar dapat dibangkitkan suatu tekanan. Pemberian cairan seperti plasma atau garam akan menyebabkan tekanan darah naik.

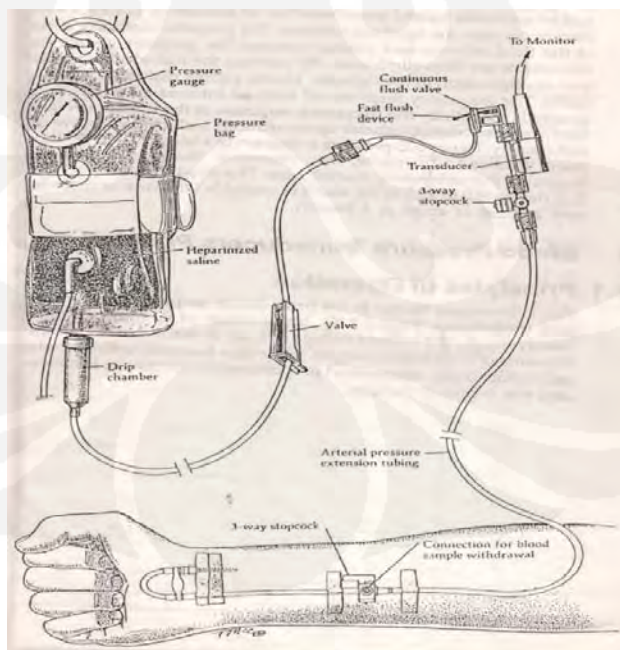
- f. Kekentalan darah (Viskositas)
Makin pekat cairan makin besar kekuatan yang diperlukan untuk mendorong.
- g. Resistansi Periferi (Tahanan tepi pada pembuluh darah)
Tahanan yang dikeluarkan oleh gesekan darah yang mengalir dalam pembuluh darah. Dapat menyebabkan penurunan tekanan darah.
- h. Kecepatan aliran darah
Kecepatan aliran darah tergantung pada ukuran palung yang ada pada pembuluh atau cabang-cabang pembuluh lainnya.

2.2.2 Pengukuran Tekanan Darah

Pengukuran tekanan darah dapat dilakukan dengan dua cara yaitu:

1. Secara invasif

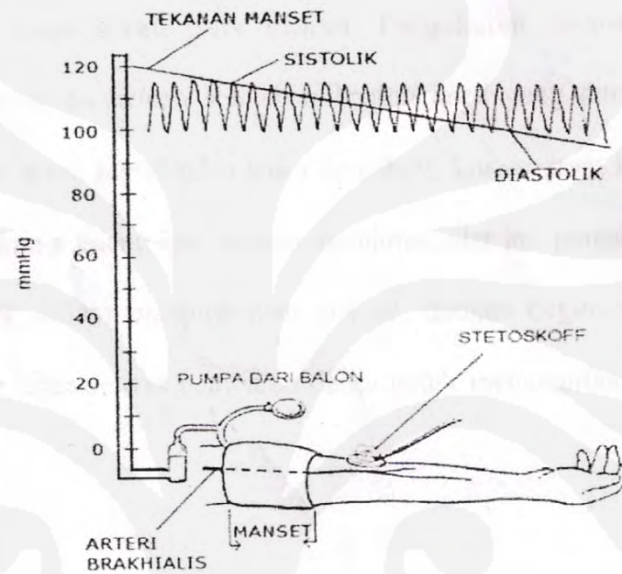
Pengukuran tekanan darah dengan cara langsung, atau dengan kata lain dengan cara melukai kulit. Cara pengukurannya yaitu dengan cara pemasangan kateter pada pembuluh darah yang berfungsi untuk mengetahui tekanan darah. Pada Gambar 2.4 menjelaskan bagaimana pengukuran tekanan darah secara invasif.



Gambar 2.4 Pengukuran tekanan darah secara Invasif.

2. Secara non invasif

Pengukuran tekanan darah tidak langsung. Maksudnya, melakukan pengukuran tekanan darah dengan cara tidak melukai tubuh/ kulit. Alat yang biasa digunakan yaitu *shygmomanometer*, dan *stetoscope*. Pada Gambar 2.5 menjelaskan cara pengukuran tekanan darah secara non invasif.



Gambar 2.5 Pengukuran secara Non Invasif.

Pengukuran secara Non Invasif dapat dibagi lagi yaitu:

a. Pengukuran non invasif manual

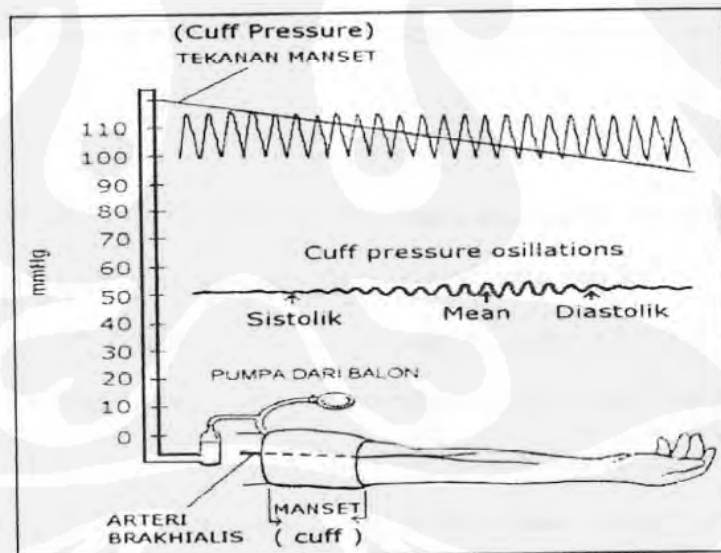
Salah satu prosedur diagnostik yang biasa dilakukan secara non invasif (manual) adalah pengukuran tekanan darah menggunakan manset penekan. Cuff (manset) dipasang melingkari lengan, biasanya dilakukan pengukuran pada lengan bagian atas (lihat Gambar 2.5) dan selanjutnya dipompa, diisi udara hingga tercapai tekanan yang lebih tinggi dari tekanan sistolik darah. Hal ini mengakibatkan pembuluh darah arteri berada dibawah tertekan sehingga tidak ada darah yang mengalir sepanjang arteri tersebut.

Selanjutnya tekanan pada cuff pasien perlahan-lahan dikurangi dengan membuang udara dari cuff. Selama periode ini, akan

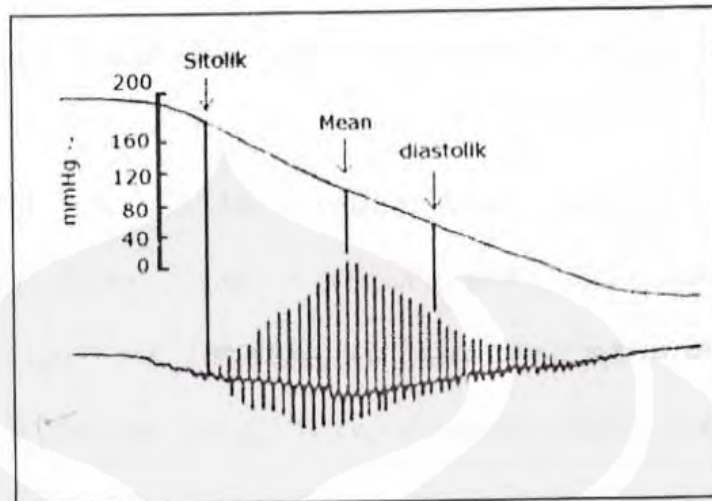
terasa denyut pada cuff, atau dengan menggunakan stetoskop dapat didengar darah akan mulai mengalir lagi (korotkof). Tekanan cuff yang terbaca pada manometer sesaat darah mulai mengalir dinyatakan sebagai tekanan darah sistolik. Bila tekanan darah terus dikurangi, bunyi denyut akan hilang dan tidak terdengar lagi, maka tekanan yang terbaca pada manometer menunjukkan tekanan darah diastolik.

b. Pengukuran Non Invasif Automatis

Untuk teknik pengukuran secara otomatis menggunakan metode *oscillometric*. Pada metode ini osilasi dinding pembuluh darah yang memiliki amplitudo yang berbeda diukur secara langsung (Gambar 2.6 dan Gambar 2.7). Osilasi-osilasi ini selanjutnya diolah oleh mikroprosesor yang terdapat pada alat hingga arteri tertutup. Saat arteri tertutup masih terdapat osilasi dengan amplitudo yang kecil, namun nilai amplitudo ini tidak digunakan untuk pengukuran.



Gambar 2.6 Teknik *oscillometri*.



Gambar 2.7 Osilasi tekanan manset pada teknik *oscillometry*.

Setelah tekanan pada cuff pasien secara otomatis perlahan dikeluarkan, tekanan cuff menuju nilai dibawah sistolik, pembuluh arteri mulai membuka, osilasi menjadi lebih kuat, dan nilai tekanan sistolik terukur.

Tekanan manset terus berkurang, osilasi semakin kuat dan mencapai nilai maksimumnya yang menyatakan nilai tengah tekanan darah arteri (*Mean arterial blood pressure*). Pada kelanjutan pengurangan tekanan cuff sesudah dibawah nilai tengah arteri, amplitudo semakin mengecil dan selanjutnya konstan saat tekanan cuff tepat dibawah nilai tekanan diastolik.

Metode ini dapat mengurangi pengaruh subjektif seperti kemampuan pendengaran dan penglihatan si pengukur. Pada metode ini nilai pengukuran MABP (*Mean Arterial Blood Pressure*) dapat dilihat secara langsung, tidak lagi dilakukan dengan cara perhitungan matematis.

Dengan metode ini didapat hasil yang cukup baik dan nilai pengukuran ulangnya cukup tepat, meski nilai pengukuran secara manual dan otomatis tidak akan 100% sama. Namun jika perbedaan ± 5 mmHg dapat diabaikan.

2.2.3 Phase Korotkof

Dengan menggunakan stetoskop dan cuff, dapat didengar darah mulai mengalir lagi. Hal itu dikenal sebagai gemuruh bunyi korotkof. Suara korotkof yang terdengar dapat dibagi lima, yaitu:

1. Pada phase pertama yang dideteksi oleh cuff adalah menandakan sistolik. Pertama pelan sedikit naik intensitasnya. Suara itu mendeteksi lebih dari 10-15mmHg. Pada saat mengempes tekanan systol akan membandingkan antara suara korotkof dan phase pertama.
2. Phase kedua dimulai ketika desiran terjadi, pada phase ini dapat dengan cepat mengeluarkan dan ada kalanya tidak mendeteksi penurunan pada manset. Pengujian dapat gagal jika manset tidak cukup memompa untuk menghapus pulsa. Dapat menghasilkan kesalahan pembacaan tekanan systol. Jangkauan pembacaan tekanan pada phase kedua antara 15-20mmHg.
3. Pada phase ketiga suara terdengar lebih halus dibandingkan dengan suara yang terdengar pada phase pertama.
4. Phase keempat, pada puncak dan intensitas suara lepas dengan tiba-tiba lalu mengambil yang rendah. Typical ini terjadi lebih sedikit dari tekanan atrial. Dan hampir tak terdengar menandakan diastolik.
5. pada phase ini tekanan akan turun terus menerus dan suara ini akan hilang total. Hilangnya suara pada poin ini adalah phase kelima yang mana umumnya terjadi pada level dibawah itu adalah tekanan diastol intravascular.

2.3 Komponen Dasar

Pada bagian ini akan penulis akan menjelaskan beberapa komponen dasar yang digunakan dalam perancangan alat pengukur tekanan darah secara otomatis.

2.3.1 Transduser dan Sensor

Transduser adalah alat yang mengkonversi suatu bentuk energi atau *physical quantity* ke bentuk energi lainnya. Transduser dapat dibagi dua berdasarkan pemakaian, metode perubahan energi, dan sifat dasar dari keluarannya, yaitu:

1. *Active Transducer Elements*

Transduser yang dapat membangkitkan sinyal listrik dengan sendirinya tanpa harus mendapat daya dari luar. Dengan kata lain merupakan elemen yang dapat membangkitkan tegangan sebagai hasil dari energi atau perubahan gaya contohnya adalah *electrostatics, chemical, electromechanical, photoelectrical, piezoelectrical, thermoelectrical*.

2. *Passive Transducer Elements*

Adalah elemen-elemen akibat pengaruh gaya yang menghasilkan respons dengan gerakan mekanis sehingga menyebabkan perubahan sifat listriknya contohnya adalah, *capacitive element, inductive element, potentiometric element*.

Sensor merupakan suatu peralatan yang berfungsi untuk mendeteksi gejala-gejala atau sinyal-sinyal yang berasal dari perubahan suatu energi seperti energi fisik, energi kimia, energi mekanik dan sebagainya.

Secara umum berdasarkan fungsi dan penggunaannya sensor dapat dikelompokkan menjadi 3 bagian yaitu:

a. Sensor thermal (panas)

Sensor thermal adalah sensor yang digunakan untuk mendeteksi gejala perubahan panas/temperature/suhu pada suatu dimensi benda atau dimensi ruang tertentu contohnya adalah, *bimetal, termistor, termocouple, RTD, photo transistor, photo dioda, photo multiplier, photovoltaik, infrared pyrometer, hygrometer, dsb*.

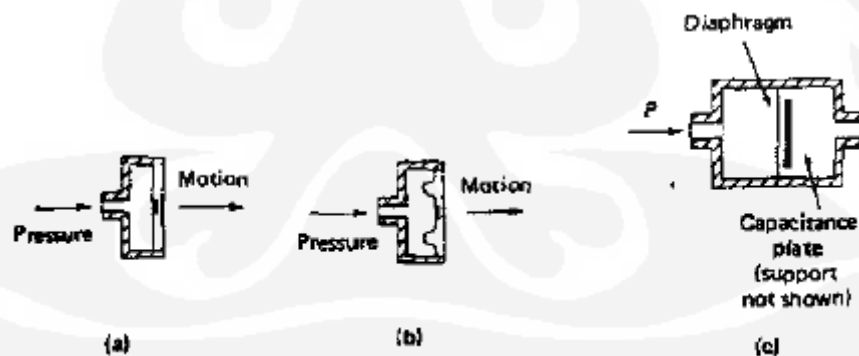
b. Sensor mekanis

Sensor mekanis adalah sensor yang mendeteksi perubahan gerak mekanis, seperti perpindahan atau pergeseran atau posisi, gerak lurus dan melingkar, tekanan, aliran, level dsb. Contohnya adalah, *strain gage*, *linear variable deferential transformer (LVDT)*, *proximity*, *potensiometer*, *load cell*, *bourdon tube*, dsb.

c. Sensor optik (cahaya)

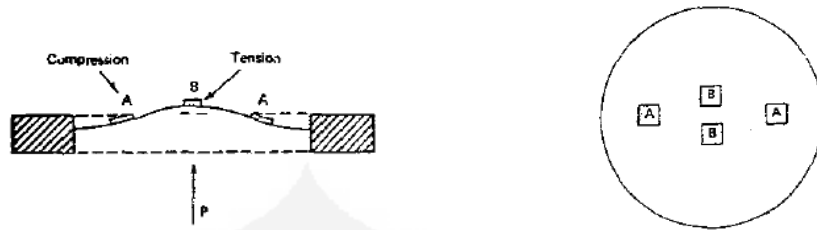
Sensor optic atau cahaya adalah sensor yang mendeteksi perubahan cahaya dari sumber cahaya, pantulan cahaya ataupun bias cahaya yang mengenai benda atau ruangan, contohnya adalah *photo cell*, *photo transistor*, *photo diode*, *photo voltaic*, *photo multiplier*, *pyrometer optic*, dsb.

Pada perancangan alat, sensor yang dipergunakan adalah sensor tekanan. Pada dasarnya sensor tekanan terdiri dari bahan yang elastis dan sensor perpindahan. Besaran yang diukur adalah strain dan *displacement*. Gambar 2.8 menunjukkan karakter dari sensor tekanan diafragma. Bila sensor menerima tekanan, maka akan terjadi pergerakan diafragma dan menimbulkan perubahan nilai tahanan pada plat kapasitansi.



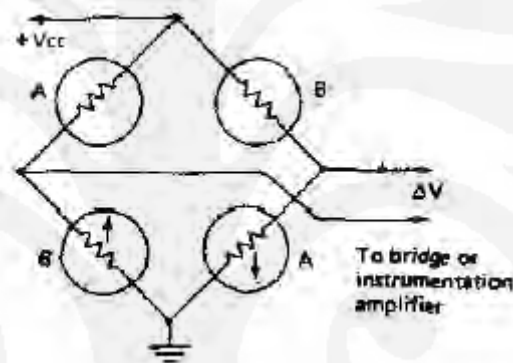
Gambar2.8 Sensor tekanan diafragma; (a) diafragma tipe datar, (b) diafragma bergelombang, (c) media *strain gauge*.

Pada rancangan, sensor tekanan yang dipakai adalah sensor tekanan diafragma yang didalamnya terdapat *strain gauge*. Gambar 2.9 dibawah ini menunjukkan penempatan elemen pada sensor tekanan.



Gambar 2.9 Penempatan elemen *strain gauge* pada sensor tekanan.

Berdasarkan penempatannya, sensor tekanan pada dasarnya akan membentuk sebuah rangkaian jembatan. Bila ada tekanan yang diberikan maka akan terjadi perubahan nilai resistansi pada elemennya. Gambar 2.10 menunjukkan gambar rangkaian jembatan pada sensor tekanan.



Gambar2.10 Rangkaian jembatan pada sensor tekanan .

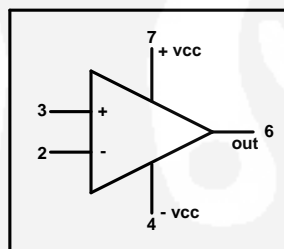
2.3.2 Penguat Operasional

Penguat Operasi merupakan salah satu IC (rangkaiannya terpadu) yang terbuat dari beberapa komponen aktif dan pasif. Dalam pemakaiannya IC ini hampir ditemukan dalam setiap pemakaian rangkaian baik pada bidang-bidang seperti audio, teknologi kedokteran, instrumentasi dll. Dalam kekhususannya fungsi penguat operasional dapat digunakan berbagai keperluan, seperti: filter, penguat sinyal, pembanding, detektor serta dapat sebagai multivibrator. Penguat yang khas memiliki tiga rangkaian dasar, yaitu penguat beda tegangan impedansi masukan tinggi, penguat masukan tinggi dan penguat keluaran impedansi rendah. Lazimnya penguat operasi, memerlukan catu daya positif dan negatif. Karena catu daya yang demikian maka tegangan keluarannya dapat berbentuk positif atau negatif terhadap ground.

Karakteristik penguat operasi yang terpenting adalah :

- Impedansi masukan sangat tinggi sehingga arus masukan diabaikan.
- Impedansi keluaran sangat rendah.
- Faktor penguatannya sangat besar
- Tegangan *offset*-nya adalah nol
- Tak terpengaruh oleh perubahan temperatur
- Waktu tanggap (respon) dianggap nol
- Tidak menimbulkan derau

Tetapi didalam prakteknya, hal-hal yang bersifat ideal tersebut tidak akan tercapai karena keterbatasan dari bahan yang digunakan. Dengan demikian penguat operasional akan mempunyai batasan-batasan tertentu, sehingga dalam prakteknya nanti akan dijumpai adanya penyimpangan-penyimpangan dari hasil yang diinginkan.

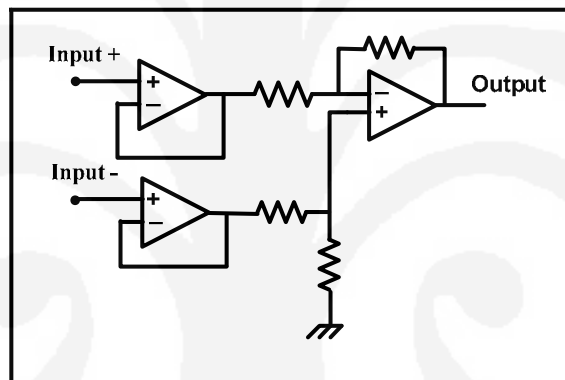


Gambar 2.11 Simbol Penguat Operasional.

Gambar skema dari penguat operasional ditampilkan pada Gambar 2.11, pada gambar ini pin 2 merupakan masukan pembalik (inverting), pin 3 merupakan masukan tak membalik (Non Inverting), pin 4 merupakan catu daya negatif, pin 6 merupakan keluaran dari penguat operasional, dan pin 7 merupakan catu daya positif.

2.3.2.1 Penguat Instrumentasi

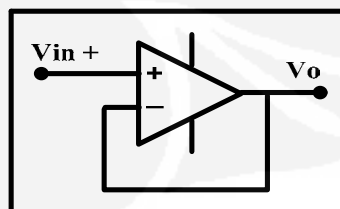
Penguat instrumentasi adalah salah satu dari penguat-penguat yang sangat bermanfaat. Penguat ini adalah gabungan dari 3 penguat, 1 pembanding dan beberapa tahanan. Untuk menyederhanakan analisis rangkaian ini, penguat instrumentasi sebenarnya dibuat dengan menghubungkan penguat buffer dengan penguat deferensial dasar dan comparator sebagai pembanding. Dari rangkaian penguat instrumentasi yang terdapat pada Gambar 2.12, dapat dilihat bahwa rangkaian tersebut terdiri dari dua buah rangkaian buffer dan satu buah rangkaian penguat diferensial. Masing-masing bagian tersebut dapat dijelaskan sebagai berikut :



Gambar2.12 Penguat Instrument.

1. Buffer

Rangkaian buffer (penyangga) yang terlihat pada Gambar 2.13 berfungsi untuk mengubah impedansi masukan yang tinggi menjadi impedansi keluaran yang rendah. Artinya jika pada sebuah input memiliki tahanan dalam yang tinggi (noise).

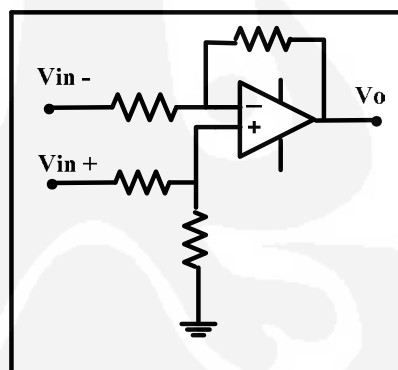


Gambar 2.13 Rangkaian buffer non inverting.

Rangkaian buffer dikatakan non inverting apabila terminal masukan (+) mendapat polaritas (+) dan pada terminal (-) dihubungkan ke output op amp. Rangkaian buffer dikatakan inverting apabila terminal masukan (+) mendapat polaritas (-) dan pada terminal (-) dihubungkan ke output op amp.

2. Penguat Deferensial

Penguat diferensial dapat mengukur dan juga memperkuat isyarat-isyarat kecil yang terbenan dalam isyarat-isyarat yang jauh lebih besar, penguat ini pada umumnya difungsikan untuk memperkuat selisih beda potensial antara dua titik masukannya. Empat tahanan dan sebuah penguat operasional membuat sebuah rangkaian penguat diferensial. Lihat Gambar 2.14. Pada rangkaian ini ada dua input yang dihubungkan pada terminal-terminal masukan penguat operasional, yaitu pada input positif (+) V_1 dihubungkan ke terminal non inverting penguat operasional, dan input negatif (-) V_2 dihubungkan ke terminal inverting penguat operasional.

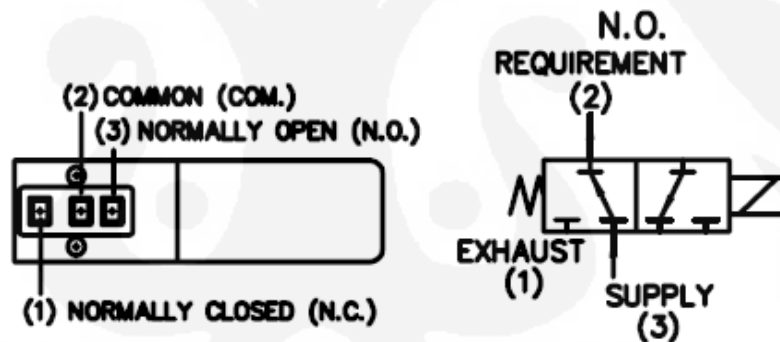


Gambar2.14 Penguat Deferensial.

2.3.3 Solenoid Valve

Solenoid valve, fungsinya hampir sama seperti keran namun digerakkan secara otomatis menggunakan tegangan listrik AC maupun DC tergantung dari tekanan yg melewati valve. Utk mobil yg dipakai tegangan 12 VDC kalau utk Industri mulai dari 24 VDC (dari PLC/DCS) sampai 220 VAC. Digunakan utk udara bertekanan atau oil hidraulic bertekanan. Terdiri dari bermacam macam jenis yaitu, *single way* (satu lubang), *two ways*, *three ways* atau *four ways*.

Prinsip dari solenoid valve ini adalah dengan menggunakan sebuah kumparan atau lilitan kawat yg melilit sebuah plunjer atau besi lunak bulat panjang. Plunjer dihubungkan (dikopel) dengan sebuah plug . Apabila diberi tegangan maka plunjer tersebut akan bergerak kebawah sehingga plugnya menutup lubang pada port sehingga menghalangi flow yg melewati valve. Gambar 2.15 merupakan prinsip kerja dari solenoid valve *three ways* yang digunakan pada alat pengukur tekanan darah.



Gambar 2.15 Prinsip kerja solenoid valve *three ways*.

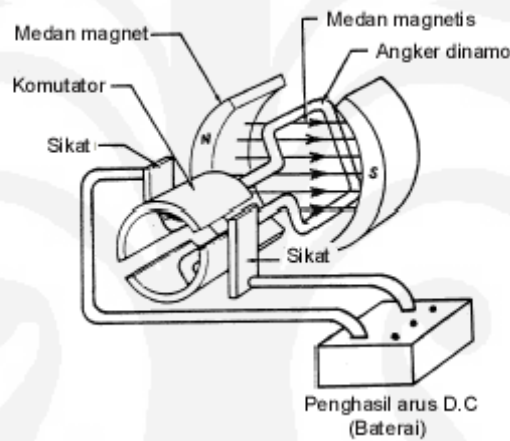
2.3.4 Motor DC

Motor DC terdapat dalam berbagai ukuran dan kekuatan, masing-masing didesain untuk keperluan yang berbeda-beda namun secara umum memiliki berfungsi dasar yang sama yaitu mengubah energi elektrik menjadi energi mekanik.

Motor DC memerlukan suplai tegangan yang searah pada kumparan medan untuk diubah menjadi energi mekanik. Kumparan medan pada motor dc disebut stator (bagian yang tidak berputar) dan kumparan jangkar disebut

rotor (bagian yang berputar). Jika terjadi putaran pada kumparan jangkar dalam pada medan magnet, maka akan timbul tegangan (GGL) yang berubah-ubah arah pada setiap setengah putaran, sehingga merupakan tegangan bolak-balik. Prinsip kerja dari arus searah adalah membalik fasa tegangan dari gelombang yang mempunyai nilai positif dengan menggunakan komutator, dengan demikian arus yang berbalik arah dengan kumparan jangkar yang berputar dalam medan magnet.

Bentuk motor paling sederhana memiliki kumparan satu lilitan yang bisa berputar bebas di antara kutub-kutub magnet permanen. Pada Gambar 2.16 memperlihatkan sebuah motor dc sederhana.



Gambar2.16 Motor D.C Sederhana.

Catu tegangan dc dari baterai menuju ke lilitan melalui sikat yang menyentuh komutator, dua segmen yang terhubung dengan dua ujung lilitan. Kumparan satu lilitan pada gambar di atas disebut angker dinamo. Angker dinamo adalah sebutan untuk komponen yang berputar di antara medan magnet.

2.3.5 Mikrokontroler AVR ATmega16

Mikrokontroler merupakan otak dari alat yang akan dirancang. Pada bagian ini penulis akan membahas secara singkat dari Microcontroller AVR ATmega16.

2.3.5.1 Gambaran Umum AVR ATmega16

Berikut ini merupakan karakteristik yang dimiliki oleh mikrokontroler AVR ATmega16:

1. Advanced RISC Architecture

130 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution

32 x 8 General Purpose Fully Static Operation

Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz

On-chip 2-cycle Multiplier

2. Nonvolatile Program and Data Memories

8K Bytes of In-System Self-Programmable Flash

Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits

512 Bytes EEPROM

512 Bytes Internal SRAM

Programming Lock for Software Security

3. Peripheral Features

Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescalers and Compare Mode

Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescalers and Compare Modes

One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode

Real Time Counter with Separate Oscillator

Four PWM Channels

8-channel, 10-bit ADC

Byte-oriented Two-wire Serial Interface

Programmable Serial USART

4. Special Microcontroller Features

Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection

Internal Calibrated RC Oscillator

External and Internal Interrupt Sources

Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Powerdown, Standby and Extended Standby

5. I/O and Package

32 Programmable I/O Lines

40-pin PDIP, 44-lead TQFP, 44-lead PLCC, and 44-pad MLF

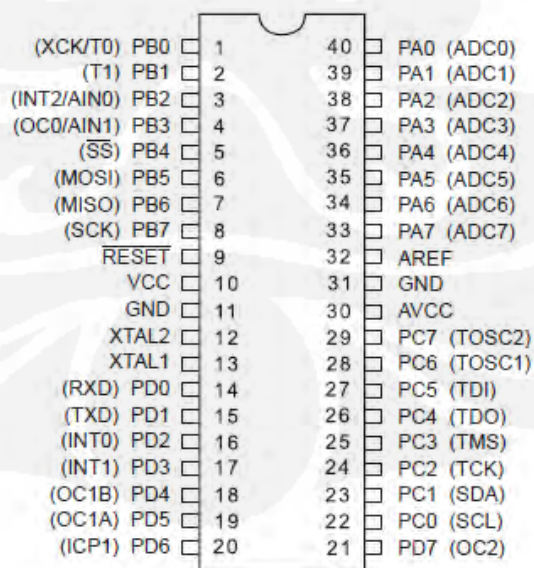
6. Operating Voltages

2.7 - 5.5V for Atmega16L

4.5 - 5.5V for Atmega16

2.3.5.2 Konfigurasi Pin Mikrokontroler AVR ATmega 16A

Masing-masing kaki atau pin dalam mikrokontroler Atmega16A mempunyai fungsi tersendiri. Dengan mengetahui fungsi masing-masing kaki mikrokontroler ATmega16A, perancangan aplikasi mikrokontroler Atmega16A akan lebih mudah merencanakan dan membuat sistem yang dirancang. Atmega16A mempunyai 40 pin, susunan masing-masing pin dapat dilihat pada Gambar 2.17



Gambar2.17 Konfigurasi pin ATMEGA16.

Berikut ini merupakan deskripsi pin Atmega16A.

- VCC (pin 10) : Tegangan supply
- GND (pin 11) : Ground
- Port A (pin 33-40) : Analog to Digital Converter (ADC) dan juga dapat berfungsi sebagai port I/O 8 bit bi-directional
- Port B (pin 1-8) : Berfungsi sebagai port I/O dengan 8 bit bi-directional. Juga memiliki fungsi khusus yang dapat dilihat pada tabel 2.2 berikut.

Tabel 2.2 Fungsi Port B pada Atmega16.

PB7	SCK (SPI Bus serial clock)
PB6	MISO (SPI Bus Master Input/Slave Output)
PB5	MOSI (SPI Bus Master Output/Slave Input)
PB4	SS (SPI Slave Select Input)
PB3	AIN1 (Analog Comparator Negative Input) OC0 (Timer/Counter0 Output Compare Match Output)
PB2	AIN0 (Analog Comparator Positive Input) INT2 (External Interrupt 2 Input)
PB1	T1 (Timer/Counter1 External Counter Input)
PB0	T0 (Timer/Counter0 External Counter Input) XCK (USART External Clock Input/Output)

- Port C (pin 22-29) : Berfungsi sebagai port I/O dengan 8 bit bi-directional. Juga memiliki fungsi khusus yang dapat dilihat pada tabel 2.3.

Tabel 2.3 Fungsi Port C pada Atmega16.

PC7	TOSC2 (Timer Oscillator Pin 2)
PC6	TOSC1 (Timer Oscillator Pin 1)
PC5	TDI (JTAG Test Data In)
PC4	TDO (JTAG Test Data Out)
PC3	TMS (JTAG Test Mode Select)
PC2	TCK (JTAG Test Clock)
PC1	SDA (Two-wire Serial Bus Data Input/Output Line)
PC0	SCL (Two-wire Serial Bus Clock Line)

- Port D (pin 14-21) : Berfungsi sebagai port I/O dengan 8 bit bi-directional. Juga memiliki fungsi khusus yang dapat dilihat pada tabel 2.4

Tabel 2.4 Fungsi Port D pada Atmega16.

PD7	OC2 (Timer/Counter2 Output Compare Match Output)
PD6	ICP1 (Timer/Counter1 Input Capture Pin)
PD5	OC1A (Timer/Counter1 Output Compare A Match Output)
PD4	OC1B (Timer/Counter1 Output Compare B Match Output)
PD3	INT1 (External Interrupt 1 Input)
PD2	INT0 (External Interrupt 0 Input)
PD1	TXD (USART Output Pin)
PD0	RXD (USART Input Pin)

- RESET (pin 9) : pulsa transisi dari rendah ke tinggi yang diumpankan ke pin RESET akan mereset AVR. Pin ini dihubungkan dengan rangkaian *power on reset*
- XTAL1 (pin 13) : merupakan pin masukan ke rangkaian osilator internal

- XTAL2 (pin 12) : merupakan pin keluaran dari rangkaian osilator internal
- AVCC (pin 30) : Merupakan tegangan supply untuk port A dan ADC.
- AREF (pin 32) : Merupakan referensi analog untuk ADC.

2.3.5.3 Port ATmega16

ATmega16 mempunyai empat buah port yang bernama *PortA*, *PortB*, *PortC*, dan *PortD*. Keempat port tersebut merupakan jalur *bidirectional* dengan pilihan *internal pull-up*. Tiap port mempunyai tiga buah register bit, yaitu DDxn, PORTxn, dan PINxn. Huruf 'x' mewakili nama huruf dari port sedangkan huruf 'n' mewakili nomor bit. Bit DDxn terdapat pada I/O address DDRx, bit PORTxn terdapat pada I/O address PORTx, dan bit PINxn terdapat pada I/O address PINx. Bit DDxn dalam register DDRx (*Data Direction Register*) menentukan arah pin. Bila DDxn diset 1 maka Px berfungsi sebagai pin output. Bila DDxn diset 0 maka Px berfungsi sebagai pin input. Bila PORTxn diset 1 pada saat pin terkonfigurasi sebagai pin input, maka resistor *pull-up* akan diaktifkan. Untuk mematikan resistor *pull-up*, PORTxn harus diset 0 atau pin dikonfigurasi sebagai pin output. Pin port adalah *tri-state* setelah kondisi reset. Bila PORTxn diset 1 pada saat pin terkonfigurasi sebagai pin output maka pin port akan berlogika 1. Dan bila PORTxn diset 0 pada saat pin terkonfigurasi sebagai pin output maka pin port akan berlogika 0. Saat mengubah kondisi port dari kondisi *tri-state* (DDxn=0, PORTxn=0) ke kondisi *output high* (DDxn=1, PORTxn=1) maka harus ada kondisi peralihan apakah itu kondisi *pull-up enabled* (DDxn=0, PORTxn=1) atau kondisi *output low* (DDxn=1, PORTxn=0). Biasanya, kondisi *pull-up enabled* dapat diterima sepenuhnya, selama lingkungan impedansi tinggi tidak memperhatikan perbedaan antara sebuah *strong high driver* dengan sebuah *pull-up*. Jika ini bukan suatu masalah, maka bit PUD pada register SFIOR dapat diset 1 untuk mematikan semua *pull-up* dalam semua port. Peralihan dari kondisi *input dengan pull-up* ke kondisi *output low* juga menimbulkan masalah

yang sama. Kita harus menggunakan kondisi *tri-state* (DDxn=0, PORTxn=0) atau kondisi output high (DDxn=1, PORTxn=0) sebagai kondisi transisi.

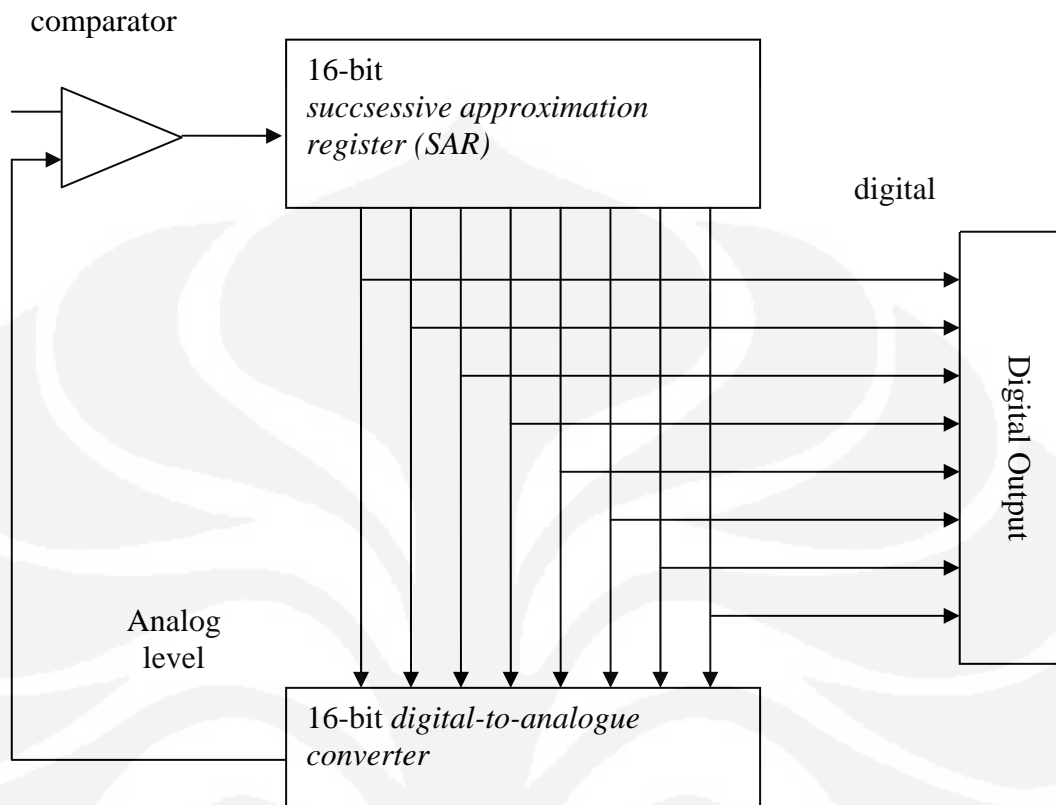
Tabel2.5 Konfigurasi port ATmega16.

DDxn	PORTxn	PUD (In SFIOR)	I/O	Pull-up	Comment
0	0	X	Input	No	Tri-state (Hi-Z)
0	1	0	Input	Yes	Pxn will source current if ext. pulled low.
0	1	1	Input	No	Tri-state (Hi-Z)
1	0	X	Output	No	Output Low (Sink)
1	1	X	Output	No	Output High (Source)

Bit 2 – PUD : *Pull-up Disable*. Bila bit diset bernilai 1 maka *pull-up* pada port I/O akan dimatikan walaupun *register* DDxn dan PORTxn dikonfigurasi untuk menyalakan *pull-up* (DDxn=0, PORTxn=1).

2.3.5.4 ADC *Successive Approximation*

Pada ADC tipe ini masukan cuplikan dibandingkan dengan tegangan berurutan yang dibangkitkan oleh *successive approximation register* (SAR) programmer (Gambar 2.18). Perubahan dimulai dari signifikan terbesar dari keluarga biner. Keadaan ini dinyatakan sebagai logika 1, diumpamakan ke pengubah digital ke analog, yang akan mengubahnya menjadi bentuk analog yang akan dibandingkan dengan aras tegangan masukan cuplikan. 1 akan berubah menjadi 0 jika logika 1 pada MSB menunjukkan nilai lebih kecil dibandingkan masukan, sampai tegangan keluaran ADC sama dengan aras masukan kira-kira separuh bit signifikan terkecil. Perbedaan yang ada disebabkan adanya kesalahan kuantisasi yang muncul pada perubahan digital.



Gambar 2.18 ADC Successive Approximation.

Successive approximation dapat dikendalikan oleh perangkat lunak, dan hal ini yang dikenal dengan sistem berdasarkan mikroprosesor. ADC ini relatif cepat dan mempunyai ukuran kecil. Keuntungan tambahan adalah setiap cuplikan diubah dalam selang waktu yang sama. Dengan kata lain, waktu perubahan tetap sama tidak tergantung pada aras masukan dan secara keseluruhan ditentukan oleh frekuensi yang mengendalikan detak dan resolusi dari pengubah. Sebagai contoh, pengubah 8 bit digunakan untuk menentukan aras logika setiap bit secara berurutan mulai dari bit signifikan terbesar jika frekuensi detak 10KHz, waktu perubahan = $8 \times$ periode detak = $8 \times 0,1$ mdetik. Jika frekuensi detak dinaikkan menjadi 1 MHz, waktu perubahan akan berkurang menjadi 8μ detik.

Kekurangan perubahan jenis ini adalah mempunyai kekebalan rendah terhadap derau dan diperlukan adanya pengubah digital ke analog yang tepat dan pembanding dengan unjuk kerja.

2.3.6 LCD (*Liquid Crystal Display*)

Liquid Crystal Display (LCD) merupakan komponen elektronika yang digunakan untuk menampilkan suatu karakter baik itu angka, huruf atau karakter tertentu, sehingga tampilan tersebut dapat dilihat secara visual. Pemakaian LCD sebagai indikator tampilan banyak digunakan dikarenakan daya yang dibutuhkan LCD relatif kecil (orde mikrowatt), disamping itu dapat juga menampilkan angka, huruf atau simbol dan karakter tertentu. Meskipun pada komponen ini dibatasi oleh sumber cahaya eksternal/internal, suhu, dan *lifetime*.

Jenis LCD yang digunakan dalam modul ini adalah LCD M1632. LCD ini membutuhkan daya yang kecil dan dilengkapi dengan panel LCD dengan tingkat kontras yang cukup tinggi serta pengendali LCD CMOS yang terpasang dalam LCD tersebut. Pengendali mempunyai pembangkit karakter ROM/RAM dan display data RAM. Semua fungsi display diatur oleh instruksi-instruksi, sehingga LCD ini dapat dengan mudah dihubungkan dengan unit mikroprosesor. LCD tipe ini tersusun sebanyak dua baris dengan 16 karakter oleh karena itu LCD ini sering disebut dengan istilah LCD 2 x 16 karakter. Pada Gambar 2.19 berikut ini adalah gambar fisik LCD 2 x 16 karakter beserta pin dan fungsinya.



Gambar2.19 Bentuk Fisik LCD 2 x 16 Karakter

Pada tabel 2.6 berikut ini menjelaskan fungsi pin LCD 2 x 16

Tabel 2.6 Konfigurasi pin LCD 2 x 16 karakter

	Nama Pin	Fungsi
1	Vss	Terminal ground
2	Vcc	Tegangan catu +5 volt
3	Vee	Drive LCD sebagai pengatur kontras
4	RS	Sinyal pemilih register 0: Instruksi register (tulis) 1: Data Register (tulis dan baca)
5	R/W	Sinyal seleksi tulis atau baca 0: Tulis 1: Baca
6	E	Sinyal operasi awal, sinyal ini mengaktifkan data tulis dan baca
7 –14	DB0-DB7	Merupakan saluran data, berisi perintah dan data yang akan ditampilkan
15	V+ BL	Pengendali kecerahan latar belakang LCD 4 – 4,42 V dan 50 – 500 mA
16	V-BL	Pengendali kecerahan latar belakang LCD 0 V

Display karakter pada LCD diatur oleh pin EN, RS, dan RW . Jalur EN dinamakan Enable. Jalur ini digunakan untuk memberitahu LCD bahwa sedang mengirimkan sebuah data. Untuk mengirimkan data ke LCD, melalui program EN harus dibuat logika low (0) dan set pada dua jalur kontrol yang lain RS dan program RW. Ketika dua jalur yang lain telah siap, set EN dengan logika 1 dan tunggu untuk sejumlah waktu tertentu dan berikutnya set EN ke logika 0 lagi.

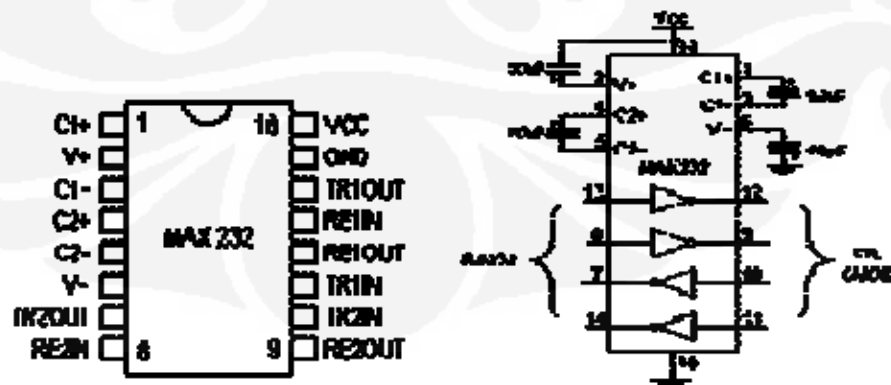
Jalur RS adalah jalur Register Select. Ketika RS berlogika low “0”, data akan dianggap sebagai sebuah perintah atau instruksi khusus. Ketika RS berlogika high “1”, data yang dikirim adalah data karakter yang akan ditampilkan.

Jalur RW adalah jalur Read/Write. Ketika RW berlogika low, maka informasi pada bus akan dituliskan pada layar LCD. Ketika R/W berlogika high, maka program akan melakukan pembacaan memori dari LCD, sedangkan pada aplikasi umum pin R/W selal berlogika low.

Dasar-dasar pengoperasian LCD ini terdiri atas pengoperasian dasar pada register, *busy flag*, *address counter*, *display data RAM*, CG ROM, dan CG RAM.

2.3.7 Konsep Komunikasi Serial

Komunikasi serial merupakan hal yang penting dalam sistem embedded, karena dengan komunikasi serial kita dapat dengan mudah menghubungkan mikrokontroler dengan devais lainnya. Port serial pada mikrokontroler terdiri atas dua pin yaitu RXD dan TXD, RXD berfungsi untuk menerima data dari komputer/perangkat lainnya, TXD berfungsi untuk mengirim data ke komputer/perangkat lainnya, Standar komunikasi serial untuk komputer ialah RS-232, RS-232 mempunyai standar tegangan yang berbeda dengan serial port mikrokontroler, sehingga agar sesuai dengan RS-232 maka di butuhkan suatu rangkaian level converter, IC yang digunakan bermacam-macam, tetapi yang paling mudah dan sering digunakan ialah IC MAX232/HIN232. Pada mikrokontroler AVR ATmega 16, pin PD0 dan PD1 digunakan untuk komunikasi serial USART (*Universal Synchronous and Asynchronous Serial Receiver and Transmitter*) yang mendukung komunikasi full duplex komunikasi 2 arah. Pada Gambar 2.20 dibawah ini menggambarkan susunan kaki pada ic MAX 232



Gambar 2.20 Susunan kaki dan rangkaian MAX 232

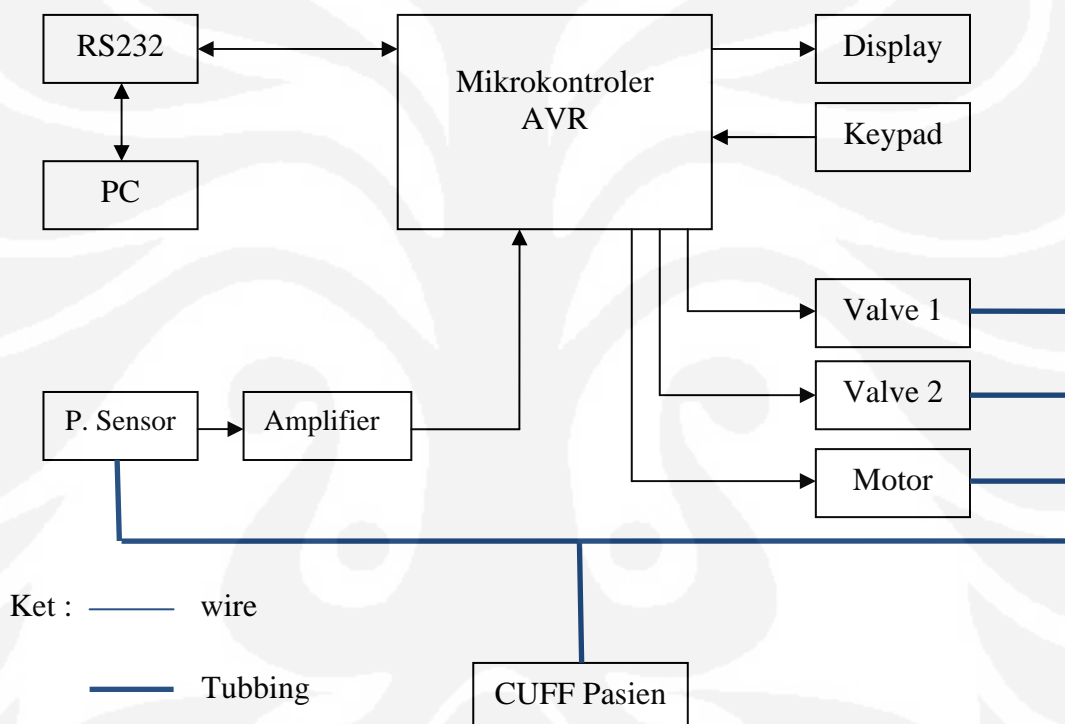
BAB 3

PERANCANGAN ALAT

Pada bab ini penulis akan membahas mengenai perancangan alat pengukur tekanan darah secara otomatis

3.1. Blok Diagram Perencanaan Alat

Gambaran umum dari rancangan alat pengukur tekanan darah manusia secara otomatis di jelaskan pada Gambar 3.1



Gambar3.1 Blok Diagram Keseluruhan Alat

Rangkaian motor dc yang terkopel dengan *rolling pump* akan memompa udara ke cuff pasien. Setelah tercapai tekanan tertentu yang menyebabkan pembuluh darah artery tertutup, mikrokontroler akan memberikan sinyal stop ke motor dan mengaktifkan valve sehingga tidak ada udara yang keluar ataupun masuk di saluran tubing dan cuff. Kemudian mikrokontroler akan mengaktifkan valve release agar tekanan didalam cuff berkurang sampai terdeteksinya pulsa sinyal korotkof. Pulsa yang terdeteksi tersebut akan dikuatkan oleh rangkaian amplifier dan dibaca oleh mikrokontroler. Sinyal korotkof yang pertama kali terdeteksi oleh

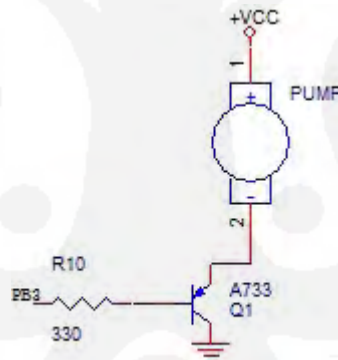
sensor tekanan itu akan di simpan di dalam memory mikrokontroler sebagai nilai systole. Kemudian mikrokontroler akan terus membuka valve sampai sinyal korotkof tersebut tidak terdeteksi lagi melalui sensor tekanan. Sinyal korotkof yang terakhir kali terdeteksi akan disimpan di dalam memory mikrokontroler sebagai nilai diastole. Nilai yang disimpan di dalam register mikrokontroler akan ditampilkan ke LCD dan dapat juga di transfer ke cpu untuk ditampilkan ke monitor atau disimpan ke data base computer menggunakan bahasa program visual basic.

3.2 Komponen Dasar Alat

Pada bagian ini penulis akan menjelaskan masing-masing komponen dasar yang digunakan di dalam merancang alat pengukuran tekanan darah secara otomatis

3.2.1 Rangkaian Motor Pump

Rangkaian pada Gambar 3.2 ini terdiri dari motor yang terkopel dengan *rolling pump* dan beberapa transistor dan resistor. Motor ini dipicu oleh Port B3 mikrokontroler melalui rangkaian transistor sebagai saklar.



Gambar3.2 Rangkaian motor

Port B3 mikrokontroler akan memberikan sinyal low melewati RX yang menyebabkan transistor terbias dan menyebabkan motor bekerja. Rangkaian motor ini berfungsi untuk memberikan udara tekan ke cuff pasien melewati tubing cuff yang menyebabkan tertutupnya pembuluh darah artery. Bentuk fisik dari *rolling pump* dapat dilihat pada Gambar 3.3.



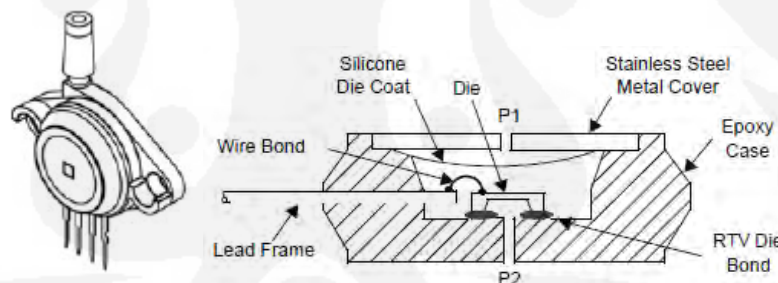
Gambar 3.3 Bentuk fisik *rolling pump*

Spesifikasi dari *rolling pump* yang digunakan adalah sebagai berikut :

Type : *Rolling pump*
Supply voltage : *12V*
Pressure output : *up to 300 mmhg*

3.2.2 Sensor Tekanan (Pressure Sensor)

Alat ini menggunakan sensor tekanan tipe SPX4063GP (lihat Gambar 3.4) dengan catu daya 5v. Sensor tekanan ini berfungsi untuk membaca perubahan tekanan yang berada di dalam cuff. Output dari rangkaian ini berupa sinyal analog yang kemudian di kuatkan oleh rangkaian penguat instrumentasi.



Gambar3.4 Pressure Sensor

Gambar diatas adalah jenis sensor tekanan yang dipakai pada alat pengukur tekanan darah. Silikon berfungsi untuk membungkus permukaan *die* dan *wire bond*. Ketika ada tekanan dari P1 silicone akan menekan permukaan die sehingga mengalami perubahan resistansi, perubahan ini lah yang menyebabkan adanya perubahan tegangan offset dari sensor tekanan.

Pressure range : *0 – 50 kPa (0 – 375 mmhg)*

Voltage supply : *10 V*

Full scale span : *40 mV*

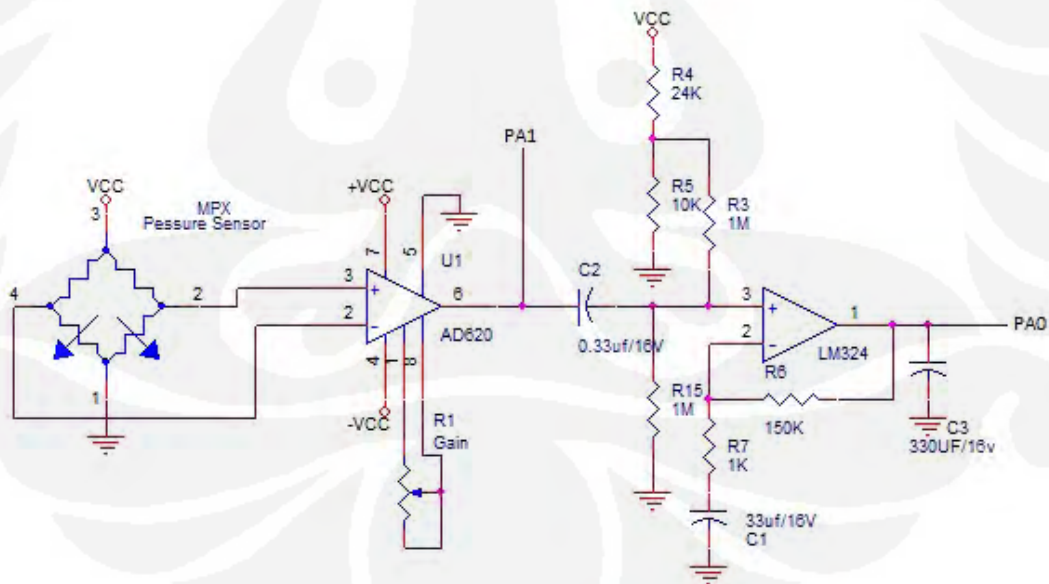
Offset : *-1.0 – 1.0 mV*

3.2.3 Rangkaian Amplifier

Rangkaian amplifier yang terdapat pada Gambar 3.5 berfungsi untuk menguatkan tegangan dari keluaran sensor tekanan yang bertujuan agar nilai tegangan tersebut dapat dibaca oleh rangkaian selanjutnya. Rangkaian ini dibagi menjadi 2 jenis penguat yaitu penguat instrumentasi dan penguat osilasi.

Penguat Instrumentasi dengan ic AD620 berfungsi sebagai mengkondisikan sinyal keluaran dari sensor tekanan sehingga tegangan output dari sensor tekanan dapat di proses oleh mikrokontroler. Dengan melakukan adjustment pada R1 gain untuk dapat mengkondisikan keluaran dari sensor tekanan menjadi 1 volt untuk tekanan sebesar 100 mmhg yang masuk pada sensor tekanan.

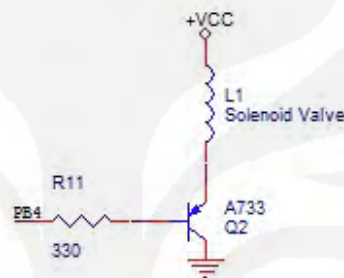
Rangkaian penguat osilasi berfungsi untuk menguatkan sinyal osilasi yang terjadi pada saat phase korotkof. Rangkaian ini terdiri dari rangkaian high pass filter yang berfungsi untuk mengambil sinyal yang berosilasi, rangkaian penguat non inverting yang berfungsi untuk menguatkan sinyal osilasi dan rangkaian low pass filter menghilangkan noise.



Gambar3.5 Rangkaian penguat instrumentasi dan penguat osilasi

3.2.4 Rangkaian Valve

Pada alat ini terdiri dari 2 buah rangkaian valve yang berfungsi sebagai hold dan release udara didalam tubing cuff pasien. Pada masing-masing rangkaian seperti yang taerlihat pada Gambar 3.6 dapat dilihat bahwa setiap rangkaian terdiri dari sebuah solenoid valve, sebuah transistor transistor dan resistor. Valve-valve ini dipicu oleh PB4 dan PB5 mikrokontroler melalui rangkaian transistor sebagai saklar.



Gambar3.6 Rangkaian valve

PB4 dan PB5 mikrokontroler akan memberikan sinyal low melewati RX yang menyebabkan transistor terbias dan menyebabkan valve bekerja. Rangkaian valve ini berfungsi untuk menahan udara tekan ke cuff pasien dan juga sebagai pintu untuk me release udara dari cuff.



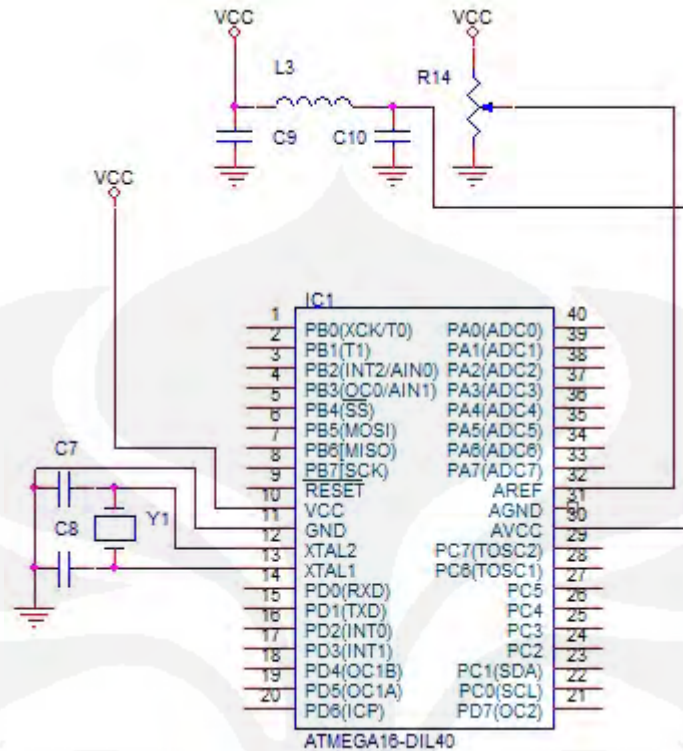
Gambar3.7 Bentuk Fisik Valve

Gambar 3.7 diatas merupakan bentuk fisik dari solenoid valve yang digunakan pada alat ini, dengan karakteristik seperti dibawah ini.

<i>Valve type</i>	: <i>2/3 way normally open</i>
<i>Media</i>	: <i>Gases</i>
<i>Supply voltage</i>	: <i>12 V</i>
<i>Pressure</i>	: <i>0 to 20 psi (1034 mmhg)</i>

3.2.5 Rangkaian Mikrokontroler

Berfungsi sebagai pengontrol proses kerja semua rangkaian yang memproses masukan dan keluaran pada rangkaian sesuai dengan *software* yang dibuat. Dimana pada mikrokontroler ini sudah terdapat ADC yang berfungsi sebagai pengubah masukan analog yang merupakan keluaran dari rangkaian sensor tekanan yang sudah dikuatkan menjadi sinyal digital. Rangkaian mikrokontroler ini menggunakan kristal 4 MHZ sebagai frekwensi clocknya. Output dari rangkaian amplifier akan dimasukkan ke Pin PA0 dan PA1. Dimana pin PA0 sebagai inputan hasil penguatan dari instrumentasi amplifier dan PA1 sebagai inputan dari penguatan tekanan yang beresilasi. Dua sinyal ini akan dirubah menjadi data digital dengan tegangan referensi dari pin AREF. Data digital tersebut akan di olah berdasarkan software yang dibuat dan di simpan menjadi nilai systol dan diastole yang kemudian ditampilkan di LCD. Pin PB0 – PB2 difungsikan sebagai input keypad dimana PB0 berfungsi untuk tombol start atau memerintahkan rangkaian mikrokontroler untuk memulai proses kerja alat, dan apabila dikehendaki untuk membatalkan digunakan tombol keypad stop atau pin PB1. Rangkaian motor akan di aktifkan atau di non aktifkan melalui pin PB3. sedangkan PB4 dan PB5 difungsikan untuk mengaktifkan atau menon aktifkan rangkaian valve. Pin PC0-PC3 dirangkaian ini difungsikan sebagai jalur data untuk rangkaian LCD dan PC5-PC7 di fungsikan sebagai jalur kontrol data. Proses untuk pengiriman data dan kontrol data di LCD ini diatur oleh software.



Gambar3.8 Rangkaian Mikrokontroler ATMega16

Gambar 3.8 yang ada di atas merupakan sebuah rangkaian minimum sistem pada Atmega16.

3.2.6 Display LCD M1632

Berfungsi untuk menampilkan atau memberikan informasi dari hasil proses pengolahan data (menampilkan nilai *sistol dan diastol*). Alat ini menggunakan LCD dengan tipe M1632.

LCD Display Module M1632 buatan Seiko Instrument Inc. terdiri dari dua bagian, yang pertama merupakan panel LCD sebagai media penampil informasi dalam bentuk huruf/angka dua baris, masing-masing baris bisa menampung 16 huruf/angka.

Bagian kedua merupakan sebuah sistem yang dibentuk dengan mikrokontroler yang ditempelkan dibalik pada panel LCD, berfungsi untuk mengatur tampilan informasi serta berfungsi mengatur komunikasi M1632 dengan mikrokontroler yang memakai tampilan LCD itu. Dengan demikian pemakaian M1632 menjadi sederhana, sistem lain yang M1632 cukup

mengirimkan kode-kode ASCII dari informasi yang ditampilkan seperti layaknya memakai sebuah printer.

Untuk berhubungan dengan mikrokontroler pemakai, M1632 dilengkapi dengan 8 jalur data (**DB0..DB7**) yang dipakai untuk menyalurkan kode ASCII maupun perintah pengatur kerjanya M1632. Selain itu dilengkapi pula dengan **E**, **R/W** dan **RS** seperti layaknya komponen yang kompatibel dengan mikroprosesor.

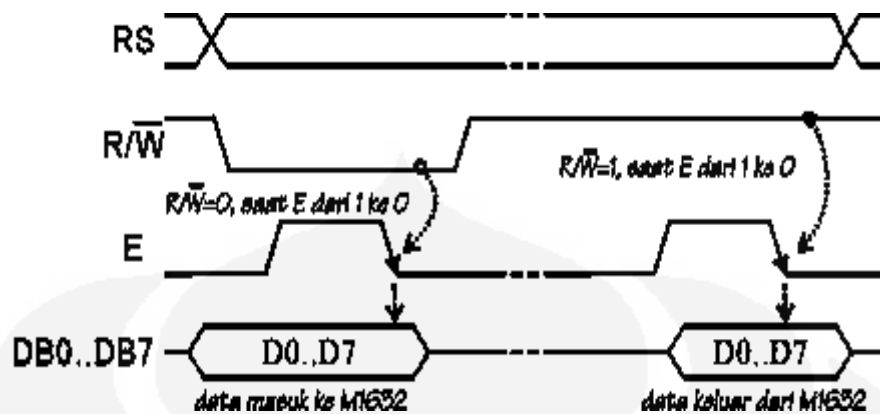
Kombinasi ainyal **E** dan **R/W** merupakan sinyal standar pada komponen buatan Motorola. Sebaliknya sinyal-sinyal dari MCS51 merupakan sinyal khas Intel dengan kombinasi sinyal **WR** dan **RD**.

RS, singkatan dari Register Select, dipakai untuk membedakan jenis data yang dikirim ke M1632, kalau **RS=0** data yang dikirim adalah perintah untuk mengatur kerja M1632, sebaliknya kalau **RS=1** data yang dikirim adalah kode ASCII yang ditampilkan.

Demikian pula saat pengambilan data, saat **RS=0** data yang diambil dari M1632 merupakan data status yang mewakili aktivitas M1632, dan saat **RS=1** maka data yang diambil merupakan kode ASCII dari data yang ditampilkan.

Proses mengirim/mengambil data ke/dari M1632 dapat digambarkan dalam Gambar 3.9, yang dapat dijabarkan sebagai berikut :

- a. **RS** harus dipersiapkan dulu, untuk menentukan jenis data seperti yang telah dibicarakan di atas.
- b. **R/W** di-nol-kan untuk menandakan akan diadakan pengiriman data ke M1632. Data yang akan dikirim disiapkan di **DB0..DB7**, sesaat kemudian sinyal **E** di-satu-kan dan di-nol-kan kembali. Sinyal **E** merupakan sinyal sinkronisasi, saat **E** berubah dari 1 menjadi 0 data di **DB0 .. DB7** diterima oleh M1632.
- c. Untuk mengambil data dari M1632 sinyal **R/W*** di-satu-kan, menyusul sinyal **E** di-satu-kan. Pada saat **E** menjadi 1, M1632 akan meletakkan datanya di **DB0 .. DB7**, data ini harus diambil sebelum sinyal **E** di-nol-kan kembali.



Gambar 3.9 Mengirim/mengambil data ke/dari M1632
(Interface 2B, Sinyal Interface M1632 LCD Module)

LCD M1632 mempunyai seperangkat perintah untuk mengatur tata kerjanya, perangkat perintah tersebut meliputi perintah untuk menghapus tampilan, meletakkan kembali cursor pada baris/huruf pertama baris pertama, menghidup/mematikan tampilan dan lain sebagainya.

Setelah diberi catu daya, ada beberapa langkah persiapan yang harus dikerjakan dulu agar M1632 bisa dipakai, langkah-langkah tersebut antara lain adalah:

- a. Tunggu dulu selama 15 mili-detik atau lebih.
- b. Kirimkan perintah 30h, artinya transfer data antar M1632 dan mikrokontroler dilakukan dengan mode 8 bit
- c. Tunggu selama 4.1 mili-detik
- d. Kirimkan sekali lagi perintah 30h
- e. Tunggu lagi selama 100 mikro-detik

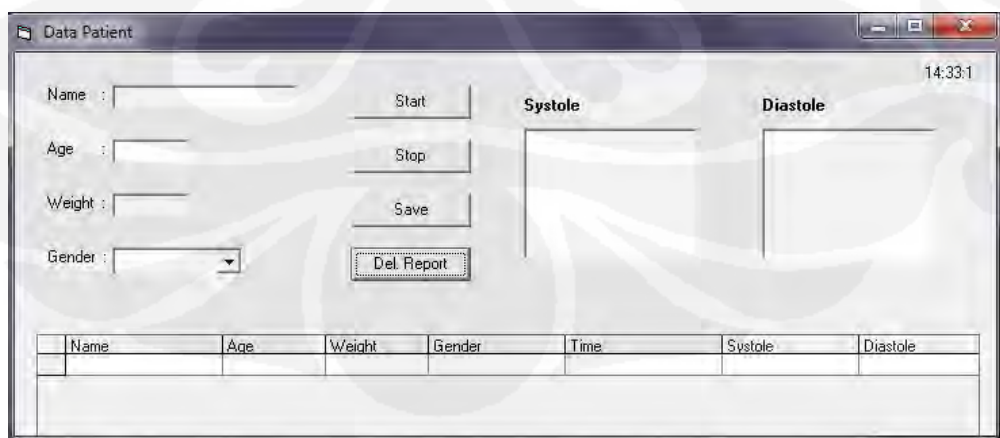
Setelah langkah-langkah tersebut di atas M1632 barulah bisa menerima data dan menampilkannya dengan baik. Pada awalnya tampilan akan nampak kacau, dengan demikian perlu segera dikirim perintah menghapus tampilan dan lain sebagainya.

3.2.7 Komputer dengan software Visual Basic

Visual Basic adalah salah satu bahasa pemrograman komputer. Bahasa pemrograman adalah perintahperintah yang dimengerti oleh komputer untuk melakukan tugas-tugas tertentu. Bahasa pemrograman visual basic, yang dikembangkan oleh Microsoft sejak tahun 1991, merupakan pengembangan dari pendahulunya yaitu bahasa pemrograman BASIC (Beginner's All-purpose Symbolic Instruction Code) yang dikembangkan pada era 1950-an. Visual basic merupakan salah satu *development tool* yaitu alat bantu untuk membuat berbagai macam program komputer, khususnya yang menggunakan sistem operasi windows. Visual basic merupakan salah satu bahasa pemrograman komputer yang mendukung object (*Object Oriented Programming = OOP*).

Pada rancangan alat ini, komputer dengan menggunakan software visual basic berfungsi untuk mengontrol alat dari luar dimana hasil pengukurannya langsung ditampilkan dan dapat disimpan kedalam bentuk database.

Pada Gambar 3.10 memperlihatkan tampilan windows visual basic yang nantinya digunakan untuk mengirim perintah kepada alat pengukur tekanan darah supaya bekerja. Dengan menekan tombol start, komputer akan mengirim sinyal kepada alat pengukur melalui interface serial RS232 untuk bekerja. Setelah hasil pengukuran diperoleh alat akan mengirimkan data pengukurannya ke komputer dan hasilnya langsung ditampilkan pada windows.



Gambar 3.10 Tampilan windows Visual Basic

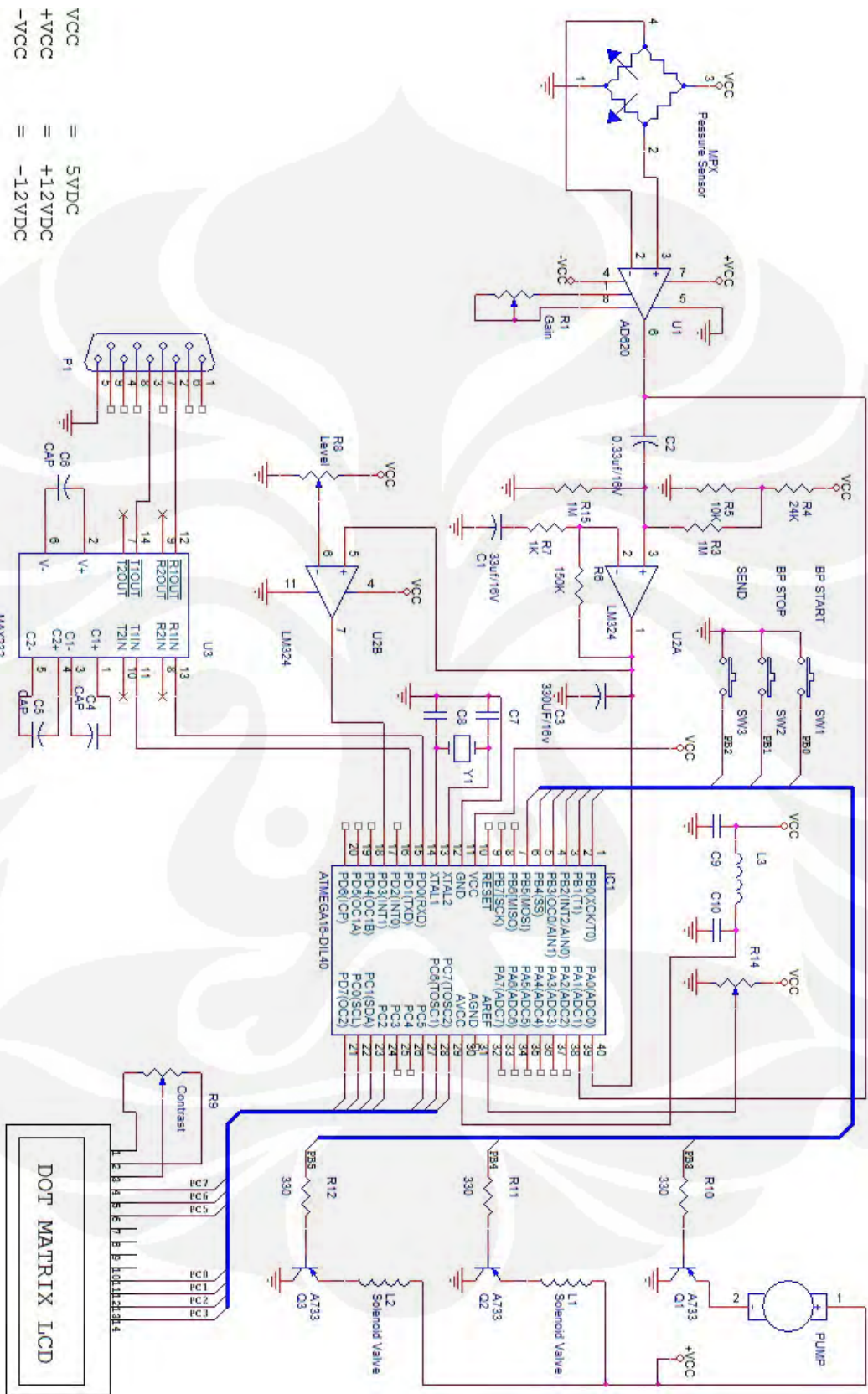
Tombol save pada windows berfungsi untuk menyimpan data pasien kedalam bentuk file database. Hasil penyimpanan data dapat dilihat pada Gambar 3.11, dimana database ini akan menyimpan data pasien berupa nama, umur, berat badan, nilai systolic dan diastolic serta waktu pengukurannya.



Name	Age	Weight	Gender	Time	Systol	Diasto	Add New Field
pasien1	28	76	Male	22:33:17	128	80	
pasien2	40	80	Male	16:59:51	115	78	
pasien3	23	55	Female	17:0:19	110	68	
pasien4	30	78	Male	17:2:17	130	85	
*							

Gambar 3.11 Bentuk database pasien

3.3. Diagram Skematik



Gambar3.12 Rangkaian Schematic Keseluruhan alat

Pada Gambar 3.9 ditampilkan gambar rangkaian secara keseluruhan untuk alat pengukur tekanan darah otomatis. Ini merupakan gabungan dari keseluruhan komponen yang sudah dijelaskan pada sub 3.2.

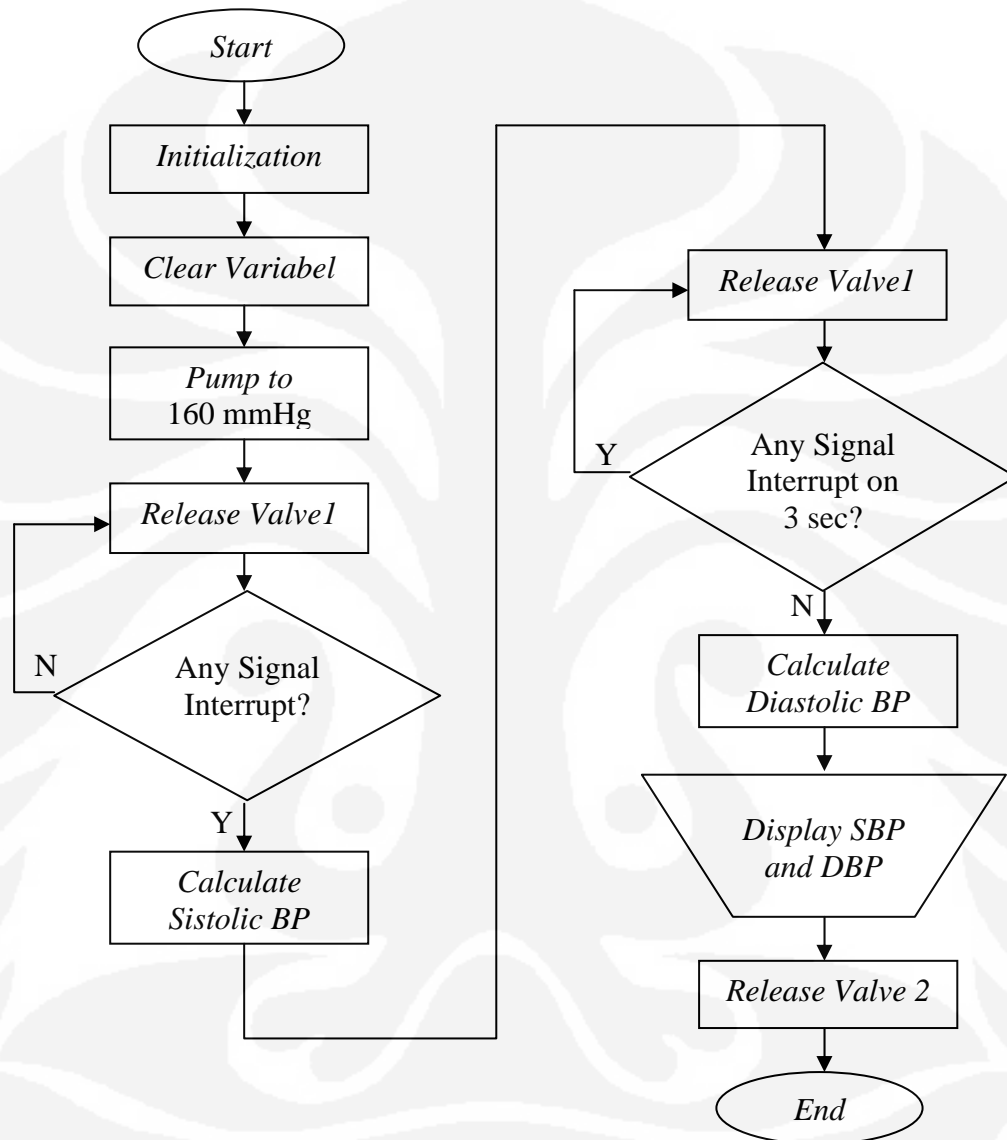
Pada saat tombol BP Start di tekan, mikrokontroler akan memerintahkan *rolling pump* bekerja sehingga udara akan masuk ke cuff. Pada saat itu pula sensor akan memantau tekanan udara yang ada di dalam cuff dan memberikan sinyal yang sudah dikuatkan oleh rangkaian amplifir ke mikrokontroler, bila tekanan sudah mencapai pada tekanan 160 mmHg mikrokontroler memberi perintah supaya *rolling pump* berhenti memompa, lalu mikrokontroler akan mengecek apakah akan ada sinyal *interrupt* yg menandakan bahwa adanya denyut pada tekanan tersebut. Bila ternyata ditemukan adanya denyut maka *rolling pump* akan diperintahkan untuk memompa kembali sampai pada akhirnya tidak ditemukan lagi adanya denyut.

Setelah denyut sudah tidak ditemukan lagi maka mikrokontroler akan memerintahkan solenoid valve1 untuk melepas udara secara perlahan dan rangkaian sensor tetap memantau tekanan udara yang ada di dalam cuff. Pada saat denyut ditemukan maka penguat osilasi akan memperkuat sinyal tersebut dan rangkaian komparator akan membandingkan tegangan yang dikirim oleh penguat osilasi, bila tegangan tersebut lebih besar dari 1,59 V maka sinyal tersebut akan dijadikan sebagai sinyal *interrupt* pada mikrokontroler.

Pada saat pertama kali mikrokontroler menerima *interrupt* dari rangkaian komparator mikrokontroler akan menyimpan data pengukuran tekanan pada memory. Ketika mikrokontroler tidak menerima *interrupt* lagi, maka *interrupt* yang terakhir diterima akan dicatat besar tekanannya. Nilai tekanan yang didapat pada saat pertama kali menerima *interrupt* dijadikan nilai systolic dan nilai tekanan yang didapat pada saat terakhir kali menerima *interrupt* akan dijadikan nilai diastolic. Nilai systolic dan diastolic yang didapat akan ditampilkan pada LCD. Selanjutnya mikrokontroler akan memerintahkan solenoid valve2 untuk merelease semua udara yang ada di dalam cuff.

3.4 Diagram Alir Pengukuran Tekanan Darah Otomatis

Gambar 3.10 berikut ini merupakan diagram alir yang menunjukkan proses pengukuran tekanan darah systolic dan diastolic.



Gambar 3.13 Diagram alur proses pengukuran tekanan darah.

BAB 4

PENGUJIAN DAN ANALISA

Dalam bab ini penulis akan menjelaskan mengenai proses persiapan ujian, metode pengujian serta penyajian data hasil pengujian dan analisa hasil pengukurannya. Sebelum dilakukan pengujian terlebih dahulu ditentukan titik – titik pengukuran terhadap sistem alat dan. Adapun hasil pendataan akan dijadikan perbandingan dengan teori penunjang.

4.1 Persiapan Pendataan

Untuk dapat menunjang pengujian serta mendapatkan hasil – hasil pengukuran maka dibutuhkan beberapa persiapan peralatan dan perlengkapan sebagai berikut :

1. Alat pengukur tekanan darah yang sudah dirancang penulis
2. Multimeter Digital
3. Manometer
4. Oscilloscope
5. Stetoscope
6. Tool Set dan kelengkapan lainnya

4.2 Pengukuran Test Point

Pendataan pada test point yang telah ditentukan dilakukan setelah melakukan kalibrasi. Kalibrasi pada alat ini dapat lakukan dengan membandingkan antara tegangan output dari sensor tekanan dengan tegangan output dari rangkaian penguat instrument.

4.2.1 Pengukuran sensor dan instrumen amplifier

Test point dilakukan pada rangkaian penguat sinyal, pada tekanan antara 50mmHg hingga 250mmHg. Hasil dari pengukuran test point ini dapat dilihat pada Tabel 4.1

Tabel 4.1 Hasil Pengukuran Pada Instrument Amplifier

TEKANAN (mmHg)	Tegangan Output Sensor tekanan (mVolt)	Tegangan Output Instrument Amplifier (Volt)
0	0	0
50	2,5	0.53
100	5	1.03
150	7.7	1.59
200	1.03	2.1
250	12.8	2.62

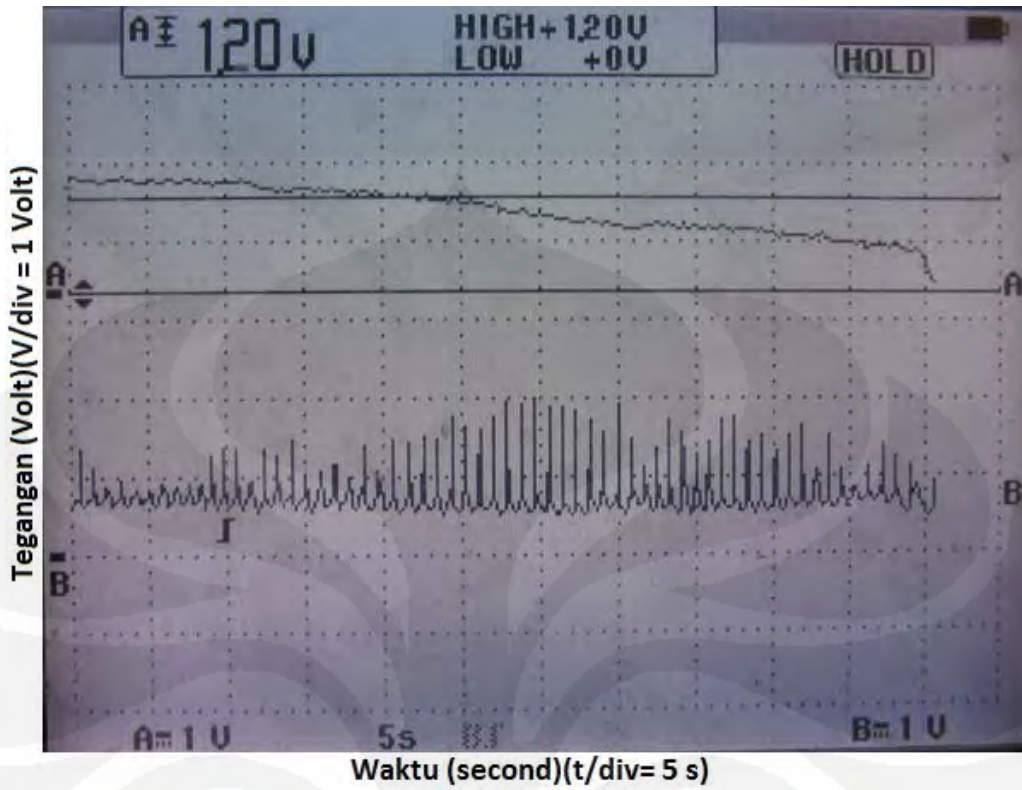
4.2.2 Pengukuran instrumen amplifier dan osilasi amplifier

Berikut ini adalah data capture dari hasil pengukuran dengan menggunakan oscilloscope pada output instrumen amplifier yang ditunjukkan oleh grafik A, dan output pada osilasi amplifier yang ditunjukkan oleh grafik B (ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan 4.2).

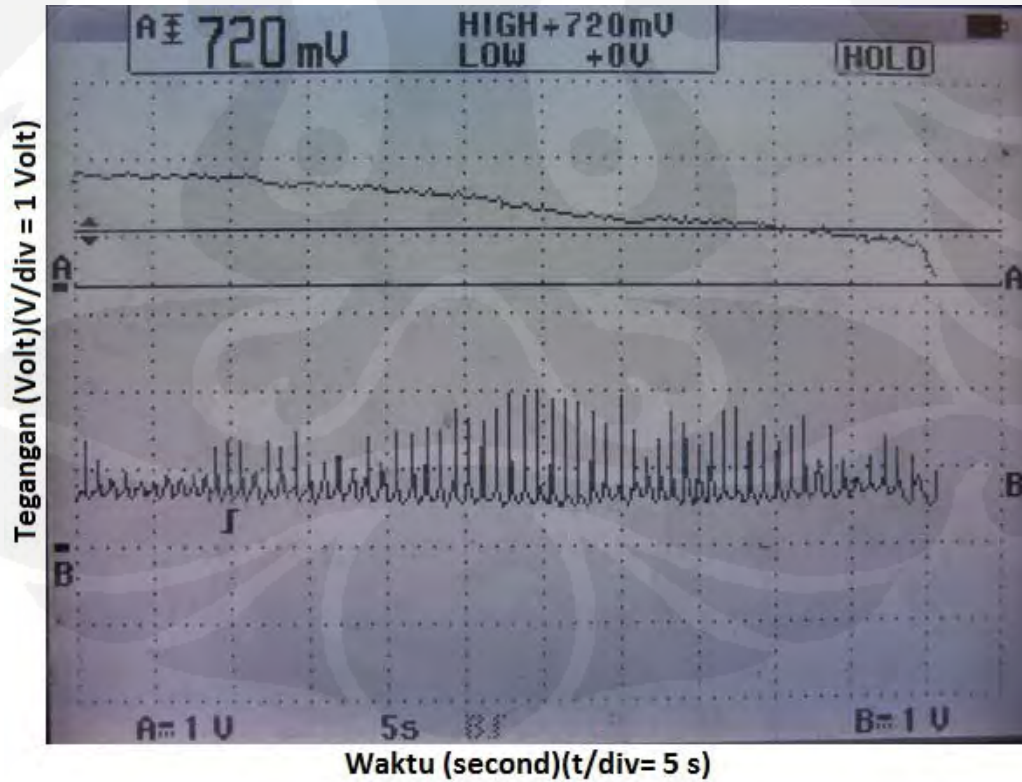
Percobaan ini dilakukan dengan cara melakukan pengukuran tekanan darah secara manual yang menggunakan stetoscope dan pressure meter analog. Dimana cuff yang digunakan sudah terhubung dengan sensor tekanan yang terdapat pada rangkaian instrument amplifier dan osilasi amplifier. Selama pengukuran dilakukan dilakukan perekaman nilai output pada rangkaian instrument amplifier dan osilasi amplifier.

Dari hasil pengukuran tekanan darah yang dilakukan secara manual, didapatkan nilai systolic yang merupakan pertama kali dapat didengar suara denyut pembuluh darah arteri sebesar 120 mmHg, dan nilai diastolic yang merupakan terakhir kali dapat didengar suara denyut pada pembuluh darah arteri sebesar 72 mmHg.

Bila mengacu pada penyetingan dari instrumen amplifier, dimana tekanan sebesar 100 mmHg akan menghasilkan tegangan sebesar 1 Volt. Maka didapatlah posisi sistolic dan diastolic yang dapat dilihat pada gambar 4.1 dan 4.2.



Gambar 4.1 Grafik dimana posisi systolic ditemukan

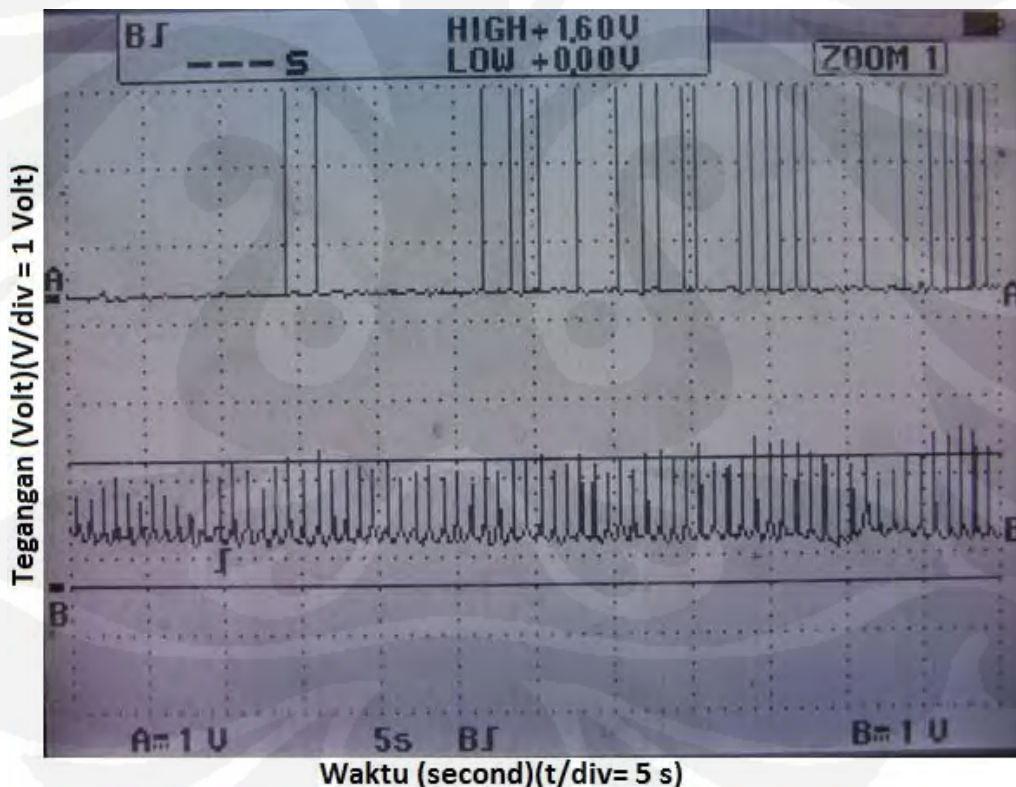


Gambar 4.2 Grafik dimana posisi diastolic ditemukan

4.2.3 Pengukuran output komparator dan oscillasi amplifier

Pengukuran ini dilakukan dengan cara yang sama pada percobaan sebelumnya. Hanya saja pada percobaan ini pengukuran dilakukan pada output rangkaian komparator yang dapat dilihat pada grafik A terhadap rangkaian osilasi amplifier pada grafik B.

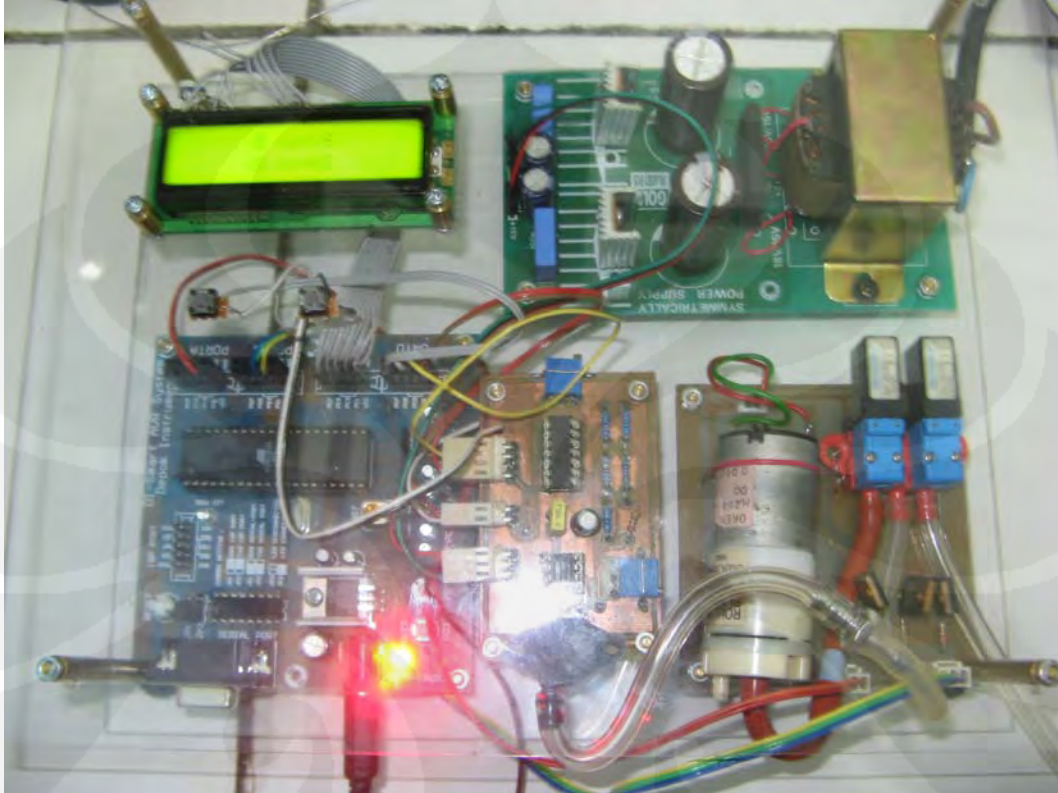
Pada rangkaian komparator sudah di set tegangan sebesar 1.59 volt, yang digunakan sebagai komparasi dari output rangkaian osilasi amplifier. Jika rangkaian osilasi amplifier memberikan tegangan output yang lebih besar dari tegangan yang di set pada rangkaian komparator, maka rangkaian komparator akan memberikan sinyal interrupt pada rangkaian mikrokontroler. Pada Gambar 4.3 dapat dilihat sinyal interrupt pada grafik A, sinyal tersebut muncul pada saat output dari osilasi amplifier menghasilkan tegangan diatas 1.59 Volt.



Gambar4.3 Grafik output komparator dan oscillasi amplifier

4.3 Hasil Pengujian Alat Pengukur Tekanan Darah

Gambar 4.3 dibawah ini adalah gambar dari alat pengukur tekanan darah otomatis yang telah dirancang.

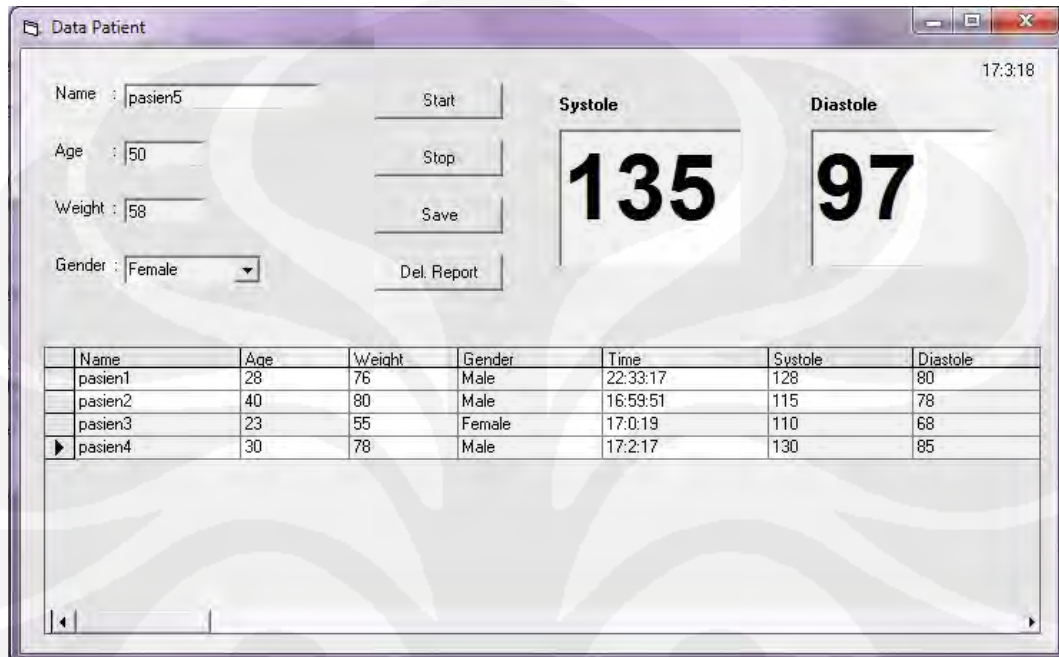


Gambar 4.4 Alat pengukur tekanan darah otomatis yang telah dirancang.

Dengan menggunakan alat pengukur tekanan darah secara otomatis, data yang diperoleh langsung di kirim ke komputer melalui komunikasi serial RS 232. Dengan menggunakan program visual basic data pengukuran yang diterima oleh komputer dapat disimpan ke dalam file database. Sehingga kapanpun dibutuhkan, data tersebut dapat dilihat kembali.

Pada Gambar 4.4 menunjukkan tampilan data pasien yang diperoleh dengan menggunakan program visual basic. Pada program ini ada empat buah tombol yang memiliki fungsi tersendiri. Tombol *Start* berfungsi untuk memberikan perintah kepada alat untuk melakukan pengukuran tekanan darah. Tombol *Stop* berfungsi untuk membatalkan pengukuran yang sedang berlangsung, tombol ini cukup penting ketika tombol start sudah ditekan tetapi persiapan ke pasien masih belum sempurna. Tombol *Save* berfungsi untuk menyimpan data pengukuran ke dalam database program, dan tombol *Del. Report* berfungsi untuk menghapus data

yang ada di dalam database. Pada program ini juga terdapat beberapa kotak dialog yang berfungsi untuk mengisi biodata pasien dimulai dari nama, umur, berat badan dan jenis kelamin pasien. Sehingga data yang akan disimpan kedalam database lengkap dengan biodata pasien.



Gambar 4.5 Tampilan data pasien pada komputer dengan menggunakan program visual basic

4.4 Analisa Data

Berikut ini adalah tabel data perbandingan pengukuran tekanan darah dengan pengukuran dari unit *patient monitoring* tipe DASH 3000 yang sudah terkalibrasi dari pabrik. Pengambilan data dilakukan sebanyak dua kali, pengukuran1 dilakukan pada tangan kanan penulis dan pengukuran2 dilakukan pada tangan kiri penulis. Hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 4.2

Tabel 4.2 Data perbandingan pengukuran tekanan darah terhadap unit lain

No. Pengukuran	Penguoran DASH 3000		Pengukuran Alat	
	Systolic	Diastolic	Systolic	Diastolic
Pengukuran1	123	64	128	69
Pengukuran2	119	69	130	73

Analisa perbandingan pengukuran dan persen kesalahan:

Pengukuran1:

DASH 3000 : systolic = 123 ; diastolic = 64

Alat : systolic = 128 ; diastolic = 69

Persen kesalahan pada alat:

$$\begin{aligned} \% \text{ kesalahan Sistolic} &= (128 - 123) \times 100\% / 123 \\ &= \mathbf{4,06\%} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \% \text{ kesalahan Diastolic} &= (69 - 64) \times 100\% / 64 \\ &= \mathbf{7,81\%} \end{aligned}$$

Pengukuran2:

DASH 3000 : systolic = 119 ; diastolic = 69

Alat : systolic = 130 ; diastolic = 73

Persen kesalahan pada alat :

$$\begin{aligned} \% \text{ kesalahan Sistolic} &= (119 - 130) \times 100\% / 119 \\ &= \mathbf{9,24\%} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \% \text{ kesalahan Diastolic} &= (69 - 73) \times 100\% / 69 \\ &= \mathbf{5,79\%} \end{aligned}$$

Dari hasil perhitungan diatas persen kesalahan yang terjadi adalah 4% - 9,24%. Persen kesalahan tersebut masih dapat dikurangi bila alat yang dirancang ini dikalibrasi dengan menggunakan alat kalibrasi yang seharusnya.

BAB 5

KESIMPULAN

Berdasarkan dari hasil pembahasan bab-bab sebelumnya dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Alat penukur tekanan darah ini sudah dapat melakukan pengukuran dengan cepat dan akurat dengan persen kesalahannya adalah 4% - 9,24%.
2. Hubungan kecepatan pengukuran dan akurasi pengukuran akan berbanding terbalik. Karena bila valve terlalu cepat melakukan pembuangan udara maka hasil pembacaan alat menjadi kurang tepat.
3. Alat ini masih belum bisa menampilkan pesan kesalahan di dalam pengukuran.
4. Kekurangan pada alat ini adalah bila pasien melakukan pergerakan pada saat mengukur maka akan terjadi kesalahan dalam pengukuran sistolic. Untuk mengatasi kekurangan ini perlu perbaikan program sehingga untuk mengukur nilai sistolic harus menunggu sinyal yang stabil terlebih dahulu.

DAFTAR REFRENSI

1. Mokh. Sholihul Hadi, *Mengenal Mikrokontroller AVR ATmega16*. Ilmu Komputer.com
2. Joseph Hines, *Automated Digital Blood Pressure Meter*
3. Pearce, Evleyn C., *Anatomi dan Fisiologi Untuk Paramedis*, Jakarta, 1979
4. S. Wasito, John G, *Medical Instrumentation Application and Design*, Hough Mifflin Company, New York
5. Coughlin, Robert F, dan Discoll Frederick F., *Penguat Operasional Dan Rangkaian Terpadu Linear*, Erlangga, Jakarta, 1994
6. [Http://www.google.com/Sistem Instrumentasi/](http://www.google.com/Sistem%20Instrumentasi/)
7. [Http://www.google.com/Sensor dan transduser/](http://www.google.com/Sensor%20dan%20transduser/)



LAMPIRAN

LISTING PROGRAM ASEMBLER

Main Program

```
.include "m16def.inc"  
.include "reg_ini.inc"
```

```
.org $00  
  rjmp start  
.org INT1addr  
  rjmp IntV0  
.org OVF1addr  
  rjmp timer1  
  
.org ADCCaddr  
  rjmp adcr1  
.org URXCaddr  
  rjmp re
```

.DSEG

```
.ORG $60  
  Data_tamp  :.BYTE 5  
  Dis_p      :.BYTE 1  
  Bcd        :.BYTE 3  
  Data_val   :.BYTE 1
```

.cseg

```
.org $60
```

start:

```
  ldi      temp,low(RAMEND)  
  out     SPL,temp  
  ldi      temp,high(RAMEND)  
  out     SPH,temp  
  ldi      temp,$ff  
  out     DDRB,temp  
  ldi      temp,$00  
  out     PORTB,temp  
  ldi      temp,$00  
  out     DDRD,temp  
  ldi      temp,$ff  
  out     PORTD,temp  
  ldi      temp,$00  
  out     DDRA,temp  
  ldi      temp,$00  
  out     DDRA,temp  
  SEI  
  rjmp   ukur
```

```

Serial_init:
;*****;
;Serial_init      ;
;9600 | N | 1 use rx int;
;*****;
    SEI
    ldi        temp,0
    out        ubrrh,temp
    ldi        temp,51
    out        ubrrl,temp
    ldi        temp, (1<<RXCIE)|(0<<TXCIE)|(1<<RXEN)|(1<<TXEN)
    out        UCSRB,temp
    ldi        temp, (1<<URSEL)|(0<<USBS)|(3<<UCSZ0)
    out        UCSRC,temp

.include "display.asm"

ukur:
    SEI
    sbrc      tanda,bpm_stat1
    rjmp     start_motor
    sbrc      tanda,bpm_stop1
    rjmp     stop_bp

    SEI
    sbis     PIND,6
    rjmp     Start_motor
    sbis     PIND,7
    rjmp     Stop_bp
selesai2:
    rjmp     ukur

```

```

;*****
re:
    in        temp,UDR
    cpi        temp,'A'
    breq      set_start
    cpi        temp,'B'
    breq      set_stop
    rjmp      null
set_stop:
    sbr        tanda,bpm_stop
    rjmp      stop_bp
    rjmp      null
set_start:
    sbr        tanda,bpm_stat
null:
    reti
;*****
Start_motor:
    cbr        tanda,pump_on
    sbi        PORTB,1
    sbi        PORTB,2
    sbi        PORTB,3
hold_pump:
    rcall      cek_pressure
    sbrs      tanda,pump_on1
    rjmp      hold_pump
    rcall      ldelay
    rcall      ldelay
    sbr        tanda,pulse
    rcall      bleed
    rcall      ldelay

test_pulse:
    rcall      ldelay4
    rcall      ldelay
    ldi        temp,(0<<INT1)
    out        GICR,temp
    rcall      bleed

    ldi        temp,(1<<ISC11)|(1<<ISC10)
    out        MCUCR,temp
    ldi        temp,(1<<INT1)
    out        GICR,temp
    rcall      ldelay
    sbrs      tanda,pulse1
    rjmp      open
    rjmp      test_pulse

```



```

timer1:
    nop
    ldi        Temp,(0<<CS12)|(0<<CS11)|(0<<CS10)
    out        TCCR1B,temp
SEI
    ldi        temp,$01
    out        ADMUX,temp
    ldi        temp,(1<<ADEN)|(1<<ADIE)
    out        ADCSR,temp
    rcall     delay
    ldi        temp,(1<<ADEN)|(1<<ADSC)|(1<<ADIE)|(0<<ADPS2)|(0<<ADPS1)|(1<<ADPS0)
    out        ADCSR,temp
    sleep

;display1:
    ldi        dv32uL1,3
    ldi        dv32uL2,0
    ldi        dv32uH1,0
    ldi        dv32uH2,0
    mov        dd32uL1,R0
    mov        dd32uL2,R1
    ldi        dd32uH1,0
    ldi        dd32uH2,0
    rcall     div32u
    mov        R0,dres32uL1
    mov        R1,dres32uL2

    ldi        temp,$41
    sts        dis_p,temp
    mov        tim_val0,r0
    mov        tim_val1,r1
    rcall     bin2BCD16
    ldi        lbuf,$80
    rcall     disp
    nop
    cbi        PORTB,1
    cbi        PORTB,2
    cbi        PORTB,3
    rcall     send_baud
    sbr        tanda,bpm_dias
    reti

```

```

Stop_bp:
    cbi          PORTB,1
    cbi          PORTB,2
    cbi          PORTB,3
    rjmp        selesai2

;*****
send_baud:
    mov         temp,R0
    out         UDR,temp
reep:
    sbis        UCSRA,TXC
    rjmp        reep
    ret

;*****

Bleed:
;***
;    sbic        PIND,5
;    rjmp        terus
;    rjmp        bleed
;****

terus:
    cbi          PORTB,valve1
    rcall       ldelay4
    sbi          PORTB,Valve1
;
    ret

Bleed1:

    cbi          PORTB,valve1
    cbi          portb,valve2
    rcall       ldelay4
    rcall       ldelay4
    rcall       ldelay4
    rcall       ldelay4

    sbi          PORTB,Valve1
    sbi          portb,valve2
;    rjmp        ulang
    ret

```



```
,*****  
,  
,*****
```

amess:

SEI

ldi temp,(1<<SE)|(1<<SM0)|(1<<ISC11)|(1<<ISC10)

out MCUCR,temp

ldi temp,\$01

out ADMUX,temp

ldi temp,(1<<ADEN)|(1<<ADIE)

out ADCSR,temp

rcall delay

ldi

temp,(1<<ADEN)|(1<<ADSC)|(1<<ADIE)|(0<<ADPS2)|(0<<ADPS1)|(1<<ADPS0)

out ADCSR,temp

sleep

display1:

ldi dv32uL1,3

ldi dv32uL2,0

ldi dv32uH1,0

ldi dv32uH2,0

mov dd32uL1,R0

mov dd32uL2,R1

ldi dd32uH1,0

ldi dd32uH2,0

rcall div32u

mov R0,dres32uL1

mov R1,dres32uL2

ldi temp,01

sts dis_p,temp

mov tim_val0,r0

mov tim_val1,r1

rcall bin2BCD16

ldi lbuf,\$80

rcall disp

rcall send_baud

rjmp selesai

```
; _____  
;  
; _____  
cek_pressure:
```

```
    rcall    delay  
    SEI  
    ldi      temp,(1<<SE)|(1<<SM0)  
    out      MCUCR,temp  
    ldi      temp,$01  
    out      ADMUX,temp  
    ldi      temp,(1<<ADEN)|(1<<ADIE)  
    out      ADCSR,temp  
;rcall    delay  
    ldi      temp,(1<<ADEN)|(1<<ADIE)|(1<<ADPS2)|(1<<ADPS1)|(1<<ADPS0)  
    out      ADCSR,temp  
    rcall    delay  
    sbi      ADCSR,ADSC  
    sleep  
    clc  
    clz  
    mov      r18,r0  
    mov      r19,r1  
    ldi      r16,Low(480)  
    ldi      r17,high(480)  
    cp       r18,r16  
    cpc     r19,r17  
    breq     step1  
    brcc     step1  
    sbi      PORTB,1  
  
display2:  
    ldi      temp,$b  
    sts      dis_p,temp  
    mov      tim_val0,r0  
    mov      tim_val1,r1  
    rcall    bin2BCD16  
    ldi      lbuf,$80 ;*****  
    rcall    disp  
    ret  
    rjmp     selesai  
  
step1:  
    cbi      PORTB,1  
    sbr      tanda,1  
    rjmp     display2
```

```

;*****
;
;ADC Interrupt
;*****
adcr1:
    cli
    ldi        temp,(1<<ADEN)|(0<<ADSC)|(0<<ADIE)
    out        ADCSR,temp
    in         r0,ADCL
    in         r1,ADCH
    reti
;*****
;*****
IntV0:
    ldi        temp,(0<<INT1)
    out        GICR,temp
    inc        count1
    cbi        PORTB,0
tunggu1:
    sbic      pind,3
    rjmp      amess
    rjmp      tunggu1
selesai:
amess1:
;    rcall    amess
    sbi      PORTB,0
    reti

```

Program Display

```

;rjmp ukur
    ldi        temp,$ff
    out        set_lcd_p,temp
    ldi        temp,$ff
    out        lcd_p,temp
init:
    ldi        lbuf,$30
    rcall      write_instc
    rcall      ldelay

    rcall      write_instc
    rcall      ldelay

    rcall      write_instc
    rcall      delay
    rcall      ldelay

```

```

ldi          lbuf,$20
rcall write_inst
rcall ldelay
ldi          lbuf,$28
rcall write_inst
rcall delay
ldi          lbuf,$04
rcall write_inst
rcall delay
ldi          lbuf,$0c
rcall write_inst
rcall delay
ldi          lbuf,$01
rcall write_inst
rcall delay

ldi          ZH,high(2*message) ; Load high part of byte address into ZH
ldi          ZL,low(2*message)  ; Load low part of byte address into ZL

loadbyte:
ldi          r19,$03
ulang1:
ldi          r18,17              ; Load byte from program memory into r0

tulisa:
ldi          lbuf,$80
rcall write_inst
tulis1:
dec          r18
breq tulisb
lpm
mov          lbuf,r0
rcall write_dat
adiw ZL,1          ; Increase Z registers
rjmp tulis1

tulisb:
ldi          r18,17
ldi          lbuf,$c0
rcall write_inst
tulisc:
dec          r18
breq quit1
lpm
mov          lbuf,r0
rcall write_dat
adiw ZL,1
rjmp tulisc

; Increase Z registers

```

```

quit1:
    dec        r19
    brne      ulang1

    rjmp      ukur

write_instc:

    cbi        lcd_P,rs
    cbi        lcd_P,rw
    sbi        lcd_P,e
    mov        temp,lbuf
;swap temp
;ori         temp,$04
;andi        temp,$ff
ori          temp,$0f
andi         temp,$fc
out          lcd_P,temp
rcall        delay
cbi          lcd_P,e
rcall        delay
sbi          lcd_P,e
rcall        delay
ret

write_inst:
    cbi        lcd_P,rs
    cbi        lcd_P,rw
    sbi        lcd_P,e
    mov        temp,lbuf
;swap temp
;ori         temp,$f0
;andi        temp,$6f
ori          temp,$0f
andi         temp,$fc
out          lcd_P,temp
rcall        delay
cbi          lcd_P,e
rcall        delay
sbi          lcd_P,e
rcall        delay
mov          temp,lbuf
swap         temp
;ori         temp,$f0
;andi        temp,$6f
ori          temp,$0f
andi         temp,$fc
;
out          lcd_P,temp
rcall        delay

```

```

    cbi        lcd_P,e
    rcall     delay
    sbi        lcd_P,e
    rcall     delay
    ret
    rjmp     ukur

write_dat:
    sbi        lcd_P,rs
    cbi        lcd_P,rw
    sbi        lcd_P,e
    rcall     delay
    mov       temp,lbuf
    ori       temp,$0f
    andi     temp,$fd
    out       lcd_P,temp
    rcall     delay
    cbi        lcd_P,e
    rcall     delay
    sbi        lcd_P,e
    mov       temp,lbuf
    swap     temp
    ori       temp,$0f
    andi     temp,$fd
    out       lcd_P,temp
    rcall     delay
    rcall     delay
    cbi        lcd_P,e
    rcall     delay
    sbi        lcd_P,e
    rcall     delay
    ret

.include "aritmatic.asm"
;*****;
;Sub rutin untuk menampilkan data ;
;*****;
disp:
    ldi       jml_dg,$00
    ldi       yl,data_tamp
    lds       temp,dis_p
    ;ldi      lbuf,$c0
    or        lbuf,temp

    rcall     write_inst

```

```

nol_lagi:
    ld        lbuf,y+
    cpi      lbuf,$30
    brne     cetak
    ldi      lbuf,$20
    rcall    write_dat
    cpi      yl,$64
    brne     nol_lagi
    ld        lbuf,y+
    cpi      lbuf,$30
    brne     cetak
    rcall    write_dat
    ret

cetak:
    rcall    write_dat
    ld        lbuf,y+
    cpi      yl,$66
    brne     cetak
    ret

delay:
    ldi      r20, 1
    ldi      r21, 10
    ldi      r22, 100

delay1:
    dec      r22
    brne     delay1
    dec      r21
    brne     delay1
    dec      r20
    brne     delay1
    ret

delay2:
    ldi      temp,1
    mov      r7,temp
    ldi      temp,200
    mov      r8,temp
    ldi      temp,1
    mov      r9,temp

delay3:
    dec      r9
    brne     delay3
    dec      r8
    brne     delay3
    dec      r7
    brne     delay3
    ret

```

```
ldelay:
    ldi    r20, 10
    ldi    r21, 5
    ldi    r22, 100
```

```
ldelay1:
    dec    r22
    brne   ldelay1
    dec    r21
    brne   ldelay1
    dec    r20
    brne   ldelay1
    ret
```

```
ldelay4:
    ldi    r20, 2
    ldi    r21, 75
    ldi    r22, 100
```

```
ldelay14:
    dec    r22
    brne   ldelay14
    dec    r21
    brne   ldelay14
;    dec    r20
;    brne   ldelay14
    ret
```

message:

```
.db    "*****"
.db    "   *****   "
.db    "           "
.db    "%%%%%%%%%%"
.db    "  0 mmHG  "
.db    "  0 mmHG  "
```


LISTING PROGRAM VISUAL BASIC

```
Dim cnn As New ADODB.Connection

Private Sub Command1_Click()
MSComm1.Output = "A"
End Sub

Private Sub Command2_Click()
MSComm1.Output = "B"

End Sub

Private Sub Command3_Click()
Timer1.Enabled = False
Adodc1.Recordset.AddNew
Adodc1.Recordset.Fields("Name") = Text1.Text
Adodc1.Recordset.Fields("Age") = Text2.Text
Adodc1.Recordset.Fields("Weight") = Text3.Text
Adodc1.Recordset.Fields("Gender") = Combo1.Text
Adodc1.Recordset.Fields("Time") = Label8.Caption
Adodc1.Recordset.Fields("Systole") = Text4.Text
Adodc1.Recordset.Fields("Diastole") = Text5.Text

Adodc1.Recordset.Update
DataGrid1.Refresh
Timer1.Enabled = True

Text1.Text = ""
Text2.Text = ""
Text3.Text = ""
Text4.Text = ""
Text5.Text = ""
Combo1.Text = ""
Label7.Visible = True

End Sub

Private Sub Command4_Click()
Adodc1.Recordset.Delete

End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click()  
Adodc1.Recordset.Delete  
End Sub
```

```
Private Sub Form_Click()  
Label7.Visible = False  
  
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
```

```
Adodc1.ConnectionString = "Provider=Microsoft.Jet.OLEDB.4.0;Data  
Source=D:\tensi\tensi.mdb;Persist Security Info=False"  
Adodc1.CommandType = adCmdText  
Adodc1.RecordSource = "SELECT * FROM tbPasien"  
Adodc1.Refresh  
Timer1.Enabled = True
```

```
' Fire Rx Event Every single Bytes  
MSComm1.RThreshold = 2
```

```
' When Inputting Data, Input 1 Byte at a time  
MSComm1.InputLen = 2
```

```
' 9600 Baud, No Parity, 8 Data Bits, 1 Stop Bit  
MSComm1.Settings = "9600,N,8,1"  
' Disable DTR  
MSComm1.DTREnable = False
```

```
' Open COM1  
MSComm1.CommPort = 2  
MSComm1.PortOpen = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub MSComm1_OnComm()
```

```
Dim Data As String  
If MSComm1.CommEvent = comEvReceive Then  
    Data = CStr(MSComm1.Input)  
    Text4.Text = Asc(Mid(Data, 1, 1))  
    Text5.Text = Asc(Mid(Data, 2, 1))  
End If  
End Sub
```

```
Private Sub Timer1_Timer()
'Dim sHari As String 'Deklarasi variabel global, karena digunakan
'Dim aHari 'oleh lebih dari satu prosedur

'aHari = Array("Minggu", "Senin", "Selasa", "Rabu", _
' "Kamis", "Jumat", "Sabtu")
'Timer1.Interval = 500 'Set property interval
'Timer1.Enabled = True 'Aktifkan jika belum...

' sHari = aHari(Abs(Weekday(Date) - 1)) 'Tampilkan hari
' Label9.Caption = "" & sHari & ", " _
' & Format(Date, "dd mmmm yyyy")
'Label8.Caption = Format(Time, "hh:mm:ss")

Dim jam, min, sec As Integer

jam = Hour(Now())
min = Minute(Now())
sec = Second(Now())

Label8.Caption = jam & ":" & min & ":" & sec

End Sub
```