



Hak Cipta Dilindungi Undang-Undang

1. Dilarang mengutip sebagian atau seluruh karya tulis ini tanpa mencantumkan dan menyebutkan sumber:
 - a. Pengutipan hanya untuk kepentingan pendidikan, penelitian, penulisan karya ilmiah, penyusunan laporan, penulisan kritik atau tinjauan suatu masalah.
 - b. Pengutipan tidak merugikan kepentingan yang wajar Unand.
2. Dilarang mengumumkan dan memperbanyak sebagian atau seluruh karya tulis ini dalam bentuk apapun tanpa izin Unand.

**RANCANG-BANGUN ALAT UKUR KADAR GULA DARAH
NON-INVASIVE MELALUI URINE BERBASIS MIKROKONTROLER
AT89S51 MENGGUNAKAN SENSOR FOTODIODA**

SKRIPSI



**EKO SATRIA
0810441004**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS ANDALAS
PADANG 2012**

RANCANG-BANGUN ALAT UKUR KADAR GULA DARAH *NON-INVASIVE* MELALUI *URINE* BERBASIS MIKROKONTROLER AT89S51 MENGGUNAKAN SENSOR FOTODIODA

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian dengan judul Rancang-Bangun Alat Ukur Kadar Gula Darah *Non-Invasive* Melalui *Urine* Berbasis Mikrokontroler AT89S51 Menggunakan Sensor Fotodiode. Penelitian ini bertujuan untuk menghasilkan model desain alat ukur gula darah *non-invasive* yaitu alat yang dapat mengukur kadar gula darah tanpa harus menguji dan memeriksa darah secara langsung dengan menggunakan *urine* sebagai spesimen berbasis mikrokontroler AT89S51 dengan menggunakan sistem sensor yang terdiri dari LED *infrared* dan fotodiode, dan menampilkan hasil pengukurannya pada LCD karakter 2x16. Penelitian ini dilakukan di laboratorium Elektronika dan Instrumentasi Jurusan Fisika Universitas Andalas dengan pengambilan sampel *urine* di Rumah Sakit M.Djamil Padang dengan mengindera tingkat kekeruhan dari spesimen uji yang telah direaksikan dengan larutan *benedict*. Kekeruhan spesimen uji akan menyebabkan intensitas cahaya inframerah yang diterima oleh sensor fotodiode berkurang. Penurunan intensitas cahaya yang diterima oleh sistem sensor ini menyebabkan kenaikan tegangan keluaran sistem kemudian dikonversi dalam bentuk digital oleh ADC 0804 dan diproses melalui mikrokontroler dan ditampilkan melalui LCD. Hasil pengukuran kadar gula darah ditampilkan pada LCD kemudian akan dibandingkan dengan kadar gula darah hasil analisis laboratorium Rumah Sakit. Dari hasil pengujian didapatkan besarnya kesalahan relatif maksimum sebesar 9.8%.

Kata Kunci : fotodiode, mikrokontroler AT89S51, ADC 0804, LCD

KATA PENGANTAR

Syukur Alhamdulillah penulis ucapkan kehadiran Allah SWT. yang senantiasa melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini yang berjudul **“Rancang Bangun Alat Ukur Kadar Gula Darah *Non-Invasive* Melalui *Urine* Berbasis Mikrokontroler AT89S51 Menggunakan Sensor Fotodiode”**. Salawat dan salam terucap kepada Nabi Muhammad SAW. seorang pemimpin umat yang tiada tanding dan bandingnya dimuka bumi ini.

Penulisan skripsi ini merupakan salah satu persyaratan dalam mencapai gelar S1 pada Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam (FMIPA) Universitas Andalas. Terimakasih yang tak terhingga penulis sampaikan kepada kedua orang tua, keluarga dan orang-orang terdekat yang telah memberikan dukungan dan semangat dalam penyelesaian skripsi ini. Penulis dalam penelitian dan penyusunan skripsi ini juga tidak terlepas dari bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, pada kesempatan ini penulis mengucapkan terimakasih kepada :

1. Bapak Drs.Wildian, M.Si sebagai Pembimbing yang telah banyak memberikan masukan, saran dan bimbingan dalam penyelesaian skripsi ini.
2. Bapak Arif Budiman, M.Si sebagai ketua Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam yang telah banyak memberikan bantuan selama ini.

3. Bapak Dr. Harmadi, Bapak Arif Budiman, M.Si, dan Ibu Meqorry Yusfi, M.Si sebagai dosen penguji
4. Bapak dan Ibu Dosen yang telah memberikan ilmu dan pengalaman berharga bagi penulis selama ini. Semoga Allah SWT. memberikan nikmat dan rahmat yang berlimpah bagi bagi Bapak dan Ibu semua.
5. Bapak Ibu Karyawan dan Karyawati Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Andalas.
6. Teman-teman angkatan 2008.

Terakhir, penulis mohon maaf jika terdapat kesalahan dan kekurangan dalam penulisan skripsi ini. Terimakasih penulis ucapkan atas kritikan dan saran yang membangun demi kesempurnaan skripsi ini dan pembelajaran bagi penulis ke depannya. Penulis berharap semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua

Padang, 2012

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	i
ABSTRACT	ii
KATA PENGANTAR	iii
DAFTAR ISI	v
DAFTAR GAMBAR	viii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR SINGKATAN DAN LAMBANG	xi
DAFTAR LAMPIRAN	xiii
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan dan Manfaat.....	4
1.3 Ruang lingkup dan Batasan Penelitian	5
1.4 Hipotesis	5
BAB II LANDASAN TEORI	
2.1 Gelombang Elektromagnetik.....	6
2.1.1 Sifat-Sifat Gelombang Elektromagnetik.....	7
2.1.2 Sinar Inframerah	7
2.1.3 Interaksi Gelombang Elektromagnetik dengan Materi.....	8
2.2 Pengertian Diabetes Mellitus	9
2.3 Metode-Metode Pengujian Kadar Gula Darah	11
2.3.1 Metoda <i>Invasive</i>	11
2.3.2 Metoda <i>Non-Invasive</i>	12
2.4 <i>Urinalysis</i>	15
2.4.1 Glukosa <i>Urine</i>	16
2.3.1 <i>Copper Reduction Test (Benedict)</i>	16
2.5 Sistem Sensor Cahaya.....	17
2.5.1 Fotodiode	17

2.5.2 LED Inframerah.....	18
2.6 ADC (<i>Analog to Digital Converter</i>).....	20
2.7 Mikrokontroler AT89S51.....	21
2.8 LCD.....	24
2.9 Bahasa Pemrograman C.....	25
2.10 Catu Daya.....	27
BAB III METODE PENELITIAN	
3.1 Waktu dan Lokasi Penelitian.....	28
3.2 Bahan atau Materi Penelitian.....	28
3.3 Alat Penelitian.....	29
3.4 Teknik penelitian.....	30
3.4.1 Perancangan Diagram Blok Sistem Pengukuran Kadar Glukosa dalam Darah Melalui <i>Urine</i>	31
3.4.2 Perancangan Catu Daya.....	32
3.4.3 Perancangan Sistem Sensor.....	33
3.4.4 Perancangan Sistem pengonversi Sinyal (ADC).....	33
3.4.5 Perancangan Sistem Minimum Mikrokontroler.....	34
3.4.6 Perancangan Sistem Minimum Penampil LCD.....	35
3.4.7 Pembuatan Spesimen.....	35
3.5 Variabel atau Parameter-parameter.....	36
3.6 Teknik Pengolahan dan Analisis Data.....	36
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Pengujian Catu Daya.....	38
4.2 Karakterisasi Sistem Sensor.....	38
4.3 Karakterisasi Rangkaian ADC.....	40
4.4 Pengujian LCD.....	41
4.5 Pengujian Mikrokontroler AT89S51.....	42
4.6 Karakterisasi Sistem Alat Ukur Kadar Gula Darah.....	42
4.7 Pengujian Perangkat Lunak.....	47
4.8 Pengujian Sistem Alat Ukur.....	49

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan52

5.2 Saran53

DAFTAR PUSTAKA54

LAMPIRAN-LAMPIRAN.....56



DAFTAR GAMBAR

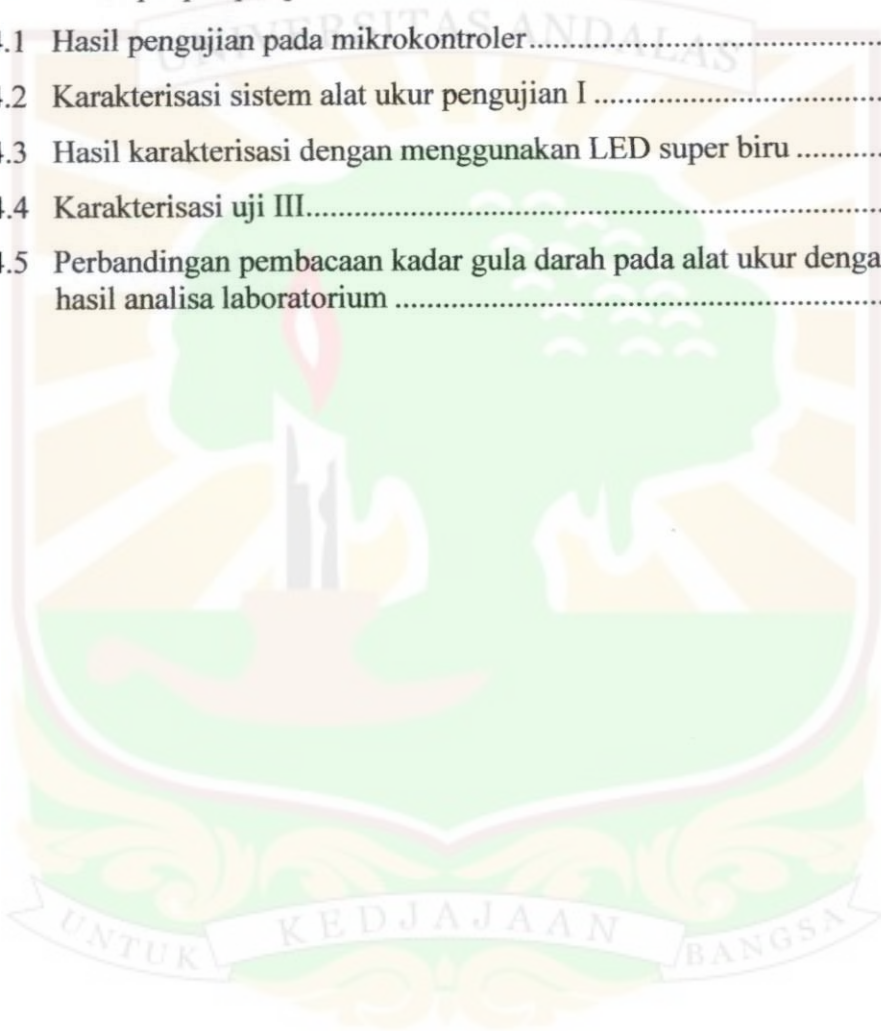
	halaman
Gambar 2.1	Spektrum gelombang elektromagnetik..... 7
Gambar 2.2	Interaksi radiasi elektromagnetik dengan materi 9
Gambar 2.3	Simbol fotodiode 18
Gambar 2.4	Skema bagian-bagian LED inframerah 19
Gambar 2.5	<i>Analog-to-Digital Converter</i> (ADC0804) 20
Gambar 2.6	Pin Mikrokontroler AT89S51 22
Gambar 2.7	Bentuk fisik LCD 24
Gambar 3.1	Diagram blok sistem pengukuran kadar glukosa dalam darah melalui <i>urine</i> 31
Gambar 3.2	Skematik rangkaian catu daya +5 V 32
Gambar 3.3	Skematik sistem sensor 33
Gambar 3.4	Sistem rangkaian ADC0804 34
Gambar 3.5	Rangkaian sistem minimum mikrokontroler AT89S51 34
Gambar 3.6	Rangkaian sistem minimum LCD 2x16 karakter 35
Gambar 4.1	Pengaruh jarak dengan tegangan keluaran sistem sensor ditempat gelap 39
Gambar 4.2	Pengaruh jarak dengan tegangan keluaran sistem sensor ditempat terang 39
Gambar 4.3	Grafik karakterisasi ADC0804 40
Gambar 4.4	Pengujian LCD dengan menanamkan program penampil nama .. 41
Gambar 4.5	Grafik karakterisasi I 44
Gambar 4.6	Hubungan antara kadar gula darah spesimen dan baca ADC 45
Gambar 4.7	Grafik hubungan pembacaan ADC dengan kenaikan kadar gula darah uji III 47
Gambar 4.8	Grafik hubungan antara hasil baca ADC dengan kadar gula darah hasil analisis laboratorium..... 48

Gambar 4.9 Korelasi kadar gula darah yang terukur pada alat dengan hasil analisis laboratorium 50



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Fitur khusus port 3	23
Tabel 2.2 Deskripsi pin-pin pada LCD	25
Tabel 4.1 Hasil pengujian pada mikrokontroler.....	42
Tabel 4.2 Karakterisasi sistem alat ukur pengujian I	43
Tabel 4.3 Hasil karakterisasi dengan menggunakan LED super biru	45
Tabel 4.4 Karakterisasi uji III.....	46
Tabel 4.5 Perbandingan pembacaan kadar gula darah pada alat ukur dengan hasil analisa laboratorium	50



DAFTAR SINGKATAN DAN LAMBANG

Singkatan	Nama	Pemakaian pertama kali pada halaman
WHO	<i>World Health Organization</i>	1
DM	<i>Diabetes Mellitus</i>	1
LDR	<i>Light Dependent Resistor</i>	3
RSUP	<i>Rumah Sakit Umum Pusat</i>	4
ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>	4
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>	4
LED	<i>Light Emitting Diode</i>	5
PERKENDI	<i>Perkumpulan Endokrinologi Indonesia</i>	10
NMR	<i>Nuclear Magnetic Resonance</i>	11
NIR	<i>Near InfraRed</i>	12
I/O	<i>Input/Output</i>	21
EPROM	<i>Erasable Programmable Read Only Memory</i>	21
ROM	<i>Read Only Memory</i>	22
GND	<i>Ground</i>	22
ALE	<i>Address Latch Enable</i>	23
EA	<i>External Access</i>	24
PSEN	<i>Program Store Enable</i>	24
PP	<i>Post Prandial</i>	28
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>	29
IC	<i>Integrated Circuit</i>	29
PC	<i>Personal Computer</i>	30

Lambang

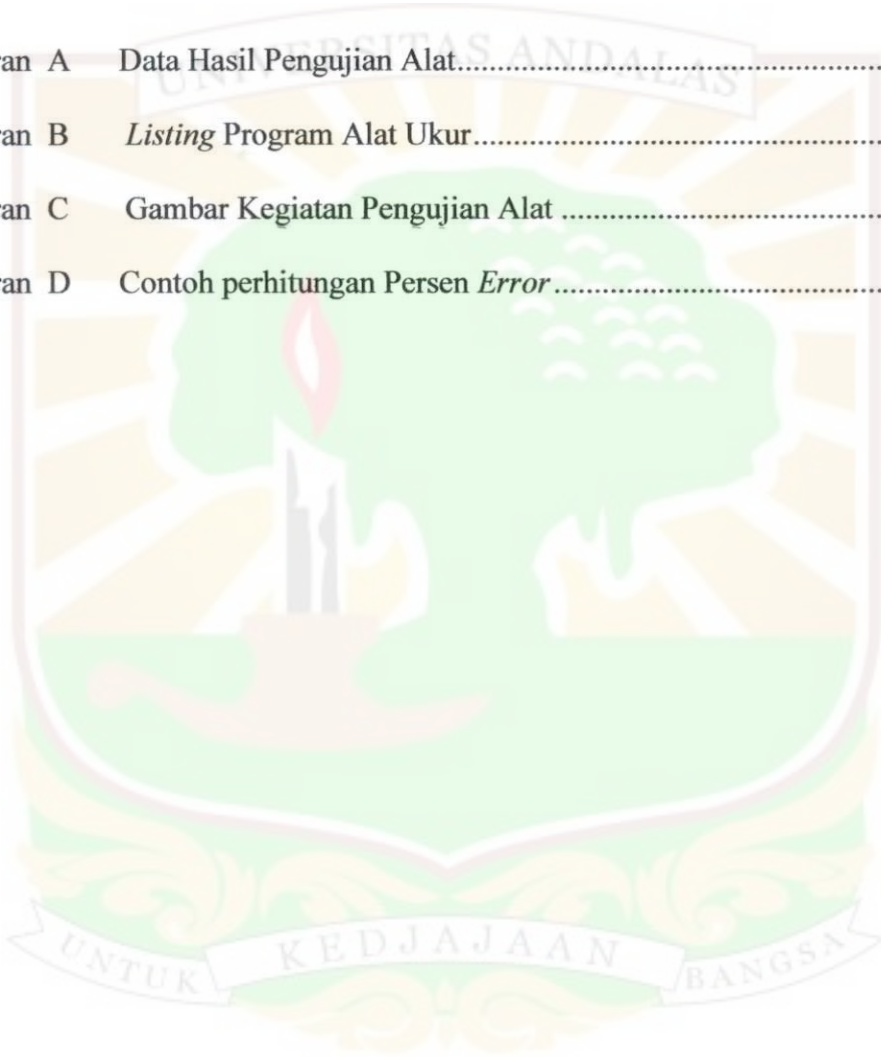
Halaman

mg/dl	Satuan kadar gula darah	4
MHz	Mega Herzt.....	7
Hz	Herzt	7
cm	<i>centimeter</i>	7
CO ₂	Karbon dioksida	10
nm	nanometer	12
\$	Dolar	14
CuSO ₄	<i>Cupric Sulfide</i>	17
Cu ₂ O	<i>Cuprous Oxide</i>	17
mm	milimeter	19
mW	Mili Watt	19
Vin	Tegangan Masukan	21
V	Satuan tegangan.....	17
ml	Mililiter	28
FeCl ₃	Pelarut <i>circuit board</i>	28
μF	Mikrofarad	32
pF	Pikofarad	34
KΩ	Kiloohm.....	34

DAFTAR LAMPIRAN

Halaman

Lampiran A	Data Hasil Pengujian Alat.....	57
Lampiran B	<i>Listing</i> Program Alat Ukur.....	58
Lampiran C	Gambar Kegiatan Pengujian Alat	60
Lampiran D	Contoh perhitungan Persen <i>Error</i>	61



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Analisis statistik oleh *World Health Organization* (WHO) menunjukkan bahwa lebih dari 220 juta orang menderita diabetes. Diabetes menyebabkan lebih dari 4,6 juta kematian pada tahun 2011, dan kematian akibat diabetes diperkirakan akan meningkat. Diabetes mellitus (DM) termasuk kelompok penyakit metabolik yang dicirikan oleh tingginya kadar glukosa dalam darah (*hiperglikemia*) karena defek sekresi insulin, defek kerja insulin, atau kombinasi keduanya (*American Diabetes Association*, 2006). Berdasarkan survey WHO pada tahun 2011, Indonesia menduduki peringkat keempat terbesar dalam jumlah penderita DM. Jumlah ini diperkirakan akan terus bertambah seiring dengan perubahan gaya hidup, terutama karena pola makan yang tidak seimbang. Selain jumlah penderita yang terus meningkat, hal lain yang perlu diwaspadai pada penyakit DM adalah bahaya komplikasi yang dapat timbul jika gula darah tidak terkendali.

Bagi pasien diabetes, pengontrolan gula darah merupakan hal penting yang harus selalu dilakukan. Dibutuhkan alat yang dapat mendeteksi kadar gula darah dengan cepat. Diagnosis dini dan pengelolaan berkelanjutan sangat penting untuk menjamin kehidupan yang sehat dan menghindari masalah peredaran darah dan penyakit lain yang disebabkan oleh diabetes, seperti gagal ginjal, penyakit jantung, dan kebutaan.

Saat ini praktek untuk pendiagnosaan diabetes bergantung pada pemantauan glukosa darah. Pasien harus menusuk jari atau lengan mereka untuk mengambil sampel darah. Bagi klien-klien diabetes, monitoring kadar gula darah perlu dilakukan minimal 4 kali dalam sehari untuk mendapatkan sampel darah atau sekitar 1800 kali per tahun untuk memeriksa kadar glukosa dan butuh waktu pengujian di laboratorium sekitar 2 jam. Selanjutnya, banyak laporan tentang terjadinya infeksi yang diakibatkan oleh penyuntikan ini. Infeksi ini terjadi karena penderita DM tidak bisa memproduksi insulin dalam tubuhnya. Insulin sangat penting dalam penyerapan dan pengolahan glukosa dalam sel-sel tubuh untuk menghasilkan energi. Kekurangan energi pada bagian luka atau sel yang rusak akan menyebabkan penyembuhan yang lama bahkan infeksi (Smith, 2011). Sebagai alternatif, pendekatan untuk mengukur konsentrasi glukosa dalam cairan tubuh termasuk *urine*, air liur, dan cairan air mata, memiliki potensi besar untuk diagnosis *non-invasive* (pendiagnosaan penyakit tanpa melukai tubuh pasien) penyakit diabetes.

Tes *urine* sebagai diagnosis untuk diabetes telah dilakukan selama lebih dari seabad. Pada tahun 1941, Divisi Ames Miles Laboratories (seorang dokter bernama Walter Ames Compton), di Elkhart, Indiana, memperkenalkan tablet tes standar untuk gula tertentu yang melibatkan sulfat tembaga, yang disebut Larutan *benedict*. Salah satunya-CLINITEST, tablet dapat ditambahkan ke beberapa tetes *urine*, dan warna yang dihasilkan, dari biru terang sampai jingga yang mengindikasikan tingkat glukosa dalam *urine*.

Penelitian-penelitian yang terkait dengan pengukuran kadar glukosa darah melalui cairan ekskresi terutama *urine* telah dilakukan oleh beberapa peneliti dengan memanfaatkan penelitian yang telah dilakukan oleh Walter Ames Compton (larutan *benedict*) dan Ernestt Adam (*urine strip*) dengan melarutkan *benedict* ke dalam *urine* yang mengandung glukosa. Syailendra (2009) telah melakukan penelitian yang terkait dengan hal ini dengan mereaksikan larutan *benedict* dengan *urine* kemudian menerjemahkan intensitas cahaya yang dapat diteruskan larutan dengan sensor LDR.

Reaksi antara larutan kimia ini dengan *urine* akan menghasilkan perubahan warna sesuai dengan tinggi kadar gula darah penderita DM. Dari penelitiannya dapat disimpulkan bahwa tiap warna yang dibiaskan oleh *urine* memiliki daya serap cahaya yang berbeda-beda, semakin gelap warna yang dilewati sumber cahaya maka semakin besar tegangan yang dihasilkan, dan semakin cerah warna yang dihasilkan tegangan yang dihasilkan semakin rendah. Semakin tinggi tegangan yang dihasilkan maka semakin tinggi kadar gula yang terkandung, sebaliknya semakin rendah tegangan yang dihasilkan maka kadar gula yang terkandung semakin rendah. Hal ini sejalan dengan penelitian yang telah dilakukan oleh Reza pada tahun 2011 yang berkesimpulan bahwa reaksi antara glukosa dan larutan *benedict* akan menyebabkan adanya gula pereduksi. Semakin banyak gula pereduksi maka larutan tersebut akan menyerap cahaya lebih banyak.

Pada tahun 2011, Indah telah melakukan penelitian yang berjudul Korelasi Kadar Gula Darah Puasa dengan Glukosa *Urine* dengan Penderita Diabetes

Melitus di Rumah Sakit RSUP dr. Esnawan Antariksa. Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah deskriptif dengan pengambilan data sekunder yang diambil sebanyak 200 Sampel penderita DM yang diperiksa di RSUP dr. Esnawan Antariksa dengan kadar glukosa darah puasa lebih dari 110 mg/dl (positif diabetes). Pemeriksaan glukosa *urine* menggunakan metode GOD-POD dan glukosa darah menggunakan metode GOD – PAP. Dari hasil penelitian diperoleh kesimpulan bahwa ada hubungan sangat kuat antara kadar glukosa darah dengan hasil glukosa *urine*.

Dari berbagai penelitian yang telah dilakukan serta teori yang mendukung yang telah dipaparkan maka dilakukan penelitian untuk membuat alat ukur gula darah *non-invasive*. Pengukuran gula darah yang dilakukan tidak langsung diukur dari darah penderita DM, namun dengan menggunakan cairan ekskresi berupa *urine* yang positif memiliki reduksi gula. Pengujian tingkat reduksi gula dilakukan dengan melarutkan *urine* dengan reduksi gula positif yang nantinya menghasilkan perubahan warna yang mempengaruhi intensitas cahaya yang ditangkap sensor fotodiode. Variasi tegangan yang dihasilkan sensor diubah menjadi sinyal-sinyal digital oleh ADC dan ditampilkan melalui LCD.

1.2 Tujuan dan Manfaat

Tujuan penelitian ini adalah untuk menghasilkan model desain alat ukur gula darah *non-invasive* yaitu alat yang dapat mengukur kadar gula darah tanpa harus menguji dan memeriksa darah secara langsung dengan menggunakan *urine* sebagai spesimen berbasis mikrokontroler AT89S51 dengan menggunakan sistem

sensor yang terdiri dari LED *infrared* dan fotodiode, dan menampilkan hasil pengukurannya pada LCD karakter 2x16. Hasil penelitian ini diharapkan dapat dimanfaatkan oleh penderita DM dalam mengukur gula darah secara *non-invasive* untuk pengontrolan diet makanan dan jumlah insulin yang harus disuntikkan pada penderita.

1.3 Ruang Lingkup dan Batasan Penelitian

Agar pembahasan dari pembuatan tugas akhir ini tidak meluas dan menyimpang dari tujuan maka penelitian ini dibatasi pada:

1. Alat ini hanya digunakan untuk mengukur kadar gula darah penderita diabetes dengan reduksi glukosa *urine* (+) sampai (++++).
2. Hasil proses dari pendeteksian ini dapat terbaca jika *urine* telah diproses menggunakan pencampuran larutan *Benedict* yang telah dipanaskan.

1.3 Hipotesis

Reaksi antara glukosa dalam *urine* dengan larutan *Benedict* akan menghasilkan gula pereduksi. Semakin banyak gula pereduksi maka spesimen uji akan semakin keruh sehingga nilai absorbansinya terhadap cahaya semakin tinggi.

BAB II

LANDASAN TEORI

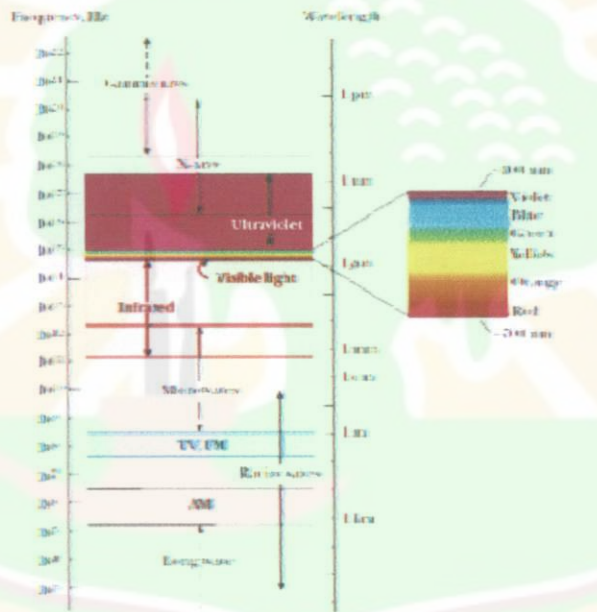
2.1 Gelombang Elektromagnetik

Gelombang Elektromagnetik adalah gelombang yang dapat merambat walau tidak ada medium. Energi elektromagnetik merambat dalam gelombang dengan beberapa karakter yang bisa diukur, yaitu: panjang gelombang/*wavelength*, frekuensi, amplitudo/*amplitude*, kecepatan. Amplitudo adalah tinggi gelombang, sedangkan panjang gelombang adalah jarak antara dua puncak. Frekuensi adalah jumlah gelombang yang melalui suatu titik dalam satu satuan waktu. Frekuensi tergantung dari kecepatan merambatnya gelombang. Karena kecepatan energi elektromagnetik adalah konstan (kecepatan cahaya), panjang gelombang dan frekuensi berbanding terbalik. Semakin panjang suatu gelombang, semakin rendah frekuensinya, dan semakin pendek suatu gelombang semakin tinggi frekuensinya.

Energi elektromagnetik dipancarkan, atau dilepaskan, oleh semua masa di alam semesta pada level yang berbeda-beda. Semakin tinggi level energi dalam suatu sumber energi, semakin rendah panjang gelombang dari energi yang dihasilkan, dan semakin tinggi frekuensinya. Perbedaan karakteristik energi gelombang digunakan untuk mengelompokkan energi elektromagnetik.

2.1.1 Sifat-Sifat Gelombang Elektromagnetik

Dari beberapa percobaan yang telah dilakukan, Hertz berhasil mengukur bahwa radiasi gelombang elektromagnetik frekuensi radio (100 MHz) yang dibangkitkan memiliki kecepatan rambat sesuai dengan nilai yang diramalkan oleh Maxwell. Di samping itu, eksperimen Hertz ini juga menunjukkan sifat-sifat gelombang dari cahaya, yaitu pemantulan, pembiasan, interferensi, difraksi, dan polarisasi. Dengan demikian, hipotesis Maxwell mengenai gelombang elektromagnetik telah terbukti kebenarannya melalui eksperimen Hertz.



Gambar 2.1 Spektrum gelombang elektromagnetik
(Sumber :<http://www.holisticallyhaute.com>)

2.1.2 Sinar Inframerah

Sinar inframerah meliputi daerah frekuensi 10^{11} Hz sampai 10^{14} Hz atau daerah panjang gelombang 10^{-4} cm sampai 10^{-1} cm. Sinar inframerah dihasilkan oleh elektron dalam molekul-molekul yang bergetar karena benda diipankan.

Jadi setiap benda panas pasti memancarkan sinar inframerah. Jumlah sinar inframerah yang dipancarkan bergantung pada suhu dan warna benda.

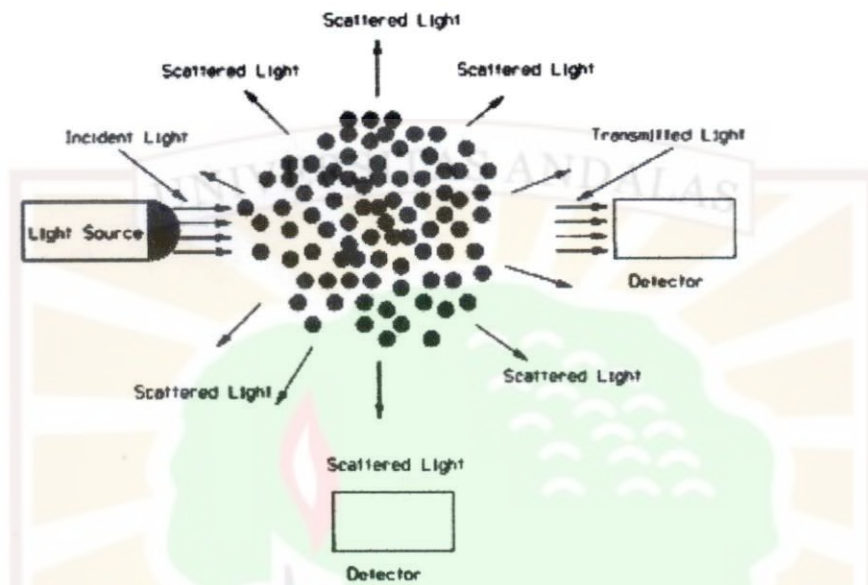
Sinar inframerah tidak dapat dideteksi oleh mata telanjang tetapi masih dapat dirasakan karena energi panas yang dihasilkan. Setiap hari manusia bisa merasakan sinar inframerah yang berasal dari matahari yang sangat bermanfaat bagi tubuh manusia. Lala (2008) menyatakan bahwa 80% cahaya matahari adalah sinar inframerah karena panjang jangkauan gelombang sinar ini (4 sampai 1000 mikron).

Sinar inframerah banyak digunakan dalam bidang industri, bidang kesehatan atau kedokteran, astronomi, dan dalam mempelajari struktur molekul. Foster (2004) menyatakan bahwa dalam bidang kedokteran sinar inframerah dapat digunakan untuk mengurangi rasa sakit pada rematik dan menghangatkan permukaan kulit. Sinar inframerah tidak banyak dihamburkan oleh partikel-partikel sehingga dalam bidang astronomi dengan menggunakan pelat-pelat film yang peka terhadap sinar inframerah, pemotretan permukaan bumi oleh pesawat dari satelit dapat dilakukan. Sinar inframerah dapat digunakan untuk mempelajari struktur molekul dengan menggunakan alat spektroskop inframerah.

2.1.3 Interaksi Gelombang Elektromagnetik dengan Materi

Ketika radiasi elektromagnetik mengenai materi, ada tiga kemungkinan yang dapat terjadi, yaitu radiasi akan dibelokkan, diserap (berinteraksi) atau diteruskan. Ketika cahaya dilewatkan melalui suatu zat cair, maka ada sebagian

energi foton cahaya itu yang diserap dan sebagian lagi dihamburkan oleh partikel-partikel tersuspensi yang berada di jalur lintasan cahaya tersebut.



Gambar 2.2 Interaksi Radiasi Elektromagneti dengan Materi
(Sumber: EPA,1999)

2.2 Pengertian Diabetes Mellitus

Diabetes mellitus adalah penyakit metabolisme yang ditandai dengan peningkatan kadar gula darah akibat kekurangan sekresi insulin, atau fungsi insulin, ataupun keduanya. Insulin adalah hormon yang dilepaskan oleh pankreas, yang bertanggungjawab dalam mempertahankan kadar gula darah agar tetap normal. Insulin berfungsi untuk memasukkan gula dari dalam otot ke dalam jaringan sehingga tubuh dapat menghasilkan energi.

Menurut WHO (*World Health Organization*), diabetes merupakan penyakit kronis, yang terjadi apabila pankreas tidak menghasilkan insulin atau ketika tubuh tidak dapat secara efektif menggunakan insulin yang diproduksi.

Hal ini mengakibatkan terjadinya peningkatan konsentrasi glukosa dalam darah yang dikenal dengan istilah *hiperglikemia*.

Menurut kriteria diagnostik PERKENI (Perkumpulan Endokrinologi Indonesia) pada tahun 2006, seseorang dikatakan menderita diabetes jika memiliki kadar gula darah puasa lebih dari 126 mg/dl dan pada waktu 2 jam selepas makan (*postprandial*) lebih dari 200 mg/dl. Kadar gula darah bervariasi pada setiap individu setiap hari dimana kandungan gula darah akan meningkat jumlahnya setelah individu tersebut makan dan akan kembali normal dalam waktu 2 jam setelah makan. Pada keadaan normal, lebih kurang 50% glukosa dari makanan yang dimakan akan mengalami metabolisme sempurna menjadi karbon dioksida (CO₂) dan air, 10% menjadi *glukogen* dan 20% sampai 40% diubah menjadi lemak. Semua proses metabolik terganggu pada penderita DM akibat defisiensi insulin. Penyerapan glukosa ke dalam sel menurun dan metabolismenya terganggu. Keadaan ini menyebabkan sebagian besar glukosa tetap berada dalam sirkulasi darah sehingga terjadi *hiperglikemia*.

Ginjal tidak dapat menahan *hiperglikemi* ini, karena ambang batas untuk gula darah adalah 180 mg/dl di dalam tubuh sehingga, bila terjadi *hiperglikemi* maka ginjal tidak dapat menyaring dan mengabsorpsi sejumlah glukosa dalam darah. Ginjal tidak dapat menyerap kembali semua glukosa yang tersaring keluar apabila konsentrasi glukosa dalam darah cukup tinggi, akibatnya glukosa tersebut diekskresikan melalui *urine (glukosuria)*. Ekskresi ini akan disertai dengan pengeluaran cairan dan elektrolit yang berlebihan, keadaan ini disebut dengan

diuresis osmotik. Akibat hal ini, penderita akan mengalami peningkatan dalam berkemih (*poliuria*) dan sering merasa haus (*polidipsi*).

2.3 Metode-metode Pengujian Kadar Gula Darah

2.3.1 Metode *Invasive*

2.3.1.1 *Enzyme Electrodes*

Enzyme Electrodes digunakan untuk mengkatalisis reaksi kimia dan berbagai macam transduser digunakan untuk mendeteksi reaksi yang terjadi. Enzim yang umum digunakan adalah glukosa oksidase, yang menginduksi reaksi antara glukosa dan oksigen untuk menghasilkan asam glukonat dan hidrogen peroksida. Peroksida ini dipecah menjadi oksigen dan hidrogen dan akhirnya berubah menjadi air. Reaksi yang terjadi akan menghasilkan tegangan yang dapat diukur dengan elektroda. Umumnya, sensor akan membutuhkan waktu 60 detik untuk mendapatkan bacaan, karena untuk dapat terjadinya reaksi butuh waktu sekitar 60 detik.

2.3.1.2 *Nuclear Magnetic Resonance (NMR)*

NMR pulsa mengukur kadar gula dalam darah dengan mengukur besarnya waktu relaksasi magnetik. NMR pulsa ini dapat mengukur waktu relaksasi magnetisasi dalam bahan. Waktu relaksasi ini dipengaruhi oleh sifat kekentalan (viskositas) bahan. Darah yang mengandung kadar gula berbeda-beda, tingkat viskositasnya juga berbeda.

2.3.2 Metode Non-Invasive

2.3.2.1 Near-infrared (NIR) Spectroscopy

NIR didefinisikan sebagai cahaya dalam kisaran spektrum antara 700 nm sampai 1000 nm. Pada panjang gelombang ini, cahaya dapat melewati beberapa sentimeter dari jaringan. Kesulitan utama dengan teknik ini adalah nilai penyerapan air yang besar, dan perilaku penyerapan seperti protein dan non-glukosa metabolit.

2.3.2.2 Photo-acoustic Spectroscopy

Teknik ini melibatkan pengiriman sinyal NIR ke dalam jaringan dan mengukur hasil gelombang *ultrasound*. Pada saat NIR diproyeksikan melalui jaringan, maka akan menyebabkan perluasan termal lokal pada molekul seperti glukosa, yang pada gilirannya menyebabkan getaran yang menimbulkan *ultrasound*. Sinyal ini kemudian terdeteksi pada permukaan kulit oleh mikrofon *piezoelektrik*.

2.3.2.3 Light Scattering

Indeks bias larutan, untuk darah misalnya, dipengaruhi oleh kadar glukosa darah. Seiring dengan peningkatan kadar glukosa, koefisien hamburan cahaya berkurang, dan hal ini dapat diukur.

2.3.2.4 Reverse Iontophoresis

Untuk menjelaskan apa yang dimaksud dengan istilah *Reverse Iontophoresis*, ada produk yang sudah menggunakan teknik ini yaitu *GlucoWatch*. *GlucoWatch* merupakan alat pendeteksi glukosa darah yang berbentuk jam tangan.

Gluowatch memiliki dua *autosensor* yang terdapat pada bagian bawah yang menempel pada kulit ketika *gluowatch* dipakai. Sensor ini menggunakan proses *Reverse Iontophoresis* untuk menggambarkan kadar glukosa yang terdeteksi dari cairan yang keluar melalui *interstitial* kulit bukan dari darah seperti yang selama ini digunakan untuk mendeteksi gula darah.

Gluowatch menggunakan arus listrik rendah untuk menarik glukosa melalui kulit, sehingga tindakan ini menjadi tindakan yang *minimal invasive*. Kadar glukosa darah akan tergambar pada layar monitor kecil dan akan tersimpan di memori jam. *Gluowatch* ini akan menggambarkan kadar glukosa sebanyak 3 kali dalam satu jam untuk waktu lebih 12 jam. Jadi dari *glukowatch* ini akan tergambar sebanyak 36 hasil pemeriksaan glukosa darah.

Glukowatch memiliki sistem alarm yang dapat mengeluarkan bunyi jika kadar gula darah klien tinggi atau rendah, dan dapat merekam kadar gula darah sebanyak 8500 hasil pemeriksaan. *Autosensor* dapat membaca kadar gula darah saat alat tersebut di pasang pada pergelangan tangan. Sensor ini *disposable* dan hanya dipakai dalam 12 jam, setelah itu harus diganti lagi. Pada saat penggantian *autosensor*, 2 jam setelah pemasangan *autosensor* tersebut harus ditunggu supaya alat tersebut melakukan *warm up*. Setelah *warm up* lengkap maka harus dilakukan kalibrasi dengan menggunakan *finger stick*. Hasil pemeriksaan gula darah yang tertera pada *finger stick* kemudian dimasukkan ke dalam memori *gluowatch*. Setelah kalibrasi dilakukan barulah *gluowatch* dapat membaca kadar glukosa darah setiap 20 menit selama 12 jam.



Saat mendeteksi kondisi *hipoglikemia*, *gluowatch* memiliki 2 alarm yang akan berbunyi ketika gula darah turun ke posisi hipoglikemi dan 20 menit sebelum gula darah turun. Untuk bisa menentukan kadar hipoglikemia, sebelumnya alarm akan diset dengan kondisi gula darah normal, sehingga pada saat terjadi penurunan kadar glukosa darah, alarm akan berbunyi. Selain itu, *gluowatch* ini sangat efektif untuk mendeteksi *nocturnal hipoglikemia*, yaitu kondisi *hipoglikemia* yang dialami klien diabetes saat malam hari.

Dalam beberapa studi klinis pengukuran *gluowatch* biasanya konsisten dengan tes *finger print*, namun terdapat hasil yang berbeda sebesar 30 persen atau lebih, terutama pada kadar glukosa rendah.

Permasalahan terbesar dari penggunaan *glukowatch* adalah harganya yang mahal. Alat ini dijual dengan harga \$250. *Gluowatch* memiliki 2 sensor yang dapat digunakan dalam 12 jam, masing-masing sensor seharga \$4, sehingga apabila ingin mengukur gula darah setiap hari dalam setahun diperlukan 730 buah sensor, sehingga *unit cost* yang dibutuhkan dalam setahun adalah \$2920 dolar, suatu harga yang sangat mahal jika dibandingkan dengan menggunakan *fingerstick*. Sedangkan untuk *gluowatch* G2, generasi terbaru dari *gluowatch* harganya \$698 dengan sensor seharga \$5 dolar (isi 10 sensor).

Selain itu, kekurangan lain dari *gluowatch* adalah diperlukannya kalibrasi setiap kali penggantian *auto sensor*. Dua buah *autosensor* diganti setiap 12 jam. Pada saat penggantian *auto sensor* diperlukan waktu 2 jam sampai bisa digunakan lagi, setelah 2 jam baru dilakukan kalibrasi dengan cara melakukan pemeriksaan konvensional dengan *finger stick*, setelah hasil didapat nilai kadar glukosa hasil

finger stick dimasukkan ke dalam memori *gluowatch* sehingga selanjutnya *gluowatch* baru bisa mendeteksi kadar glukosa darah berikutnya. Sehingga minimal dalam sehari akan diperlukan 1 kali pemeriksaan dengan menggunakan *finger stick*, hal ini berarti bahwa klien tetap harus memiliki alat pemeriksaan *finger stick* yang akan digunakan setiap kali melakukan kalibrasi.

Kekurangan lainnya adalah pengukuran dengan *gluowatch* ini sangat dipengaruhi oleh temperatur ruangan, perubahan *perspirasi* yang tiba-tiba. 50% dari pemakai *gluowatch* ini juga melaporkan adanya iritasi kulit. Selain itu *gluowatch* tidak bisa digunakan pada klien dengan *skin rash*. Perubahan temperatur yang cepat juga mempengaruhi hasil pemeriksaan *gluowatch* karena sensornya yang sangat tergantung dari kulit tempat *autosensor* menempel. Efek samping setelah pemakaian *gluowatch* adalah kemerahan, *skin rash*, *eritema* dan *oedema* gatal, dan kesemutan.

2.3.2.5 Thermal Emission Spectroscopy

Emisi termal dari glukosa (antara zat lainnya) dapat dideteksi menggunakan detektor suhu kamar dalam *filter-based setup*. Dalam teknik ini, glukosa diukur dengan menggunakan emisi termal (radiasi pada rentang pertengahan inframerah).

2.4 Urinalysis

Penyakit DM telah dikenal sejak zaman kuno, dan karena tingginya kadar glukosa darah juga akan menyebabkan ginjal mendepositkan glukosa ke dalam *urine*. Dalam buku *The Pursuit of Noninvasive Glucose: Hunting the Deceitful Turkey* dituliskan bahwa pada zaman dahulu Cina menggunakan semut untuk

mendiagnosa penyakit ini, pendiagnosaan didasarkan pada ketertarikan semut pada sampel *urine* pasien. Tes *urine* untuk glukosa sebagai diagnosis untuk diabetes telah dilakukan selama lebih dari seabad (sebelum teknik kimia modern, mencicipi sampel *urine* bahkan dianggap sebagai tes yang valid).

Dua karakteristik yang unik pada spesimen *urine* adalah:

1. Spesimen *urine* sangat mudah dikumpulkan.
2. *Urine* mengandung informasi tentang metabolisme tubuh.

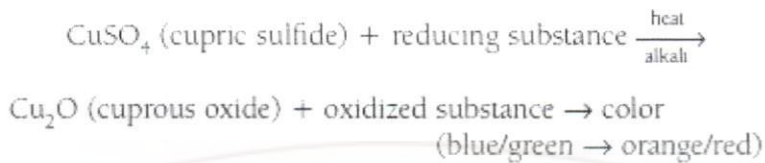
2.4.1 Glukosa Urine

Dalam keadaan normal, hampir semua glukosa disaring oleh glomerulus diserap oleh proksimal tubulus, sehingga *urine* tidak mengandung glukosa. Apabila tingkat glukosa darah menjadi tinggi (*hiperglikemia*), seperti yang terjadi pada DM, transportasi tubular glukosa berhenti, dan glukosa muncul dalam *urine*. Tingkat darah di mana reabsorpsi tubular berhenti (ambang ginjal) untuk glukosa adalah sekitar 160mg/dl sampai 180mg/dl. Kadar glukosa darah berfluktuasi, oleh karena itu, hasil glukosa paling informatif adalah diperoleh dari spesimen yang dikumpulkan dalam kondisi yang terkendali. Untuk tujuan pemantauan diabetes, spesimen biasanya diuji 2 jam setelah makan (*post prandial*).

2.4.2 Copper Reduction Test (Benedict)

Pengukuran glukosa dengan metode reduksi tembaga adalah salah satu tes kimia paling awal dilakukan pada *urine*. Tes bergantung pada kemampuan glukosa dan zat lain untuk mereduksi tembaga sulfat menjadi oksida tembaga ketika dipanaskan. Perubahan warna terjadi mulai dari biru (negatif) (CuSO_4) dan

berubah warna menjadi hijau, kuning, dan oranye atau merah bata (Cu_2O) dan membentuk endapan tersuspensi dengan reaksi sebagai berikut (King, 2008):

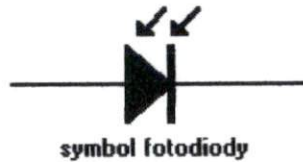


2.5 Sistem Sensor Cahaya

Sensor adalah sesuatu yang digunakan untuk mendeteksi adanya perubahan lingkungan fisik atau kimia. Variabel keluaran dari sensor yang diubah menjadi besaran listrik disebut Transduser. Pada saat ini, sensor tersebut telah dibuat dengan ukuran sangat kecil dengan orde nanometer. Ukuran yang sangat kecil ini sangat memudahkan pemakaian dan menghemat energi. Contoh sensor antara lain sensor suhu, sensor kelembapan, dll. Salah satu dari sekian banyak sensor yang digunakan adalah sensor cahaya dan fotodiode termasuk dalam sensor cahaya.

2.5.1 Fotodiode

Fotodiode adalah jenis diode yang berfungsi mendeteksi cahaya. Fotodiode merupakan sensor cahaya semikonduktor yang dapat mengubah besaran cahaya menjadi besaran listrik. Fotodiode merupakan sebuah diode dengan sambungan pn yang dipengaruhi cahaya dalam kerjanya. Cahaya yang dapat dideteksi oleh fotodiode ini mulai dari cahaya infra merah, cahaya tampak, ultra ungu sampai dengan sinar-X. Berikut adalah simbol fotodiode dari fotodiode:

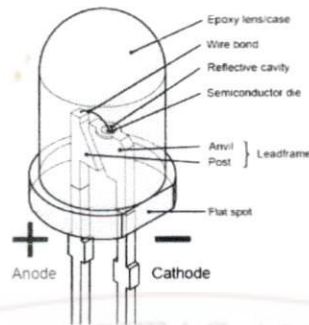


Gambar 2.3 Simbol fotodioda

Prinsip kerja dari fotodioda adalah jika sebuah sambungan-pn dibias maju dan diberikan cahaya padanya maka pertambahan arus sangat kecil sedangkan jika sambungan pn dibias mundur arus akan bertambah cukup besar. Cahaya yang dikenakan pada fotodioda akan mengakibatkan terjadinya pergeseran foton yang akan menghasilkan pasangan *electron-hole* dikedua sisi dari sambungan. Ketika elektron-elektron yang dihasilkan itu masuk ke pita konduksi maka elektron-elektron itu akan mengalir ke arah positif sumber tegangan sedangkan *hole* yang dihasilkan mengalir ke arah negatif sumber tegangan sehingga arus akan mengalir di dalam rangkaian. Besarnya pasangan elektron ataupun *hole* yang dihasilkan tergantung dari besarnya intensitas cahaya yang dikenakan pada fotodioda.

2.5.2 LED inframerah

LED (*light emitting diode*) adalah dioda yang dapat memancarkan cahaya ketika dialiri arus listrik dc. Berbeda dengan fototransistor, LED dapat memancarkan sejumlah kecil dari cahaya ketika arus mengalir pada bias maju (Sutrisno, 1987). LED dapat dirancang untuk memancarkan cahaya merah, biru, kuning, hijau dan cahaya inframerah.



Gambar 2.4 Skema bagian-bagian LED inframerah.
(Sumber: <http://www.grepinc.com>)

Cahaya inframerah merupakan cahaya tak-tampak. Dengan menggunakan spektroskop cahaya, radiasi inframerah akan tampak pada *spectrum electromagnet* dengan panjang gelombang di atas panjang gelombang cahaya inframerah. Dengan panjang gelombang ini, maka cahaya inframerah ini tidak akan tampak oleh mata namun radiasi panas yang ditimbulkan masih terasa atau terdeteksi. LED inframerah merupakan salah satu LED yang paling efisien sebagai pembangkit cahaya karena inframerah merupakan warna dari cahaya tampak dengan gelombang terpanjang, yaitu sekitar 700 nm sampai 1 mm.

Beberapa keunggulan penggunaan LED dibandingkan dengan lampu pijar untuk sistem elektronika antara lain:

1. LED beroperasi pada tegangan rendah dan kompatibel dengan level tegangan logika TTL 5 volt, disamping juga butuh konsumsi daya yang rendah (~ 20 - 30 mW)
2. Tahan lama (~ 100.000 jam)
3. Konstruksi semikonduktor lebih andal dibandingkan dengan konstruksi filamen yang mudah pecah.

4. Ukurannya kecil, murah dan tidak mudah panas
5. Emisi LED hampir monokromatis dan tersedia dalam beberapa warna.

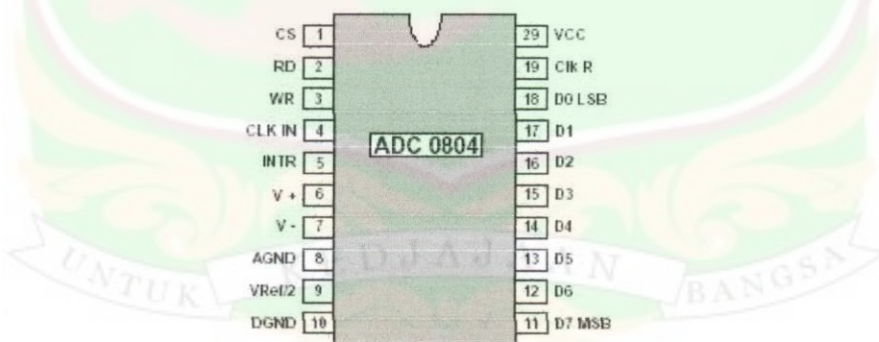
2.6 ADC (*Analog-to-Digital Converter*)

Pengubah analog ke digital (ADC) berfungsi untuk mengonversi besaran *analog* ke digital. Tegangan analog yang diumpankan ke ADC akan diubah menjadi keluaran biner yang berbading lurus dengan masukan *analog* tersebut.

ADC0804 mempunyai karakteristik sebagai berikut:

1. Resolusi sebesar 8 bit
2. *Conversion time* sebesar 100 ms
3. *Error* sebesar +1 bit
4. Mempunyai *clock generator* sendiri (640 kHz)

Pengubah A/D ini mempunyai tegangan masukan *analog* yang berkisar dari 0 sampai 5 V. Kemudian, keluarannya akan terbaca dalam bentuk biner dari 00000000_B sampai 11111111_B .



Gambar 2.5 *Analog-to-Digital Converter* (ADC0804)
(Sumber: Data sheet ADC 0804)

IC ADC0804 mempunyai dua masukan *analog*, $V_{in (+)}$ dan $V_{in (-)}$, sehingga dapat menerima masukan diferensial. Masukan *analog* sebenarnya (V_{in})

sama dengan selisih antara tegangan-tegangan yang dihubungkan dengan kedua pin masukan yaitu $V_{in} = V_{in(+)} - V_{in(-)}$. Untuk operasi normal, ADC0804 menggunakan $V_{cc} = +5$ Volt sebagai tegangan referensi.

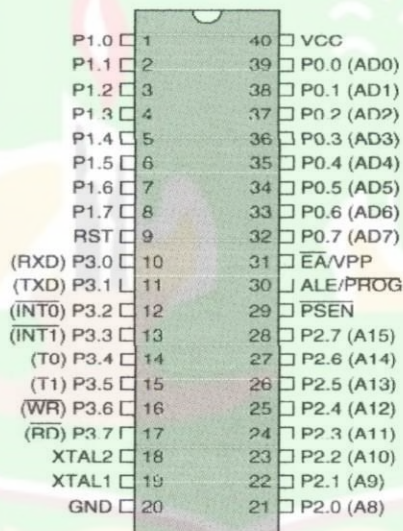
2.7 Mikrokontroler AT89S51

Perbedaan antara mikroprosesor, mikrokomputer, dan mikrokontroler perlu dipahami terlebih dahulu. Mikroprosesor merupakan bagian dari CPU pada sebuah komputer. Mikroprosesor akan bekerja dengan dukungan perangkat seperti memori, *input/output* dan sistem lainnya sehingga dibutuhkan suatu sistem yang lengkap.

Perbedaan yang paling menonjol antara mikrokomputer dengan mikrokontroler adalah penggunaan perangkat I/O dan media penyimpanan program. Mikrokomputer menggunakan disket sebagai penyimpan data, sementara mikrokontroler menggunakan EPROM sebagai penyimpan data. Karena mikrokontroler hanya berbentuk sekeping *chip* yang didasarkan berdasarkan dengan keadaan memori data kosong maka dibutuhkan pengisian pada EPROM data ini berbentuk bahasa program.

Mikrokontroler AT89S51 merupakan salah satu keluarga MCS-51 yang terdiri dari sebuah CPU 8 bit dan 4 *Kbytes* PEROM yang bekerja dengan tegangan sangat rendah. Peralatan ini diproduksi oleh ATMEL, menggunakan teknologi memori yang tak mudah terhapus dan kompatibel dengan intruksi set MSC 51 standar industri dan ATMEL89C51 adalah mikrokomputer yang handal dan sangat fleksibel untuk sistem kontrol. Adapun fitur yang dimiliki Mikrokontroler AT89S51 adalah sebagai berikut :

1. Sebuah CPU (*Central Processing Unit*) 8 bit yang termasuk keluarga MCS51.
2. Lima buah jalur interupsi (2 interupsi external dan 3 interupsi internal)
3. Kemampuan melaksanakan operasi perkalian, pembagian dan operasi *Boolean* (*bit*).
4. Kecepatan pelaksanaan instruksi per siklus 1 mikrodetik pada frekuensi *clock* 12 MHz.
5. Empat *Kbytes* Flash ROM yang dapat diisi dan dihapus sampai 1000 kali
6. *In-System Programmable Flash Memory* dan dua buah *Timer Counter* 16 bit.
7. Osilator internal dan rangkaian pewaktu, RAM internal 128 *byte* (*on-chip*).



Gambar 2.6 Pin Mikrokontroler AT89S51

(Sumber: *Data sheet* mikrokontroler AT89S51)

Fungsi-fungsi dari tiap pin (pin) pada mikrokontroler AT89S51:

1. **Vcc** : Pin positif sumber tegangan 5 volt.
2. **GND** : *Ground*

3. **Port 0** : merupakan port input output 8-bit dua arah. Port ini dapat digunakan sebagai multipleks kompleks bus alamat rendah dan bus data selama adanya akses ke memori program eksternal atau ke memori data eksternal.
4. **Port 1** : merupakan port paralel 8 bit dua arah. setiap pin dapat digunakan sebagai masukan atau keluaran tanpa tergantung pada pin lainnya digunakan untuk jalur download program.
5. **Port 2** : merupakan port paralel 8 bit dua arah. Port 2 merupakan port dua fungsi yaitu sebagai I/O serbaguna, atau sebagai bus alamat *byte* tinggi untuk rancangan yang melibatkan memori eksternal.
6. **Port 3** : merupakan port paralel 8 bit dua arah. Port 3 adalah port dua fungsi yang berada pada pin 10-17, port ini memiliki multi fungsi, seperti yang terdapat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Fitur khusus Port 3

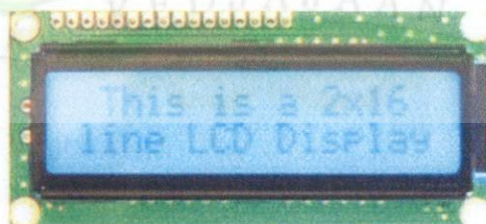
Port Pin	Fungsi Pengganti
P3.0	RXD (port serial input)
P3.1	TXD (port serial output)
P3.2	INT0 (interupsi eksternal 0)
P3.3	INT1 (interupsi eksternal 1)
P3.4	T0 (input eksternal timer 0)
P3.5	T1 (input eksternal timer 1)
P3.6	WR (write strobe memori data eksternal)
P3.7	WR (read strobe memori program eksternal)

7. **ALE/ PROG**: digunakan untuk menahan alamat memori eksternal selama pelaksanaan instruksi.

8. **RST(Reset):** Input reset pada pin 9 adalah reset master untuk AT89S51. Pulsa transisi dari tinggi selama 2 siklus ke rendah akan mereset mikrokontroler.
9. **XTAL1 dan XTAL2:** pin-pin masukan osilator.
10. **EA/ VPP:** Masukan sinyal terdapat pada pin 31 yang dapat diberikan logika rendah (*ground*) atau logika tinggi (+5V). Jika diberikan logika tinggi maka mikrokontroler akan mengakses program dari ROM internal (EPROM/flash memori). Jika diberi logika rendah maka mikrokontroler akan mengakses program dari memori eksternal.
11. **PSEN (*Program Store Enable*):** Sebuah sinyal keluaran yang terdapat pada pin 29. Fungsinya adalah sebagai sinyal kontrol untuk memungkinkan mikrokontroler membaca program (*code*) dari memori eksternal. Biasanya pin ini dihubungkan ke pin EPROM.

2.8 LCD

LCD (*liquid crystal display*) merupakan salah satu perangkat *display* yang bisa menampilkan gambar atau karakter yang diinginkan. Data yang ingin ditampilkan dalam LCD dapat dikirimkan dari komputer atau mikrokontroler dalam format ASCII.



Gambar2.7 Bentuk fisik LCD.

(sumber: <http://www.skpang.co.uk>)

LCD mempunyai tampilan *dot matrix* yang sudah dilengkapi dengan panel dan rangkaian *driver*. LCD ini bisa menampilkan 1 baris dan 2 baris dan tiap baris memiliki 16 karakter. Untuk keperluan *display*, LCD biasanya mempunyai rangkaian pengontrol, data RAM, dan ROM pembangkit karakter. Untuk pengiriman dan penerimaan data dari/ke LCD, dibutuhkan pin-pin kontrol.

Tabel 2.2 Deskripsi pin-pin pada LCD

No.	Nama pin	Deskripsi
1	VCC	5 Volt
2	GND	0 Volt
3	VEE	Tegangan kontras LCD
4	RS	Register Select
5	RW	Read/Write
6	E	E Clock
7	D0	Data Bus 0
8	D1	Data Bus 1
9	D2	Data Bus 2
10	D3	Data Bus 3
11	D4	Data Bus 4
12	D5	Data Bus 5
13	D6	Data Bus 6
14	D7	Data Bus 7

2.9 Bahasa Pemrograman C

Bahasa C berasal dari bahasa BCPL (*Basic Combined Programming Language*) oleh Martin Richard, Cambridge tahun 1967. Bahasa C yang ditulis diterjemahkan dalam bentuk yang dikenal oleh bahasa mesin. Ada dua jenis

translator atau penerjemah yang digunakan dalam bahasa C, yaitu *interpreter* dan *compiler*.

Interpreter merupakan suatu translator yang menerjemahkan bahasa C ke dalam bahasa yang dikenal mesin satu persatu, dan hasil terjemahan langsung dikerjakan. Sedangkan pada *compiler*, diterjemahkan secara keseluruhan dan hasil terjemahan tersebut disimpan dalam bentuk kode mesin (*object code*), dan kode eksekusi (*execute code*).

Beberapa alasan mengapa bahasa C banyak digunakan, diantaranya adalah sebagai berikut :

1. Bahasa C tersedia hampir di semua jenis komputer
2. Kode bahasa C sifatnya adalah portable dimana ditulis dengan bahasa C untuk suatu komputer tertentu dapat digunakan di komputer lain hanya dengan sedikit modifikasi.
3. Bahasa C hanya menyediakan sedikit kata-kata kunci.
4. Proses *executable program* bahasa C lebih cepat.
5. Dukungan pustaka yang banyak
6. Bahasa C mempunyai struktur yang baik sehingga mudah untuk dipahami dan mempunyai fungsi-fungsi sebagai program bagiannya.
7. Selain bahasa tingkat tinggi, C juga dianggap sebagai bahasa tingkat menengah. Bahasa C mampu menggabungkan kemampuan bahasa tingkat tinggi dengan bahasa tingkat rendah.
8. Bahasa C sifatnya adalah kompiler, akan menghasilkan *executable program* yang banyak dibutuhkan oleh program-program komersial.

2.10 Catu daya

Setiap peralatan elektronik selalu membutuhkan catu daya (*power supply*). Catu daya yang lazim digunakan adalah catu daya dc. Catu daya ini dapat dihasilkan dari sumber tegangan ac 220 V yang kemudian diturunkan besarnya dengan menggunakan trafo *step-down*. Tegangan ini selanjutnya diubah menjadi tegangan dc dengan menggunakan penyearah jembatan. Untuk menghilangkan atau meminimalisir tegangan kerutnya digunakan kapasitor sebagai penapis. Selanjutnya sinyal tegangan ini diregulasi dengan piranti regulator (misalnya: IC 7805) agar diperoleh keluaran dc yang stabil (Malvino, 1999).

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Lokasi Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di Laboratorium Elektronika dan Instrumentasi, Jurusan Fisika Universitas Andalas, Juni sampai September 2012.

3.2 Bahan atau Materi Penelitian

Bahan atau materi pendukung yang digunakan dalam penelitian adalah:

1. *Urine* penderita DM

Urine penderita DM yang diambil adalah *urine* penderita DM 2 jam pp (2 jam setelah makan) yang diketahui kadar gula darahnya. *Urine* yang dijadikan spesimen adalah 2 tetes *urine* yang dicampurkan dengan 3 ml *benedict* dan dipanaskan menggunakan lampu spiritus.

2. Larutan *Benedict*

Larutan *benedict* adalah larutan tembaga yang akan terdeposisi apabila bereaksi dengan glukosa dengan pemanasan sehingga terjadi perubahan warna. Pada spesimen, volume larutan *benedict* yang digunakan adalah 3 ml.

3. Spiritus

Spiritus digunakan sebagai bahan bakar dalam proses pemanasan spesimen.

4. FeCl_3 (pelarut PCB)

FeCl_3 yang dilarutkan dalam air digunakan sebagai pelarut PCB yang telah dicetak.

5. Kawat Timah

Kawat timah digunakan sebagai konduktor untuk menghubungkan komponen-komponen elektronik yang digunakan.

6. PCB polos

PCB polos ini digunakan dalam penyusunan sistem elektronik yang sebelumnya dicetak terlebih dahulu kemudian dilarutkan dengan larutan FeCl_3 .

3.3 Alat Penelitian

Alat yang digunakan dalam penelitian dan pembuatan alat adalah:

1. LED *infrared*

LED *infrared* akan mengemisikan gelombang elektromagnetik *infrared* sebagai sumber cahaya.

2. Fotodioda

Fotodioda digunakan sebagai sensor yang menangkap intensitas cahaya *infrared* yang mampu ditransmisikan larutan spesimen.

3. Komponen catu daya

Catu daya DC digunakan sebagai catu energi untuk seluruh sistem alat ukur ini. Sistem catu daya ini di susun dari trafo *step-down* untuk menurunkan tegangan, dua buah dioda sebagai penyearah, kapasitor sebagai penapis, dan IC regulator sebagai pengatur tegangan keluaran catu daya.

4. Komponen rangkaian minimum mikrokontroler

Sistem minimum berguna untuk mengaktifkan dan menjalankan instruksi pada mikrokontroler.

5. IC AT89S51

IC ini merupakan mikrokontroler yang digunakan sebagai pengontrol kerja sistem alat ukur ini.

6. Komponen sistem ADC0804

Sistem ini berfungsi merubah keluaran dari sistem sensor (LED *infrared* dengan fotodiode) menjadi sinyal-sinyal digital sebagai sinyal masukan yang akan diproses pada mikrokontroler.

7. Solder dan pencabut timah

Solder digunakan untuk memanaskan timah, sedangkan pencabut timah untuk mengeluarkan timah jika terjadi kesalahan.

8. PC (*Personal Computer*).

PC digunakan untuk mengetik dan menjalankan program yang akan ke mikrokontroler AT89S51, melalui *downloader* ASM-51.

9. Multimeter

Digunakan untuk mengukur besaran listrik baik untuk tegangan, arus dan resistor.

10. Papan *Breadbord*

Digunakan untuk uji coba rangkaian.

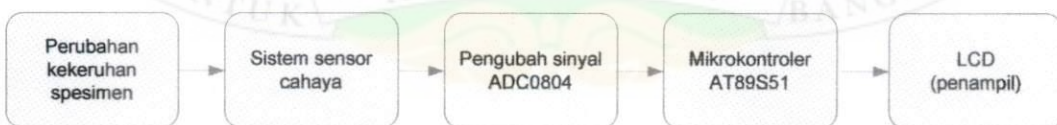
3.4 Teknik Penelitian

Dalam penelitian ini ada beberapa teknik yang dikembangkan agar sistem instrumen yang dibuat berjalan sebagai mana yang diinginkan yaitu:

1. Studi literatur.
2. Pembuatan catu daya.
3. Pembuatan sistem sensor pada papan *breadboard*.
4. Pengambilan sampel dari RSU dan pembuatan spesimen dengan reaksi kimia.
5. Pengujian/karakterisasi sistem sensor.
6. Perancangan diagram blok sistem pengukuran kadar glukosa dalam darah melalui *urine*.
7. Pemahaman fungsi masing-masing komponen yang digunakan untuk merancang bangun alat tersebut.
8. Pembuatan rangkaian secara permanen mulai dari penyolderan pemasangan alat dan komponen serta pengaturan sistem rangkaian.
9. Pembuatan program sistem alat.
10. Pengujian akhir meliputi perangkat keras dan perangkat lunak.

3.4.1 Perancangan Diagram Blok Sistem Pengukuran Kadar Glukosa dalam Darah Melalui *Urine*.

Secara keseluruhan, diagram blok perancangan perangkat keras yang penelitian ini adalah seperti pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram blok sistem pengukuran kadar glukosa dalam darah melalui *urine*.

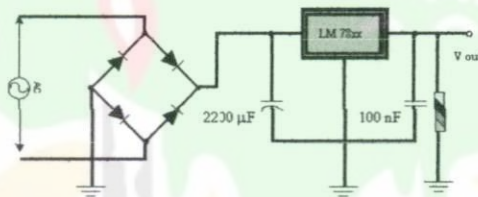
Intensitas cahaya *infrared* setelah melalui spesimen akan diterima oleh sistem sensor cahaya fotodioda. Keluaran sistem sensor ini berupa tegangan *analog* yang kemudian dikondisikan oleh pengondisi sinyal. Sinyal tegangan

analog yang telah terkondisi ini kemudian diubah ke bentuk digital oleh ADC0804. Selanjutnya data digital yang dikeluarkan oleh ADC diolah oleh mikrokontroler untuk ditampilkan di LCD dalam bentuk nilai kadar gula darah.

3.4.2 Perancangan Catu Daya

Dalam penelitian ini dilakukan perancangan 1 buah catu daya +5V dc untuk mencatu sistem sensor, sistem minimum mikrokontroler, dan sistem penampil (LCD).

Skematik rangkaian ditunjukkan pada Gambar 3.2



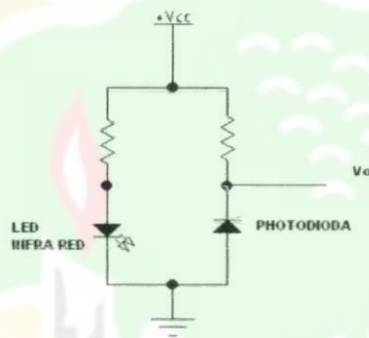
Gambar 3.2 Skematik rangkaian catu daya +5 V

Komponen yang digunakan: sebuah trafo 2 x 6 V / 500 mA, empat buah dioda D1, D2 (masing-masing 1 A), sebuah regulator IC 7805, dua buah kapasitor, dan 1 buah resistor. Keterangan rangkaian:

1. Keempat dioda D1, D2, D3 dan D4 dihubungkan seperti pada Gambar 3.2
2. *Center Tap* (CT) dihubungkan ke Ground.
3. Elco 220 µF digunakan sebagai tapis untuk mendapatkan arus dc yang rata.
4. Keluaran dioda dihubungkan ke pin masukan regulator 7805 untuk mendapatkan catu tegangan + 5V.

3.4.3 Perancangan Sistem Sensor

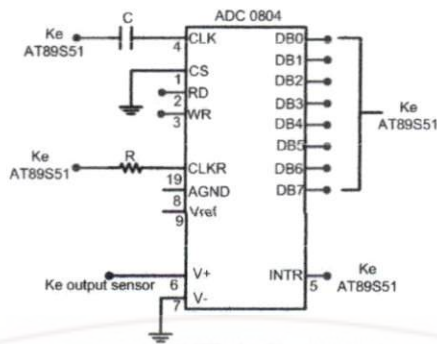
Rangkaian sistem sensor untuk mengukur kadar gula darah ini dirancang menggunakan LED *infrared* (sebagai pemancar cahaya inframerah) dan fotodiode (sebagai penerima), dengan skematik rangkaian dan tata-letak komponen seperti pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Skematik sistem sensor

3.4.4 Perancangan Sistem Pengonversi Sinyal (ADC)

Rangkaian ADC (*analog-to-digital converter*) adalah rangkaian pengonversi atau pengubah sinyal analog menjadi sinyal digital yang diberikan sensor yang berupa tegangan. Tujuan dari pengondisian sinyal ini adalah agar data-data yang dihasilkan dari sensor yang berupa tegangan dapat diolah oleh mikrokontroler, dimana rangkaian ADC ini terdiri resistor 10 ohm dan kapasitor 150 pF yang berfungsi sebagai generator.

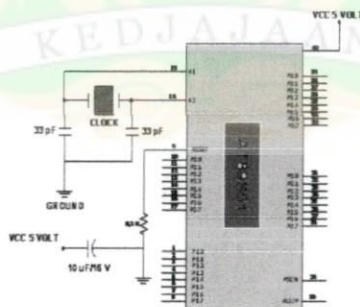


Gambar 3.4 Sistem rangkaian ADC0804

3.4.5 Perancangan Sistem Minimum Mikrokontroler

Rangkaian minimum mikrokontroler AT89S51 digunakan untuk membaca data masukan dari ADC, mengolah data tersebut, dan mengontrol LCD dalam menampilkan hasil pengukuran. Rangkaian ini terdiri dari beberapa komponen, antara lain:

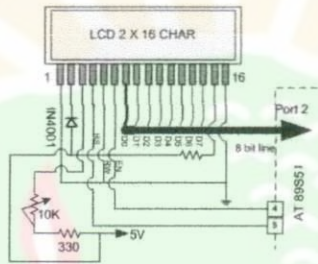
1. Mikrokontroler AT89S51
2. X-TAL 12 MHz
3. Kapasitor (33 pF 2 buah, 10 μ F/16V 1 buah)
4. Resistor 10 k Ω
5. LED



Gambar 3.5 Rangkaian sistem minimum mikrokontroler AT89S51

3.4.6 Perancangan Sistem Minimum Penampil LCD

Perangkat LCD M1632 memiliki jalur data sebanyak 8 bit(D0-D7) dan sinyal kontrol 3 bit yaitu E, RS, dan R/W. Hubungan LCD dengan mikrokontroler AT89S51 dilakukan melalui Port 0 (P0.0 -P0.7), sedangkan untuk mengatur kecerahan dan sudut pandang dari LCD tegangan catu daya LCD diatur dengan potensiometer.



Gambar 3.6 Rangkaian sistem minimum LCD 2x16 karakter.

LCD ini berfungsi untuk menampilkan hasil pengukuran yang telah diolah oleh mikrokontroler. Hasil yang ditampilkan pada LCD adalah hasil perhitungan dari kadar gula darah dari spesimen yang diukur.

3.4.7 Pembuatan Spesimen

Spesimen uji dari perancangan alat ukur kadar gula darah *non-invasive* ini dibuat dengan mereaksikan *urine* penderita dengan tingkat gula pereduksi yang berbeda-beda dengan larutan sulfat tembaga yaitu larutan *benedict*. *Urine* yang didapatkan dari laboratorium rumah sakit M. Djamil adalah *urine* dari penderita diabetes memiliki gula pereduksi positif, mulai dari positif satu (+) sampai dengan positif empat (++++) dan telah diketahui kadar gula darah puasa dan kadar gula darah 2 jam pp (post prandial).

Sampel *urine* yang diambil adalah sampel *urine* penderita yang diambil 2 jam setelah pasien makan. Hal ini dilakukan karena kadar gula darah pasien akan relatif stabil 2 jam setelah makan. Sampel *urine* yang akan diambil adalah sebanyak 12 buah sampel dimana setiap tingkatan gula pereduksi diambil 3 buah sampel. *Urine* ini kemudian direaksikan dengan larutan *benedict*. Dua setengah milliliter larutan *benedict* ditetesi 2 tetes urine sampel. Menurut King, 2009 dalam bukunya *Urinalysis*, pendeteksian gula dalam *urine* dengan prosedur *copper reduction test* dapat dilakukan dengan mereaksikan *urine* dengan larutan *benedict* dimana setiap satu tetes *urine* direaksikan dengan lebih kurang 1 ml larutan *benedict*. Campuran *urine* dengan larutan *benedict* ini kemudian dipanaskan dengan menggunakan lampu spiritus dan setelah terjadi perubahan warna campuran maka dipasang pada sistem alat yang sudah dirancang.

3.5 Variabel atau parameter-parameter

Variabel atau parameter yang akan dipelajari dalam penelitian ini adalah bagaimana perubahan warna yang akan terjadi setelah mereaksikan larutan *benedict* dengan sampel *urine* 2 jam pp, intensitas cahaya yang dapat ditransmisikan oleh spesimen hasil reaksi tersebut serta tegangan yang dihasilkan oleh sistem sensor yang dibuat.

3.6 Teknik Pengolahan dan Analisis Data

Adapun teknik pengolahan dan analisis data yang dilakukan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Pengambilan data karakterisasi ADC dengan melihat hasil tampilan desimal yang terbaca oleh ADC dengan variasi tegangan input pada ADC. Tegangan

input yang diberikan dihasilkan dari rangkaian pembagi tegangan dengan menggunakan potensiometer atau resistor variabel. Pengambilan data ini dilakukan untuk melihat linieritas pembacaan ADC.

2. Pengambilan data karakterisasi sistem sensor dengan melihat tegangan keluaran yang dihasilkan sistem sensor yang terbaca oleh multimeter dengan variasi jarak antara sumber cahaya infrared dan sensor fotodiode. Pada pengambilan data ini akan dilihat pengaruh radiasi dari luar yang mungkin mempengaruhi pembacaan sistem sensor.
3. Pengambilan data karakterisasi sistem sensor dengan angka desimal ADC yang terbaca pada tampilan LCD dengan variasi jarak antara sumber cahaya infrared dan sensor fotodiode.
4. Pengambilan data karakterisasi tampilan ADC di LCD dengan variasi tingkat gula darah spesimen.
5. Perumusan fungsi dan pembuatan program. Fungsi ini dibuat dari hasil analisis pada point 4.
6. Pengambilan data dan pengujian kesalahan.
7. Evaluasi fungsi dan program.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Pengujian Catu Daya

Pengujian terhadap rangkaian catu daya dimaksudkan untuk mengetahui dan memastikan tegangan keluaran catu daya yang akan digunakan untuk mencatu sistem sensor, sistem minimum mikrokontroler, dan sistem penampil (LCD).

Hasil pengukuran terhadap rangkaian catu daya tersebut adalah sebagai berikut:

1. Tegangan sumber dari PLN : 220 V (ac)
2. Tegangan sekunder trafo : 7,5 V (ac)
3. Tegangan keluaran penyearah : 8,5 V (dc)
4. Tegangan keluaran IC 7805 : 4,92 V (dc)

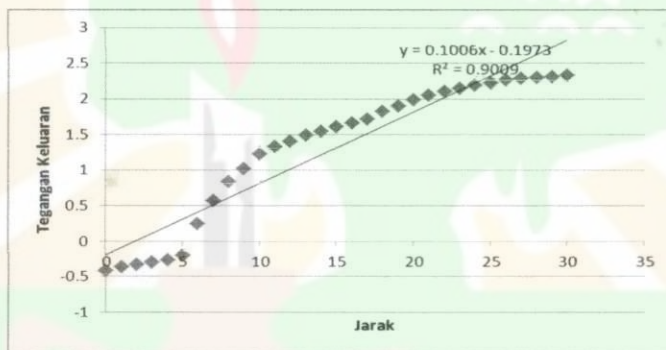
Tegangan keluaran yang dihasilkan oleh catu daya yang dibuat adalah sebesar 4,92 volt sedangkan tegangan keluaran idel yang diharapkan adalah 5 volt. Penurunan tegangan ini disebabkan karena keluaran dari penyearah (dioda) akan memiliki *ripple* (riak). Riak yang terdapat pada masukan akan menghasilkan pembacaan alat ukur yang tidak stabil sehingga digunakan kapasitor untuk menghilangkan riak ini. Proses pengisian dan pelepasan muatan pada kapasitor akan menghilangkan riak dan menyebabkan tegangan sedikit turun.

4.2 Karakterisasi Sistem Sensor

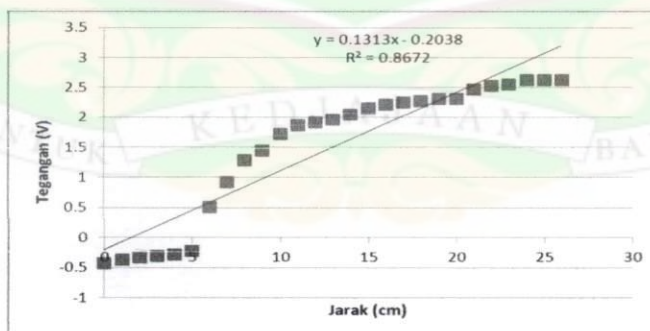
Karakterisasi sistem sensor diperlukan untuk mengetahui karakter dan perilaku dari sistem sensor yang digunakan dalam penelitian. Karakterisasi

dilakukan dengan melihat pengaruh jarak antara LED dan sensor fotodioda terhadap tegangan keluaran yang dihasilkan. Karakterisasi ini dilakukan dengan dua perlakuan yaitu di tempat yang relatif terang dan di tempat yang sedikit gelap.

Dari grafik hubungan antara tegangan dan jarak (Gambar 4.1) didapatkan fungsi *transfer* $y = 0,1006x - 0,1973$ volt, dengan tingkat sensitivitas sensor sebesar $0,095103$ V/cm dan derajat korelasi liniernya sebesar $R^2 = 0,9009$ (di tempat gelap) dan pada tempat yang relatif terang dengan fungsi *transfer* $y = 0,1313x - 0,2038$ volt dan derajat korelasi yang lebih kecil dari pada di tempat gelap (sedikit *noise*) yaitu 0.8672 .



Gambar 4.1 Pengaruh jarak dengan tegangan keluaran sistem sensor di tempat gelap

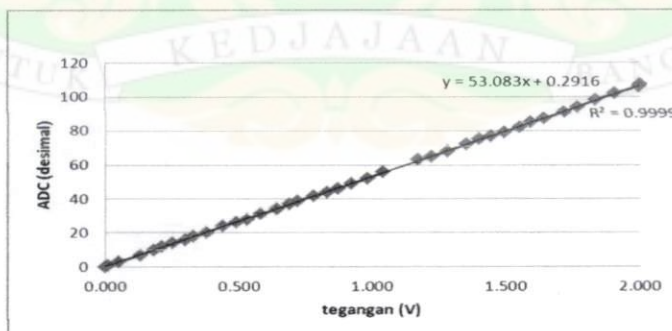


Gambar 4.2 Pengaruh jarak dengan tegangan keluaran sistem sensor di tempat terang

Dari grafik terlihat dengan jelas bahwa sistem sensor sangat peka dan mudah terpengaruh oleh cahaya yang berasal dari luar. Cahaya matahari juga meradiasikan cahaya inframerah sehingga apabila sistem sensor tidak dalam keadaan yang tertutup maka bisa jadi cahaya yang masuk pada fotodiode bukan dari LED *infrared* saja melainkan juga dari luar.

4.3 Karakterisasi Rangkaian ADC

Karakterisasi rangkaian ADC dilakukan dengan menanamkan program baca ADC ke dalam mikrokontroler yang terhubung di P2 dan P3 mikrokontroler tersebut. Hasil dari pembacaan tersebut kemudian akan ditampilkan melalui LCD. Setelah itu dilakukan pengujian ADC0804 dengan masukan berasal dari rangkaian pembagi tegangan yang menggunakan potensiometer (10 k Ω) yang dicatu dengan tegangan 4,92 V, kemudian potensiometer diputar dari keadaan minimum ke keadaan maksimum. Hal ini akan mengakibatkan tegangan keluaran rangkaian pembagi tegangan (masukan ADC) akan naik, tegangan pada multimeter untuk setiap kenaikan data desimal ADC yang tertera pada layar LCD. Hasil pengujian ditampilkan dalam bentuk grafik hubungan antara tegangan dan data desimal yang dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Grafik karakterisasi ADC0804

Berdasarkan grafik pada Gambar 4.3 diperoleh persamaan regresi linear antara masukan dan keluaran ADC 0804 dengan persamaan $y = 53,083x + 0,2916$, x pada persamaan merupakan nilai tegangan masukan ADC (V) sedangkan y adalah keluaran ADC (desimal) yang ditampilkan melalui LCD. Dari grafik diperoleh koefisien korelasi tegangan masukan ADC terhadap data desimal sebesar $R^2 = 0,9999$ yang hampir mendekati 1 yang berarti memiliki korelasi linear yang cukup baik untuk dipakai pada rancang bangun alat ukur ini.

4.4 Pengujian LCD

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui apakah LCD yang dipakai mampu bekerja sebagaimana mestinya atau tidak. LCD memiliki 16 pin yang terdiri dari 8 pin jalur data, 2 pin sumber tegangan dan 1 pin pengatur kontras, 3 pin kontrol dan 2 pin *ground*. Pengujian pertama dilakukan dengan memberikan tegangan pada pin sumber tegangan LCD, maka LCD akan menyala. Kemudian dengan memasukkan program ke mikrokontroler dan menjalankannya maka diperoleh tampilan LCD seperti pada Gambar 4.4



Gambar 4.4 Pengujian LCD dengan menanamkan program penampil nama

4.5 Pengujian Mikrokontroler AT89S51

Pengujian rangkaian mikrokontroler AT89S51 diawali dengan pengujian pada *breadboard*, pengujian dilakukan dengan menggunakan multimeter untuk melihat hubungan rangkaian apakah sudah terhubung dengan baik atau belum agar rangkaian mikrokontroler dapat menanam dan menjalankan program sesuai dengan yang diharapkan. Setelah dipastikan pengukuran sesuai atau mendekati teori yang ada maka dapat dipindahkan pada papan PCB.

Tabel 4.1 Hasil pengujian pada mikrokontroler

Titik Pengujian	Hasil Pengukuran (V)
V_i (ideal) = 5 volt	4,92
Pin 20	0,01
Pin 40	4,90

Setelah semua rangkaian benar dan hubungan rangkaian terhubung dengan baik, selanjutnya mikrokontroler dan rangkaian minimumnya diuji untuk ditanamkan program. Pengujian dilakukan untuk melihat apakah komputer dapat merespon adanya mikrokontroler atau tidak. Hal ini perlu dilakukan sebelum menanamkan program pada mikrokontroler agar komputer dapat merespon mikrokontroler dan program bisa ditanamkan ke mikrokontroler.

4.6 Karakterisasi Sistem Alat Ukur Kadar Gula Darah

Pada karakterisasi sistem alat ukur ini akan dilihat intensitas cahaya inframerah yang mampu diteruskan oleh spesimen ke sensor fotodiode. Perbedaan kadar gula darah dari spesimen uji menyebabkan warna dan tingkat kekeruhan

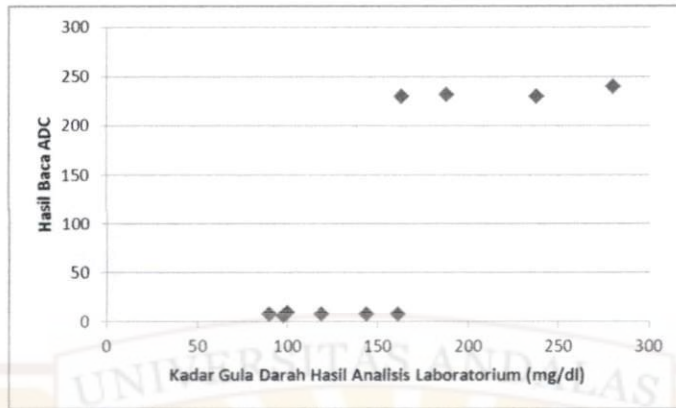
yang berbeda pada spesimen uji yang akan menyebabkan perbedaan intensitas cahaya inframerah yang diterima oleh sensor fotodiode. Semakin tinggi tingkat kekeruhan dari spesimen maka tegangan keluaran dari sensor akan semakin besar. Tegangan keluaran dari sensor tersebut akan dibaca dan diterjemahkan oleh ADC dalam bentuk desimal yang ditampilkan melalui LCD dengan mengoperasikan mikrokontroler dengan program baca ADC.

Pada karakterisasi pertama spesimen dibuat dengan melarutkan 3 ml larutan *benedict* dengan 5 tetes *urine* yang memiliki reduksi gula positif. Larutan yang dibuat kemudian dibakar di atas lampu spiritus sampai mendidih. Pada pengujian pertama ini lama waktu pembakaran *urine* tidak ditetapkan. Pembakaran dilakukan sampai reduksi glukosa dalam urin terjadi dan menyebabkan perubahan warna. Adapun hasil karakterisasi yang didapatkan dapat dilihat pada tabel 4.2.

Tabel 4.2 Karakterisasi sistem alat ukur pengujian I

Kode Sampel	Pembacaan ADC	Kadar Gula Darah (mg/dl)	Tegangan Keluaran Sistem Sensor (Volt)
L	7	119	0.1268
Q	7	144	0.1275
Q2	243	163	4.64
V1	245	280	4.68
I1	231	238	4.43
I	247	188	4.7
E1	7	100	0.1349
C2	7	98.12	0.1309
K3	7	99.48	0.1286
F1	7	90	0.1279
J3	7	161.4	0.1266

Data hasil karakterisasi pada Tabel 4.2 diplot ke dalam bentuk grafik seperti pada Gambar 4.5



Gambar 4.5 Grafik karakterisasi I

Dari grafik pada Gambar 4.5 terlihat bahwa perubahan kekeruhan dari variasi kadar gula darah spesimen dengan hasil pembacaan ADC sangat tidak linier. Pada kadar gula darah di atas 163 mg/dl (kode sampel Q2, V1, I1, I), keluaran sistem sensor langsung mengalami saturasi. Hal ini disebabkan karena sistem sensor terhalang penuh oleh spesimen.

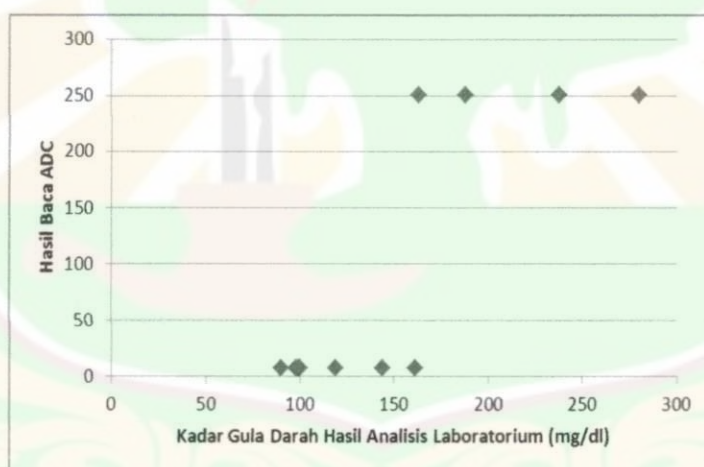
Pengujian selanjutnya dilakukan dengan menggunakan sumber cahaya dari LED super biru. Hal ini dilakukan karena berdasarkan spektrum gelombang elektromagnetik, cahaya biru memiliki frekuensi yang lebih tinggi dibandingkan dengan frekuensi dari cahaya inframerah sehingga memiliki energi yang lebih besar dari energi yang dimiliki oleh cahaya inframerah sehingga memungkinkan untuk memiliki daya tembus yang lebih tinggi dari pada cahaya inframerah.

Hasil pengujian spesimen dengan menggunakan LED super biru ditunjukkan pada Tabel 4.3

Tabel 4.3 Hasil karakterisasi dengan menggunakan LED super biru

Kode Sampel	Baca ADC	Kadar Gula Darah (mg/dl)	Tegangan Keluaran Sistem Sensor (Volt)
L	7	119	0.1068
Q	7	144	0.118
Q2	251	163	4.81
V1	251	280	4.81
I1	251	238	4.8
I1	251	188	4.81
E1	7	100	0.12
C2	7	98.12	0.119
K3	7	99.48	0.112
F1	7	90	0.1109
J3	7	161.4	0.1077

Dari data pada tabel, dapat dibuat grafik untuk melihat hubungan antar variabel



Gambar 4.6 Hubungan antara kadar gula darah spesimen dan baca ADC

Hampir sama dengan pengujian I, pengujian kadar gula darah spesimen dengan menggunakan LED super biru juga menunjukkan gejala yang sama dimana sistem sensor langsung mengalami saturasi pada urin dengan reduksi gula di atas positif dua.

Pada pengujian I, II, spesimen dibuat dengan mereaksikan 3 ml larutan *benedict* dengan 5 tetes *urine* serta waktu pembakaran yang tidak ditentukan. Pembakaran spesimen yang dilakukan dengan waktu yang tidak ditentukan/relatif lama ini kemungkinan menyebabkan reaksi reduksi logam secara berlebihan sehingga menghasilkan gumpalan-gumpalan yang sangat banyak dan menghambat sinar inframerah maupun LED super biru menuju sensor fotodioda. Kemungkinan lain yang mungkin ikut mempengaruhi kekeruhan dari spesimen ini adalah banyaknya *urine* yang diteteskan dan direaksikan pada larutan *benedict*.

Untuk mengatasi permasalahan pada pengujian sebelumnya maka pengujian selanjutnya dilakukan dengan mereaksikan 3 ml larutan *benedict* dengan 2 tetes *urine* yang memiliki reduksi gula positif. Pembakaran spesimen dilakukan selama 30 detik pada saat spesimen tepat akan mendidih. Pada pengujian ini didapatkan hasil karakteristik seperti pada Tabel 4.4

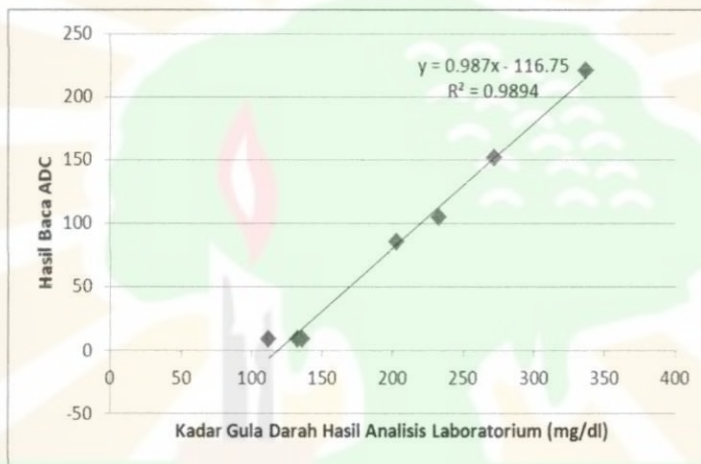
Tabel 4.4 Karakterisasi uji III

Kode Sampel	Baca ADC	Kadar Gula Darah (mg/dl)
E2	9	132.4
I	221	336.4
O1	9	112
O	9	136
A2	105	233
T	85	203
K1	151	272

Sampel yang digunakan untuk karakterisasi uji III merupakan sampel baru, sehingga kode sampel uji III dengan uji sebelumnya berbeda namun juga memiliki reduksi gula *urine* positif. Pengambilan sampel baru dilakukan karena

penyimpanan sampel *urine* terlalu lama akan menyebabkan raksi reduksi dan pembacaan alat ukur tidak sesuai dengan apa yang diharapkan.

Dari data hasil karakterisasi seperti pada Tabel 4.4 dapat dilihat bahwa perubahan kadar gula darah dari spesimen yang diuji cukup signifikan dengan pembacaan desimal (baca ADC) pada tampilan LCD. Untuk melihat linieritas dari data yang didapatkan maka data pada tabel diplot dalam bentuk grafik seperti pada Gambar 4.7

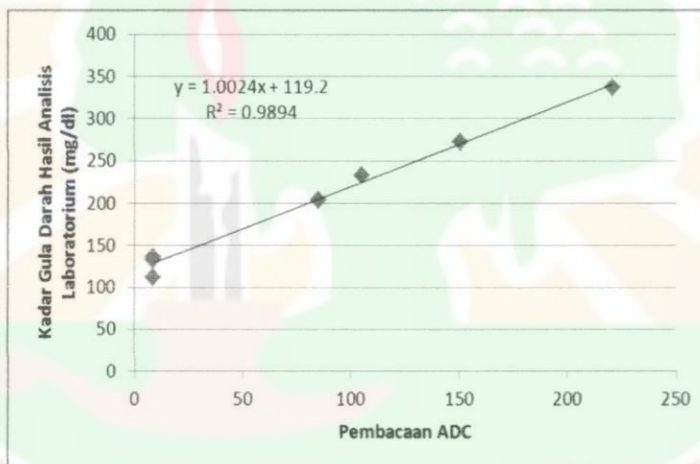


Gambar 4.7 Grafik hubungan pembacaan ADC dengan kenaikan kadar gula darah uji III

Pengujian spesimen uji III ini menghasilkan grafik yang cukup linier antara pembacaan ADC pada tampilan LCD dengan kadar gula darah spesimen. Terbukti bahwa semakin lama proses pembakaran dilakukan maka reaksi reduksi yang terjadi akan semakin banyak sehingga spesimen akan menjadi sangat keruh dan tidak dapat meneruskan cahaya inframerah dari sistem sensor yang digunakan. Selain itu, jumlah *urine* yang direaksikan untuk membuat spesimen uji juga sangat mempengaruhi kekeruhan spesimen uji setelah dilakukan pemanasan.

4.7 Pengujian Perangkat Lunak

Keluaran tegangan sistem sensor akan menjadi masukan pada rangkaian ADC 0804. Jadi, dibutuhkan persamaan garis regresi linear yang terbentuk dari pembacaan desimal ADC pada LCD terhadap kadar gula darah spesimen. Persamaan yang didapatkan akan dimasukkan ke dalam program sebagai hasil pembacaan dari sistem alat ukur terhadap perubahan kadar gula darah spesimen. Persamaan ini didapat dari hasil karakterisasi sistem alat ukur dengan memplot hubungan antara kadar gula darah spesimen dengan hasil pembacaan ADC (Tabel 4.4) yang ditampilkan melalui LCD.



Gambar 4.8 Grafik hubungan antara hasil baca ADC dengan kadar gula darah hasil analisis laboratorium

Persamaan yang dipakai adalah persamaan regresi linier seperti pada Gambar 4.8 dengan persamaan $y = 1.0024x + 119.2$, pada persamaan ini, x adalah hasil baca ADC. Program ditulis dengan menggunakan MIDE 51, dengan menggunakan bahas pemrograman C. Program tersebut ditulis secara lengkap kemudian dikompilasi dan kemudian ditanamkan ke dalam mikrokontroler AT89S51 dengan menggunakan *software* ISP pgm.

Pengujian ini dilakukan dengan cara memanggil salah satu prosedur percobaan pada program utamanya dan ditanamkan ke dalam mikrokontroler dan dilihat hasilnya. Hasil pengujian menunjukkan bahwa mikrokontroler dapat menuliskan data ke LCD dan dapat menampilkan pembacaan ADC0804. Pengujian dari keluaran sensor berupa tegangan analog dan dikonverter ke ADC0804 dan diproses melalui mikrokontroler AT89S51 dapat menampilkan besarnya kadar gula darah.

Pengujian perangkat lunak ini dilakukan secara simulasi dengan memberikan masukan ADC yang berasal dari potensiometer sebagai pengganti sistem sensor LED *infrared*-fotodioda. Pada saat potensiometer diputar maka tegangan masukan ADC akan berubah dan data desimal ADC akan ikut berubah sehingga nilai pembacaan kadar gula darah akan ikut berubah.

4.8 Pengujian Sistem Alat Ukur

Pengujian sistem alat ukur secara keseluruhan dilakukan setelah persamaan linier hubungan antara pembacaan ADC dan kadar gula darah telah dimasukkan dalam program dan telah ditanamkan pada mikrokontroler. Pengujian sistem alat ukur ini dilakukan dengan membandingkan hasil pembacaan kadar gula darah oleh sistem alat ukur dengan kadar gula darah spesimen yang didapatkan dari laboratorium RS. M. Djamil.

Pengujian hasil pembacaan sistem alat ukur ini dilakukan untuk melihat seberapa akuratnya pembacaan alat ukur dibandingkan dengan hasil analisa laboratorium. Hasil pengujian pembacaan sistem alat ukur dapat dilihat pada Tabel

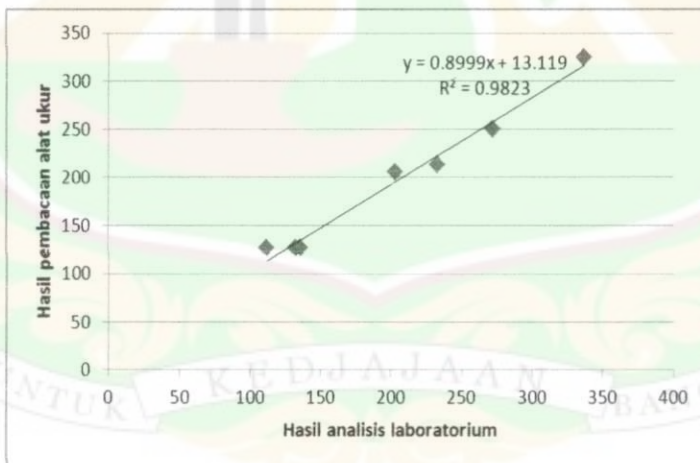
4.5

Tabel 4.5 Perbandingan pembacaan kadar gula darah pada alat ukur dengan hasil analisa laboratorium

Kode Sampel	Kadar Gula Darah (Hasil Analisis Laboratorium) dalam mg/dl	Kadar Gula Darah (Alat Ukur) dalam mg/dl	% Kesalahan Relatif
E2	132.4	127	-2.40
I	336.4	324	-5.52
O1	112	127	6.68
O	136	127	-4.01
A2	233	213	-8.91
T	203	206	1.33
K1	272	250	-9.80

Dari Tabel 4.5 dapat dilihat bahwa sistem alat ukur ini memiliki akurasi dan ketepatan pembacaan yang sedikit berbeda dengan kadar gula darah hasil analisis laboratorium namun masih bisa digunakan sebagai alat ukur kadar gula darah *non-invasive* dengan persen kesalahan relatif maksimum sebesar 9.8 %.

Korelasi dan akurasi pembacaan alat ukur terhadap kadar gula darah hasil analisis laboratorium dapat dilihat pada gambar 4.9



Gambar 4.9 Korelasi kadar gula darah yang terukur pada alat dengan hasil analisis laboratorium

Pada grafik terlihat bahwa hasil pembacaan alat ukur dan hasil analisis laboratorium mempunyai korelasi yang cukup kuat dengan koefisien korelasi

sebesar 9,8% sehingga dapat dikatakan alat ini cukup akurat untuk mengukur kadar gula darah secara *non-invasive*.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

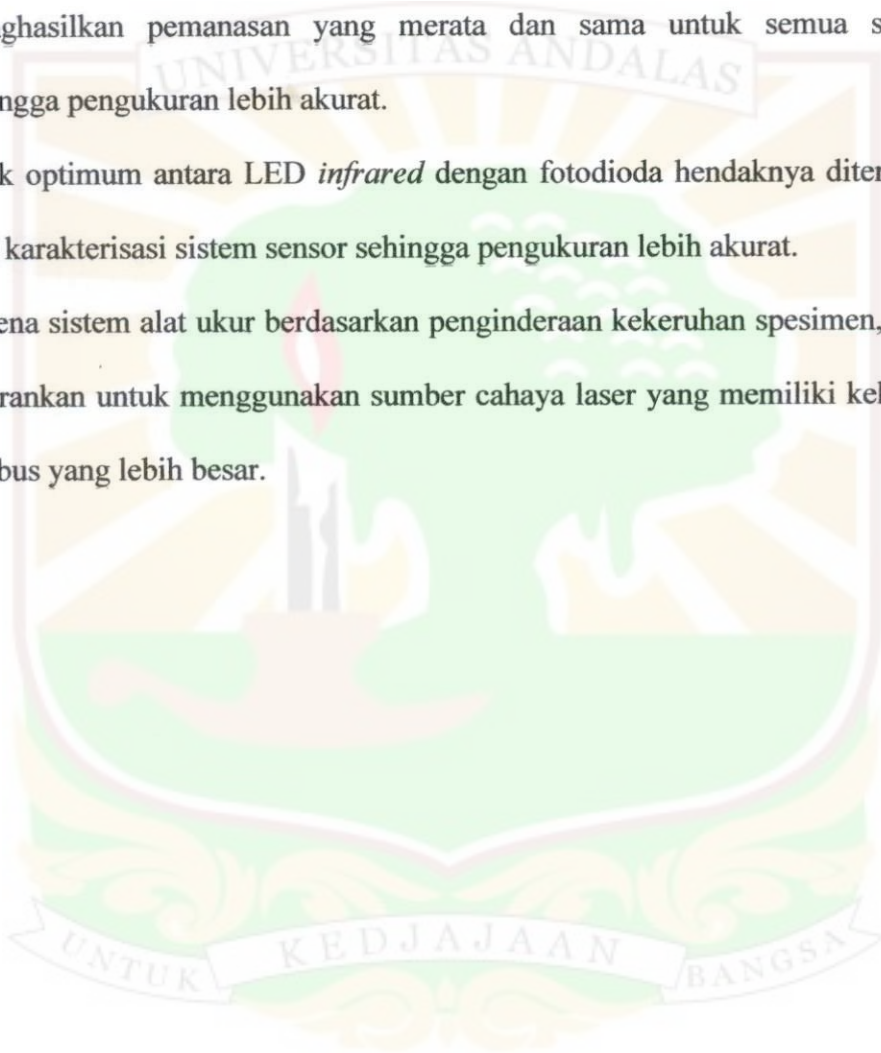
5.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Alat ukur kadar gula darah *non-invasive* berbasis mikrokontroler AT89S51 dengan menggunakan sistem sensor yang terdiri dari LED dan fotodiode yang, serta LCD karakter 2x16 sebagai penampil data hasil pengukuran ini dapat digunakan untuk kadar gula darah secara *non-invasive*.
2. Spesimen yang cocok untuk alat ukur ini adalah spesimen yang dibuat dengan mereaksikan 2 tetes *urine* dengan reduksi glukosa *urine* positif dengan 3 ml larutan *benedict*.
3. Pembakaran yang ideal dilakukan selama 30 detik yaitu setelah spesimen mendidih agar reaksi reduksi tidak terjadi secara berlebihan sehingga menghasilkan spesimen yang sangat keruh sehingga hasil yang didapatkan tidak tepat.
4. Pembacaan dilakukan sesaat setelah larutan mendidih dan berubah warna karena penundaan pembacaan akan membuat reaksi reduksi berjalan lebih lama sehingga terjadi kesalahan pembacaan.
5. Rentang pengukuran adalah 124 mg/dl sampai 340 mg/dl.
6. Kesalahan relatif maksimum pembacaan alat ukur adalah sebesar 9.8 %.

5.2 Saran

1. Penggunaan wadah spesimen yang lebih tipis mungkin akan menghasilkan pengukuran yang lebih akurat.
2. Penggunaan dudukan tabung reaksi untuk pembakaran mungkin akan menghasilkan pemanasan yang merata dan sama untuk semua sampel sehingga pengukuran lebih akurat.
3. Jarak optimum antara LED *infrared* dengan fotodiode hendaknya ditentukan dari karakterisasi sistem sensor sehingga pengukuran lebih akurat.
4. Karena sistem alat ukur berdasarkan penginderaan kekeruhan spesimen, maka disarankan untuk menggunakan sumber cahaya laser yang memiliki kekuatan tembus yang lebih besar.



DAFTAR PUSTAKA

- American Diabetes Association, Report of the expert committee on the diagnosis and classification of diabetes mellitus. *Diabetes Care*. 2006.
- Chee, C., 2004, *Glucose Sensors: Toward Closed Loop Insulin Delivery*, The Johns Hopkins University School Of Medicine, Baltimore.
- George, W., 2010, *Introduction To The Glucose Sensing Problem*, John Wiley & Sons, Inc.
- Gillies, 2005, Investigation Into The Non-Invasive Monitoring Of Blood Glucose Levels In People With Diabetes, *Disertasi*, University Of Southern Queensland, Queensland.
- Indah, R., 2011, Korelasi Kadar Gula Darah Puasa Dengan Glukosa Urin Dengan Penderita Diabetes Melitus Di Rumah Sakit Rsup Dr Esnawan Antartika, *Karya Tulis Ilmiah Analisis Kesehatan*. Perguruan Tinggi Mh Thamrin, Jakarta.
- Jin, Z., 2011, Noninvasive Diagnostic Devices For Diabetes Through Measuring Tear Glucose, *Journal Of Diabetes Science And Technology*, University Of Western Ontario, London.
- John, S., 2011, *The Pursuit Of Noninvasive Glucose: "Hunting The Deceitful Turkey"*.
- Kiechle, F., 2009, *Blood Glucose: Measurement In The Point-Of-Care Setting*, William Beaumont Hospital, Royal Oak.
- King, S., 2008, *Urinalysis*, Davis Company, Philadelphia.
- Lala, B. 2008. *Gelombang elektromagnetik*. Erlangga, Jakarta.
- Lim, E., 2010, *Design of an Optical Fibre Glucose Biosensor*, McMaster University, Ontario.
- Malvino, A.P., 1999, *Prinsip-Prinsip Elektronika*, Jilid 2, Erlangga, Jakarta.
- Nadhil, A., 2009, Digital Urine Tester (Diabetes), *Laporan Penelitian Tugas Akhir*, Universiti Kuala Lumpur British Malaysian Institute, Kuala Lumpur.

- Oktaria, M., 2010, Rancang Bangun Pendeteksi Kadar Gula Dalam Darah Secara *Non-Invasive* Berbasis Mikrokontroler Atmega 8535, *Laporan Penelitian Tugas Akhir*, Universitas Diponegoro.
- Park, D., 2005, *Design Of A Portable Urine Glucose Monitoring System For Health Care*, Yonsei University, Republic Of Korea.
- Reza, A., 2011, Uji Fehling Terhadap Gula Pereduksi, *Jurnal Ilmiah Kimia*
- Samuelson, L., 2009, *Recent Developments In Less Invasive Technology To Monitor Blood Glucose Levels In Patients With Diabetes*, University Of North Carolina, Chapel Hill.
- Supriyono. 2006. *Fisika untuk SMA/MA Jilid Xb*. Surabaya: Sagufindo Kinarya.
- Sutrisno, 1987, *Elektronika 2 Teori dan Penerapannya*, Penerbit ITB, Bandung.
- Syailendra, R., 2009, Alat Pendeteksi Kadar Gula Dalam Tubuh Melalui Urin Secara Otomatis Berbasis Mikrocontroller, *Laporan Penelitian Tugas Akhir*, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.
- Valery, T., 2009, *Handbook Of Optical Sensing Of Glucose In Biological Fluids And Tissues*, Crc Press, London.
- World Health Organization, Diabetes Factsheet No 132, Geneva (Switzerland): WHO; 2011
- Woei, J., 2010, Blood Glucose Measurement Through Urine Strip Using A Photosensor, *Laporan Penelitian Tugas Akhir*, Universiti Teknologi Malaysia, Malaysia.

Lampiran A. Data Hasil Pengujian Alat

Lampiran A.1 Tabel pengujian ADC 0804 (V_{in} Vs desimal ADC)

tegangan (volt)	adc (desimal)
0.000	0
0.010	1
0.050	3
0.130	7
0.180	10
0.210	12
0.250	14
0.300	16
0.330	18
0.380	20
0.440	24
0.490	26
0.530	28
0.580	31
0.640	34
0.690	37
0.720	39

Lampiran B. Listing program alat ukur

Lampiran B.1 *Listing* program Gula Darah

```
#include "at89x51.h"

#define LCDRS P2_0
#define LCDEN P2_1
#define LCDBUS P0
#define ADCBUS P3
#define WR P1_3 // KAKI 3 adc DI PIN pin1_3
#define INTR P1_2 // kaki 5 adc di pin1_2

#include "lcdangka.h"

unsigned char desimal;
float gd;

void main()
{ // mulai

inisialisasi();
while (1) //ulangi selalu
    { //begin while
        //hitung desimal

WR = 0; // memulai baca ADC

        delay(10000); //tunda 100 us

        WR = 1; // baca nilai adc
```

```
while(INTR == 1)
{
    ;}
desimal = ADCBUS;
gd = (desimal* 1.0024 + 119.2);// hasil karakteristik
xy(1,1);
tulisstring("gula darah ");
xy(2,5);
tulisangka(gd);// menuliskan nilai gula darah di LCD
tulisstring(" ");// menuliskan nilai gula darah di LCD
xy(2,10);tulisstring("mg/dl");
} // end while
} // end main
```



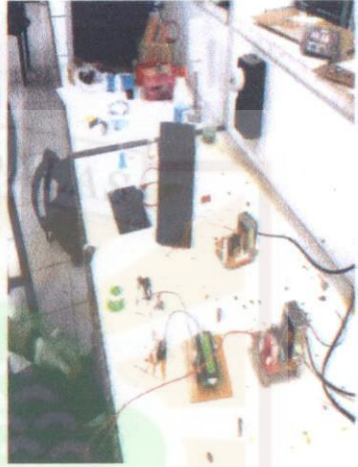
Lampiran C. Gambar kegiatan pengujian alat



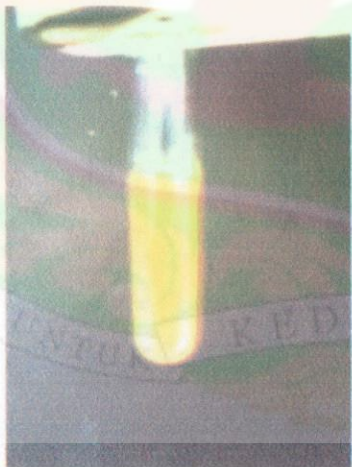
Pembuatan dan Pengujian
Spesimen



Sampel *Urine*



Sistem Alat Ukur



Spesimen



Pengujian Catu Daya

Lampiran D. Contoh perhitungan % Kesalahan relatif

Contoh D.1 Perhitungan % kesalahan relatif

% Kesalahan relatif

$$= \frac{(\text{Gula Darah}_{\text{praktek}} - \text{Gula Darah}_{\text{acuan}})}{\text{Gula Darah}_{\text{acuan max}} - \text{Gula Darah}_{\text{acuan min}}} \times 100 \%$$

Data :

Gula Darah _{acuan} (analisis laboratorium)	= 132,4	mg/dl
Gula Darah _{praktek} (alat ukur)	= 127	mg/dl
Gula Darah _{acuan max}	= 336,4	mg/dl
Gula Darah _{acuan min}	= 112	mg/dl

$$\begin{aligned} \text{\% Kesalahan relatif} &= \frac{127 - 132,4}{336,4 - 112} \times 100\% \\ &= -2,406 \% \end{aligned}$$

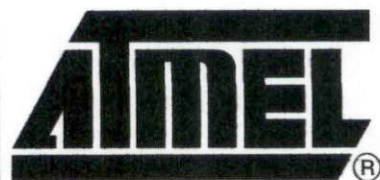
Features

- Compatible with MCS-51® Products
- 4K Bytes of In-System Programmable (ISP) Flash Memory
- Endurance: 1000 Write/Erase Cycles
- 2.7V to 5.5V Operating Range
- Static Operation: 0 Hz to 33 MHz
- Two-Level Program Memory Lock
- 8-bit Internal RAM
- 8 Programmable I/O Lines
- Two 16-bit Timer/Counters
- Five Interrupt Sources
- Full Duplex UART Serial Channel
- Power Idle and Power-down Modes
- Watchdog Timer
- Watchdog Recovery from Power-down Mode
- Two Data Pointers
- Power-off Flag
- Low Programming Time
- Full On-chip ISP Programming (Byte and Page Mode)

Description

The AT89S51 is a low-power, high-performance CMOS 8-bit microcontroller with 4K bytes of in-system programmable Flash memory. The device is manufactured using high-density nonvolatile memory technology and is compatible with the industry standard 80C51 instruction set and pinout. The on-chip Flash allows the program memory to be reprogrammed in-system or by a conventional nonvolatile memory programmer. By combining a versatile 8-bit CPU with in-system programmable Flash on a single chip, the Atmel AT89S51 is a powerful microcontroller which provides a flexible and cost-effective solution to many embedded control applications.

The AT89S51 provides the following standard features: 4K bytes of Flash, 128 bytes of internal RAM, 8 I/O lines, Watchdog timer, two data pointers, two 16-bit timer/counters, a five-level interrupt architecture, a full duplex serial port, on-chip oscillator, and support circuitry. In addition, the AT89S51 is designed with static logic for operation down to zero frequency and supports two software selectable power saving modes. The Idle Mode stops the CPU while allowing the RAM, timer/counters, serial port, and interrupt system to continue functioning. The Power-down mode saves the RAM content but freezes the oscillator, disabling all other chip functions until the next external reset or hardware reset.



8-bit Microcontroller with 4K Bytes In-System Programmable Flash

AT89S51

Rev. 2487A-10/01



Configurations

PDIP

P1.0	1	40	VCC
P1.1	2	39	P0.0 (AD0)
P1.2	3	38	P0.1 (AD1)
P1.3	4	37	P0.2 (AD2)
P1.4	5	36	P0.3 (AD3)
(MOSI) P1.5	6	35	P0.4 (AD4)
(MISO) P1.6	7	34	P0.5 (AD5)
(SCK) P1.7	8	33	P0.6 (AD6)
RST	9	32	P0.7 (AD7)
(RXD) P3.0	10	31	EA/VPP
(TXD) P3.1	11	30	ALE/PROG
(INT0) P3.2	12	29	PSEN
(INT1) P3.3	13	28	P2.7 (A15)
(T0) P3.4	14	27	P2.6 (A14)
(T1) P3.5	15	26	P2.5 (A13)
(WR) P3.6	16	25	P2.4 (A12)
(RD) P3.7	17	24	P2.3 (A11)
XTAL2	18	23	P2.2 (A10)
XTAL1	19	22	P2.1 (A9)
GND	20	21	P2.0 (A8)

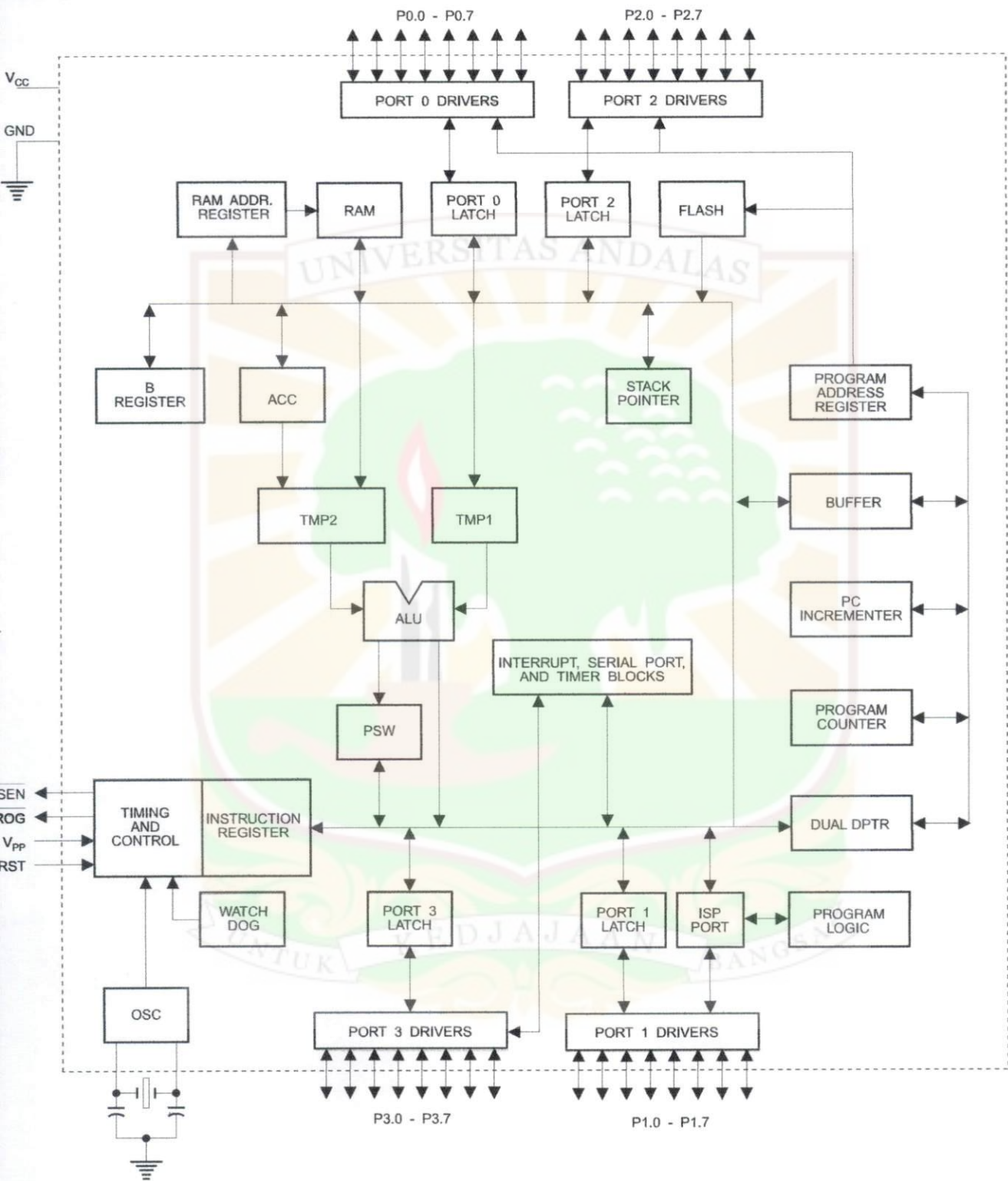
PLCC

P1.4	6	39	P0.4 (AD4)
P1.3	5	38	P0.5 (AD5)
P1.2	4	37	P0.6 (AD6)
P1.1	3	36	P0.7 (AD7)
P1.0	2	35	EA/VPP
NC	1	34	NC
VCC	44	33	ALE/PROG
P0.0 (AD0)	43	32	PSEN
P0.1 (AD1)	42	31	P2.7 (A15)
P0.2 (AD2)	41	30	P2.6 (A14)
P0.3 (AD3)	40	29	P2.5 (A13)
(MOSI) P1.5	7	38	P0.4 (AD4)
(MISO) P1.6	8	37	P0.5 (AD5)
(SCK) P1.7	9	36	P0.6 (AD6)
RST	10	35	P0.7 (AD7)
(RXD) P3.0	11	34	EA/VPP
NC	12	33	NC
(TXD) P3.1	13	32	ALE/PROG
(INT0) P3.2	14	31	PSEN
(INT1) P3.3	15	30	P2.7 (A15)
(T0) P3.4	16	29	P2.6 (A14)
(T1) P3.5	17	28	P2.5 (A13)
(WR) P3.6	18	27	P2.4 (A12)
(RD) P3.7	19	26	P2.3 (A11)
XTAL2	20	25	P2.2 (A10)
XTAL1	21	24	P2.1 (A9)
GND	22	23	P2.0 (A8)
NC	23	22	NC
(A8) P2.0	24	21	P2.0 (A8)
(A9) P2.1	25	20	P2.1 (A9)
(A10) P2.2	26	19	P2.2 (A10)
(A11) P2.3	27	18	P2.3 (A11)
(A12) P2.4	28	17	P2.4 (A12)

TQFP

(MOSI) P1.5	1	33	P0.4 (AD4)
(MISO) P1.6	2	32	P0.5 (AD5)
(SCK) P1.7	3	31	P0.6 (AD6)
RST	4	30	P0.7 (AD7)
(RXD) P3.0	5	29	EA/VPP
NC	6	28	NC
(TXD) P3.1	7	27	ALE/PROG
(INT0) P3.2	8	26	PSEN
(INT1) P3.3	9	25	P2.7 (A15)
(T0) P3.4	10	24	P2.6 (A14)
(T1) P3.5	11	23	P2.5 (A13)
(WR) P3.6	12	22	P2.4 (A12)
(RD) P3.7	13	21	P2.3 (A11)
XTAL2	14	20	P2.2 (A10)
XTAL1	15	19	P2.1 (A9)
GND	16	18	P2.0 (A8)
GND	17	17	NC
(A8) P2.0	18	16	P2.0 (A8)
(A9) P2.1	19	15	P2.1 (A9)
(A10) P2.2	20	14	P2.2 (A10)
(A11) P2.3	21	13	P2.3 (A11)
(A12) P2.4	22	12	P2.4 (A12)
P1.4	44	39	P0.4 (AD4)
P1.3	43	38	P0.5 (AD5)
P1.2	42	37	P0.6 (AD6)
P1.1	41	36	P0.7 (AD7)
P1.0	40	35	EA/VPP
NC	39	34	NC
VCC	38	33	ALE/PROG
P0.0 (AD0)	37	32	PSEN
P0.1 (AD1)	36	31	P2.7 (A15)
P0.2 (AD2)	35	30	P2.6 (A14)
P0.3 (AD3)	34	29	P2.5 (A13)

Block Diagram





Description

Supply voltage.

Ground.

Port 0 is an 8-bit open drain bidirectional I/O port. As an output port, each pin can sink eight TTL inputs. When 1s are written to port 0 pins, the pins can be used as high-impedance inputs.

Port 0 can also be configured to be the multiplexed low-order address/data bus during accesses to external program and data memory. In this mode, P0 has internal pull-ups.

Port 0 also receives the code bytes during Flash programming and outputs the code bytes during program verification. **External pull-ups are required during program verification.**

Port 1 is an 8-bit bidirectional I/O port with internal pull-ups. The Port 1 output buffers can sink/source four TTL inputs. When 1s are written to Port 1 pins, they are pulled high by the internal pull-ups and can be used as inputs. As inputs, Port 1 pins that are externally being pulled low will source current (I_{IL}) because of the internal pull-ups.

Port 1 also receives the low-order address bytes during Flash programming and verification.

Port Pin	Alternate Functions
P1.5	MOSI (used for In-System Programming)
P1.6	MISO (used for In-System Programming)
P1.7	SCK (used for In-System Programming)

Port 2 is an 8-bit bidirectional I/O port with internal pull-ups. The Port 2 output buffers can sink/source four TTL inputs. When 1s are written to Port 2 pins, they are pulled high by the internal pull-ups and can be used as inputs. As inputs, Port 2 pins that are externally being pulled low will source current (I_{IL}) because of the internal pull-ups.

Port 2 emits the high-order address byte during fetches from external program memory and during accesses to external data memory that use 16-bit addresses ($MOVX @ DPTR$). In this application, Port 2 uses strong internal pull-ups when emitting 1s. During accesses to external data memory that use 8-bit addresses ($MOVX @ RI$), Port 2 emits the contents of the P2 Special Function Register.

Port 2 also receives the high-order address bits and some control signals during Flash programming and verification.

Port 3 is an 8-bit bidirectional I/O port with internal pull-ups. The Port 3 output buffers can sink/source four TTL inputs. When 1s are written to Port 3 pins, they are pulled high by the internal pull-ups and can be used as inputs. As inputs, Port 3 pins that are externally being pulled low will source current (I_{IL}) because of the pull-ups.

Port 3 receives some control signals for Flash programming and verification.

Port 3 also serves the functions of various special features of the AT89S51, as shown in the following table.

Port Pin	Alternate Functions
P3.0	RXD (serial input port)
P3.1	TXD (serial output port)
P3.2	$\overline{\text{INT0}}$ (external interrupt 0)
P3.3	$\overline{\text{INT1}}$ (external interrupt 1)
P3.4	T0 (timer 0 external input)
P3.5	T1 (timer 1 external input)
P3.6	$\overline{\text{WR}}$ (external data memory write strobe)
P3.7	$\overline{\text{RD}}$ (external data memory read strobe)

Reset input. A high on this pin for two machine cycles while the oscillator is running resets the device. This pin drives High for 98 oscillator periods after the Watchdog times out. The DISRTO bit in SFR AUXR (address 8EH) can be used to disable this feature. In the default state of bit DISRTO, the RESET HIGH out feature is enabled.

Address Latch Enable (ALE) is an output pulse for latching the low byte of the address during accesses to external memory. This pin is also the program pulse input ($\overline{\text{PROG}}$) during Flash programming.

In normal operation, ALE is emitted at a constant rate of 1/6 the oscillator frequency and may be used for external timing or clocking purposes. Note, however, that one ALE pulse is skipped during each access to external data memory.

If desired, ALE operation can be disabled by setting bit 0 of SFR location 8EH. With the bit set, ALE is active only during a MOVX or MOVC instruction. Otherwise, the pin is weakly pulled high. Setting the ALE-disable bit has no effect if the microcontroller is in external execution mode.

Program Store Enable ($\overline{\text{PSEN}}$) is the read strobe to external program memory.

When the AT89S51 is executing code from external program memory, $\overline{\text{PSEN}}$ is activated twice each machine cycle, except that two $\overline{\text{PSEN}}$ activations are skipped during each access to external data memory.

External Access Enable. $\overline{\text{EA}}$ must be strapped to GND in order to enable the device to fetch code from external program memory locations starting at 0000H up to FFFFH. Note, however, that if lock bit 1 is programmed, $\overline{\text{EA}}$ will be internally latched on reset.

$\overline{\text{EA}}$ should be strapped to V_{CC} for internal program executions.

This pin also receives the 12-volt programming enable voltage (V_{PP}) during Flash programming.

Input to the inverting oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

Output from the inverting oscillator amplifier



Special Function Registers

A map of the on-chip memory area called the Special Function Register (SFR) space is shown in Table 1.

Note that not all of the addresses are occupied, and unoccupied addresses may not be implemented on the chip. Read accesses to these addresses will in general return random data, and write accesses will have an indeterminate effect.

1. AT89S51 SFR Map and Reset Values

								0FFH
B 00000000								0F7H
								0EFH
ACC 00000000								0E7H
								0DFH
PSW 00000000								0D7H
								0CFH
								0C7H
IP XX000000								0BFH
P3 11111111								0B7H
IE 0X000000								0AFH
P2 11111111		AUXR1 XXXXXXXX0				WDRST XXXXXXXX		0A7H
SCON 00000000	SBUF XXXXXXXX							9FH
P1 11111111								97H
TCON 00000000	TMOD 00000000	TL0 00000000	TL1 00000000	TH0 00000000	TH1 00000000	AUXR XXX00XX0		8FH
P0 11111111	SP 00000111	DP0L 00000000	DP0H 00000000	DP1L 00000000	DP1H 00000000		PCON 0XXX0000	87H

User software should not write 1s to these unlisted locations, since they may be used in future products to invoke new features. In that case, the reset or inactive values of the new bits will always be 0.

Interrupt Registers: The individual interrupt enable bits are in the IE register. Two priorities can be set for each of the five interrupt sources in the IP register.

Table 2. AUXR: Auxiliary Register

AUXR		Address = 8EH					Reset Value = XXX00XX0B	
Not Bit Addressable								
	-	-	-	WDIDLE	DISRTO	-	-	DISALE
Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
-	Reserved for future expansion							
DISALE	Disable/Enable ALE							
	DISALE							
	Operating Mode							
	0	ALE is emitted at a constant rate of 1/6 the oscillator frequency						
	1	ALE is active only during a MOVX or MOVC instruction						
DISRTO	Disable/Enable Reset out							
	DISRTO							
	0	Reset pin is driven High after WDT times out						
	1	Reset pin is input only						
WDIDLE	Disable/Enable WDT in IDLE mode							
	WDIDLE							
	0	WDT continues to count in IDLE mode						
	1	WDT halts counting in IDLE mode						

Dual Data Pointer Registers: To facilitate accessing both internal and external data memory, two banks of 16-bit Data Pointer Registers are provided: DP0 at SFR address locations 82H-83H and DP1 at 84H-85H. Bit DPS = 0 in SFR AUXR1 selects DP0 and DPS = 1 selects DP1. The user should always initialize the DPS bit to the appropriate value before accessing the respective Data Pointer Register.



Power Off Flag: The Power Off Flag (POF) is located at bit 4 (PCON.4) in the PCON SFR. POF is set to "1" during power up. It can be set and rest under software control and is not affected by reset.

Table 3. AUXR1: Auxiliary Register 1

AUXR1								
Address = A2H								
Reset Value = XXXXXXX0B								
Not Bit Addressable								
Bit	7	6	5	4	3	2	1	DPS
	-	-	-	-	-	-	-	0
-	Reserved for future expansion							
DPS	Data Pointer Register Select							
DPS								
0	Selects DPTR Registers DP0L, DP0H							
1	Selects DPTR Registers DP1L, DP1H							

MCS-51 devices have a separate address space for Program and Data Memory. Up to 64K bytes each of external Program and Data Memory can be addressed.

If the \overline{EA} pin is connected to GND, all program fetches are directed to external memory.

On the AT89S51, if \overline{EA} is connected to V_{CC} , program fetches to addresses 0000H through FFFH are directed to internal memory and fetches to addresses 1000H through FFFFH are directed to external memory.

The AT89S51 implements 128 bytes of on-chip RAM. The 128 bytes are accessible via direct and indirect addressing modes. Stack operations are examples of indirect addressing, so the 128 bytes of data RAM are available as stack space.

The WDT is intended as a recovery method in situations where the CPU may be subjected to software upsets. The WDT consists of a 14-bit counter and the Watchdog Timer Reset (WDTRST) SFR. The WDT is defaulted to disable from exiting reset. To enable the WDT, a user must write 01EH and 0E1H in sequence to the WDTRST register (SFR location 0A6H). When the WDT is enabled, it will increment every machine cycle while the oscillator is running. The WDT timeout period is dependent on the external clock frequency. There is no way to disable the WDT except through reset (either hardware reset or WDT overflow reset). When WDT overflows, it will drive an output RESET HIGH pulse at the RST pin.

To enable the WDT, a user must write 01EH and 0E1H in sequence to the WDTRST register (SFR location 0A6H). When the WDT is enabled, the user needs to service it by writing 01EH and 0E1H to WDTRST to avoid a WDT overflow. The 14-bit counter overflows when it reaches 16383 (3FFFH), and this will reset the device. When the WDT is enabled, it will increment every machine cycle while the oscillator is running. This means the user must reset the WDT at least every 16383 machine cycles. To reset the WDT the user must write 01EH and 0E1H to WDTRST. WDTRST is a write-only register. The WDT counter cannot be read or written. When WDT overflows, it will generate an output RESET pulse at the RST pin. The RESET pulse duration is $98 \times TOSC$, where $TOSC = 1/FOSC$. To make the best use of the WDT, it

should be serviced in those sections of code that will periodically be executed within the time required to prevent a WDT reset.

During Power-down mode

In Power-down mode the oscillator stops, which means the WDT also stops. While in Power-down mode, the user does not need to service the WDT. There are two methods of exiting Power-down mode: by a hardware reset or via a level-activated external interrupt, which is enabled prior to entering Power-down mode. When Power-down is exited with hardware reset, servicing the WDT should occur as it normally does whenever the AT89S51 is reset. Exiting Power-down with an interrupt is significantly different. The interrupt is held low long enough for the oscillator to stabilize. When the interrupt is brought high, the interrupt is serviced. To prevent the WDT from resetting the device while the interrupt pin is held low, the WDT is not started until the interrupt is pulled high. It is suggested that the WDT be reset during the interrupt service for the interrupt used to exit Power-down mode.

To ensure that the WDT does not overflow within a few states of exiting Power-down, it is best to reset the WDT just before entering Power-down mode.

Before going into the IDLE mode, the WDIDLE bit in SFR AUXR is used to determine whether the WDT continues to count if enabled. The WDT keeps counting during IDLE (WDIDLE bit = 0) as the default state. To prevent the WDT from resetting the AT89S51 while in IDLE mode, the user should always set up a timer that will periodically exit IDLE, service the WDT, and reenter IDLE mode.

With WDIDLE bit enabled, the WDT will stop to count in IDLE mode and resumes the count upon exit from IDLE.

The UART in the AT89S51 operates the same way as the UART in the AT89C51. For further information on the UART operation, refer to the ATMEL Web site (<http://www.atmel.com>). From the home page, select 'Products', then '8051-Architecture Flash Microcontroller', then 'Product Overview'.

Timer 0 and 1

Timer 0 and Timer 1 in the AT89S51 operate the same way as Timer 0 and Timer 1 in the AT89C51. For further information on the timers' operation, refer to the ATMEL Web site (<http://www.atmel.com>). From the home page, select 'Products', then '8051-Architecture Flash Microcontroller', then 'Product Overview'.

Interrupts

The AT89S51 has a total of five interrupt vectors: two external interrupts ($\overline{INT0}$ and $\overline{INT1}$), two timer interrupts (Timers 0 and 1), and the serial port interrupt. These interrupts are all shown in Figure 1.

Each of these interrupt sources can be individually enabled or disabled by setting or clearing a bit in Special Function Register IE. IE also contains a global disable bit, EA, which disables all interrupts at once.

Note that Table 4 shows that bit position IE.6 is unimplemented. In the AT89S51, bit position IE.5 is also unimplemented. User software should not write 1s to these bit positions, since they may be used in future AT89 products.

The Timer 0 and Timer 1 flags, TF0 and TF1, are set at S5P2 of the cycle in which the timers overflow. The values are then polled by the circuitry in the next cycle

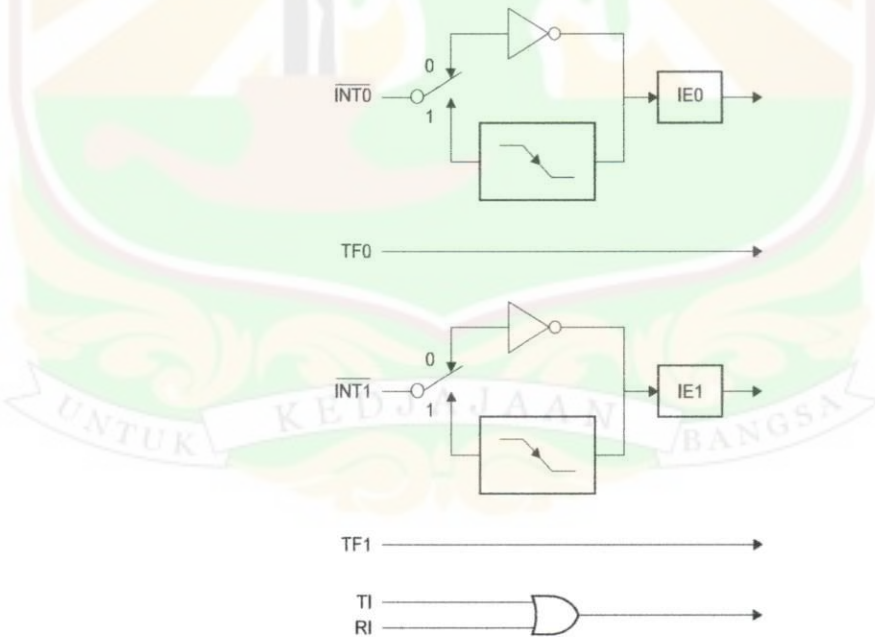
Table 4. Interrupt Enable (IE) Register

(MSB)				(LSB)			
EA	-	-	ES	ET1	EX1	ET0	EX0
Enable Bit = 1 enables the interrupt.							
Enable Bit = 0 disables the interrupt.							

Symbol	Position	Function
EA	IE.7	Disables all interrupts. If EA = 0, no interrupt is acknowledged. If EA = 1, each interrupt source is individually enabled or disabled by setting or clearing its enable bit.
-	IE.6	Reserved
-	IE.5	Reserved
ES	IE.4	Serial Port interrupt enable bit
ET1	IE.3	Timer 1 interrupt enable bit
EX1	IE.2	External interrupt 1 enable bit
ET0	IE.1	Timer 0 interrupt enable bit
EX0	IE.0	External interrupt 0 enable bit

User software should never write 1s to reserved bits, because they may be used in future AT89 products.

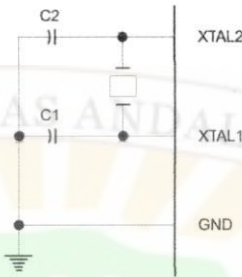
Figure 1. Interrupt Sources



oscillator characteristics

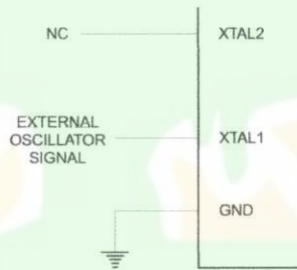
XTAL1 and XTAL2 are the input and output, respectively, of an inverting amplifier that can be configured for use as an on-chip oscillator, as shown in Figure 2. Either a quartz crystal or ceramic resonator may be used. To drive the device from an external clock source, XTAL2 should be left unconnected while XTAL1 is driven, as shown in Figure 3. There are no requirements on the duty cycle of the external clock signal, since the input to the internal clocking circuitry is through a divide-by-two flip-flop, but minimum and maximum voltage high and low time specifications must be observed.

Figure 2. Oscillator Connections



Note: C1, C2 = 30 pF ± 10 pF for Crystals = 40 pF ± 10 pF for Ceramic Resonators

Figure 3. External Clock Drive Configuration



In idle mode, the CPU puts itself to sleep while all the on-chip peripherals remain active. The mode is invoked by software. The content of the on-chip RAM and all the special function registers remain unchanged during this mode. The idle mode can be terminated by any enabled interrupt or by a hardware reset.

Note that when idle mode is terminated by a hardware reset, the device normally resumes program execution from where it left off, up to two machine cycles before the internal reset algorithm takes control. On-chip hardware inhibits access to internal RAM in this event, but access to the port pins is not inhibited. To eliminate the possibility of an unexpected write to a port pin when idle mode is terminated by a reset, the instruction following the one that invokes idle mode should not write to a port pin or to external memory.

In the Power-down mode, the oscillator is stopped, and the instruction that invokes Power-down is the last instruction executed. The on-chip RAM and Special Function Registers retain their values until the Power-down mode is terminated. Exit from Power-down mode can be initiated either by a hardware reset or by activation of an enabled external interrupt into $\overline{INT0}$ or $\overline{INT1}$. Reset redefines the SFRs but does not change the on-chip RAM. The reset should not be activated before V_{CC} is restored to its normal operating level and must be held active long enough to allow the oscillator to restart and stabilize.





Table 5. Status of External Pins During Idle and Power-down Modes

Mode	Program Memory	ALE	PSEN	PORT0	PORT1	PORT2	PORT3
Idle	Internal	1	1	Data	Data	Data	Data
Idle	External	1	1	Float	Data	Address	Data
Power-down	Internal	0	0	Data	Data	Data	Data
Power-down	External	0	0	Float	Data	Data	Data

**ram
ory Lock**

The AT89S51 has three lock bits that can be left unprogrammed (U) or can be programmed (P) to obtain the additional features listed in the following table.

Table 6. Lock Bit Protection Modes

	Program Lock Bits			Protection Type
	LB1	LB2	LB3	
1	U	U	U	No program lock features
2	P	U	U	MOVC instructions executed from external program memory are disabled from fetching code bytes from internal memory, \overline{EA} is sampled and latched on reset, and further programming of the Flash memory is disabled
3	P	P	U	Same as mode 2, but verify is also disabled
4	P	P	P	Same as mode 3, but external execution is also disabled

When lock bit 1 is programmed, the logic level at the \overline{EA} pin is sampled and latched during reset. If the device is powered up without a reset, the latch initializes to a random value and holds that value until reset is activated. The latched value of \overline{EA} must agree with the current logic level at that pin in order for the device to function properly.

**ramming
Flash –
lled Mode**

The AT89S51 is shipped with the on-chip Flash memory array ready to be programmed. The programming interface needs a high-voltage (12-volt) program enable signal and is compatible with conventional third-party Flash or EPROM programmers.

The AT89S51 code memory array is programmed byte-by-byte.

Programming Algorithm: Before programming the AT89S51, the address, data, and control signals should be set up according to the Flash programming mode table and Figures 13 and 14. To program the AT89S51, take the following steps:

1. Input the desired memory location on the address lines.
2. Input the appropriate data byte on the data lines.
3. Activate the correct combination of control signals.
4. Raise \overline{EA}/V_{pp} to 12V.
5. Pulse ALE/ \overline{PROG} once to program a byte in the Flash array or the lock bits. The byte-write cycle is self-timed and typically takes no more than 50 μ s. Repeat steps 1 through 5, changing the address and data for the entire array or until the end of the object file is reached.

Data Polling: The AT89S51 features Data Polling to indicate the end of a byte write cycle. During a write cycle, an attempted read of the last byte written will result in the complement of the written data on P0.7. Once the write cycle has been completed, true data is valid on all outputs, and the next cycle may begin. Data Polling may begin any time after a write cycle has been initiated.

Ready/Busy: The progress of byte programming can also be monitored by the $\overline{\text{RDY/BSY}}$ output signal. P3.0 is pulled low after ALE goes high during programming to indicate $\overline{\text{BUSY}}$. P3.0 is pulled high again when programming is done to indicate $\overline{\text{READY}}$.

Program Verify: If lock bits LB1 and LB2 have not been programmed, the programmed code data can be read back via the address and data lines for verification. The status of the individual lock bits can be verified directly by reading them back.

Reading the Signature Bytes: The signature bytes are read by the same procedure as a normal verification of locations 000H, 100H, and 200H, except that P3.6 and P3.7 must be pulled to a logic low. The values returned are as follows.

(000H) = 1EH indicates manufactured by Atmel
 (100H) = 51H indicates 89S51
 (200H) = 06H

Chip Erase: In the parallel programming mode, a chip erase operation is initiated by using the proper combination of control signals and by pulsing ALE/PROG low for a duration of 200 ns - 500 ns.

In the serial programming mode, a chip erase operation is initiated by issuing the Chip Erase instruction. In this mode, chip erase is self-timed and takes about 500 ms.

During chip erase, a serial read from any address location will return 00H at the data output.

The Code memory array can be programmed using the serial ISP interface while RST is pulled to V_{CC} . The serial interface consists of pins SCK, MOSI (input) and MISO (output). After RST is set high, the Programming Enable instruction needs to be executed first before other operations can be executed. Before a reprogramming sequence can occur, a Chip Erase operation is required.

The Chip Erase operation turns the content of every memory location in the Code array into FFH.

Either an external system clock can be supplied at pin XTAL1 or a crystal needs to be connected across pins XTAL1 and XTAL2. The maximum serial clock (SCK) frequency should be less than 1/16 of the crystal frequency. With a 33 MHz oscillator clock, the maximum SCK frequency is 2 MHz.

To program and verify the AT89S51 in the serial programming mode, the following sequence is recommended:

1. Power-up sequence:
 Apply power between VCC and GND pins.
 Set RST pin to "H".
 If a crystal is not connected across pins XTAL1 and XTAL2, apply a 3 MHz to 33 MHz clock to XTAL1 pin and wait for at least 10 milliseconds.
2. Enable serial programming by sending the Programming Enable serial instruction to pin MOSI/P1.5. The frequency of the shift clock supplied at pin SCK/P1.7 needs to be less than the CPU clock at XTAL1 divided by 16.
3. The Code array is programmed one byte at a time in either the Byte or Page mode. The write cycle is self-timed and typically takes less than 0.5 ms at 5V.
4. Any memory location can be verified by using the Read instruction that returns the content at the selected address at serial output MISO/P1.6.
5. At the end of a programming session, RST can be set low to commence normal device operation.



Power-off sequence (if needed):

Set XTAL1 to "L" (if a crystal is not used).

Set RST to "L".

Turn V_{CC} power off.

Data Polling: The Data Polling feature is also available in the serial mode. In this mode, during a write cycle an attempted read of the last byte written will result in the complement of the MSB of the serial output byte on MISO.

The Instruction Set for Serial Programming follows a 4-byte protocol and is shown in Table 8 on page 18.

Programming
Instruction Set

Programming
Interface –
Parallel Mode

Every code byte in the Flash array can be programmed by using the appropriate combination of control signals. The write operation cycle is self-timed and once initiated, will automatically time itself to completion.

All major programming vendors offer worldwide support for the Atmel microcontroller series. Please contact your local programming vendor for the appropriate software revision.

Flash Programming Modes

	V_{CC}	RST	\overline{PSEN}	ALE/ \overline{PROG}	$\overline{EA}/$ V_{PP}	P2.6	P2.7	P3.3	P3.6	P3.7	P0.7-0 Data	P2.3-0	P1.7-0
												Address	
Code Data	5V	H	L	(2)	12V	L	H	H	H	H	D_{IN}	A11-8	A7-0
Code Data	5V	H	L	H	H	L	L	L	H	H	D_{OUT}	A11-8	A7-0
Lock Bit 1	5V	H	L	(3)	12V	H	H	H	H	H	X	X	X
Lock Bit 2	5V	H	L	(3)	12V	H	H	H	L	L	X	X	X
Lock Bit 3	5V	H	L	(3)	12V	H	L	H	H	L	X	X	X
Lock Bits	5V	H	L	H	H	H	H	L	H	L	P0.2, P0.3, P0.4	X	X
Erase	5V	H	L	(1)	12V	H	L	H	L	L	X	X	X
Atmel ID	5V	H	L	H	H	L	L	L	L	L	1EH	0000	00H
Device ID	5V	H	L	H	H	L	L	L	L	L	51H	0001	00H
Device ID	5V	H	L	H	H	L	L	L	L	L	06H	0010	00H

1. Each \overline{PROG} pulse is 200 ns - 500 ns for Chip Erase.
2. Each \overline{PROG} pulse is 200 ns - 500 ns for Write Code Data.
3. Each \overline{PROG} pulse is 200 ns - 500 ns for Write Lock Bits.
4. RDY/BSY signal is output on P3.0 during programming.
5. X = don't care.

Figure 4. Programming the Flash Memory (Parallel Mode)

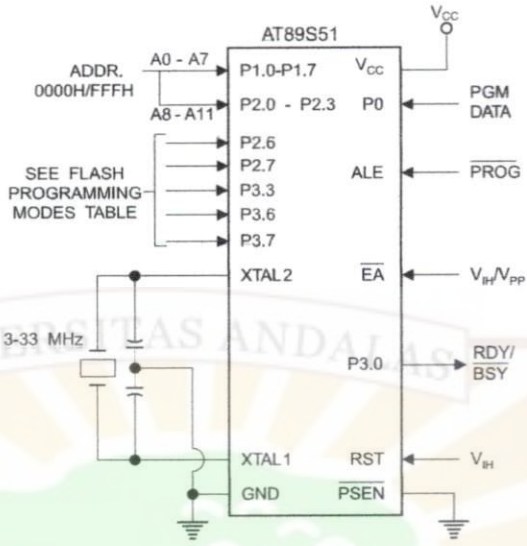
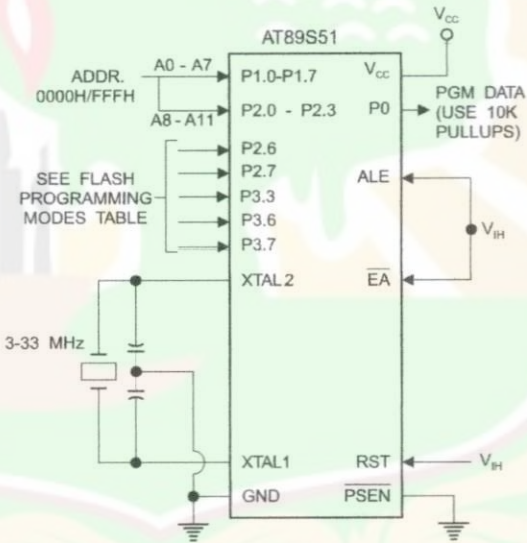


Figure 5. Verifying the Flash Memory (Parallel Mode)



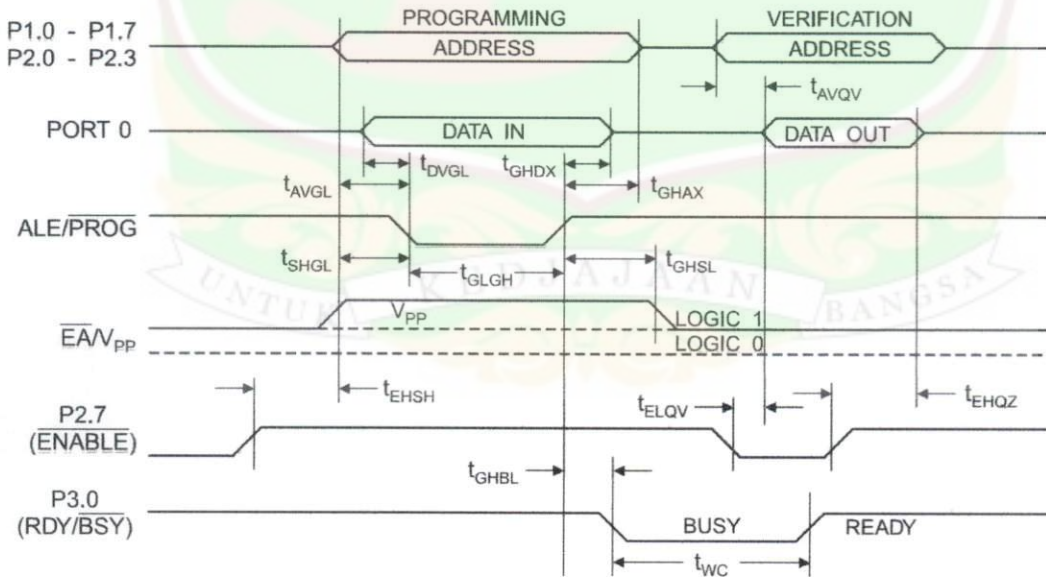


Flash Programming and Verification Characteristics (Parallel Mode)

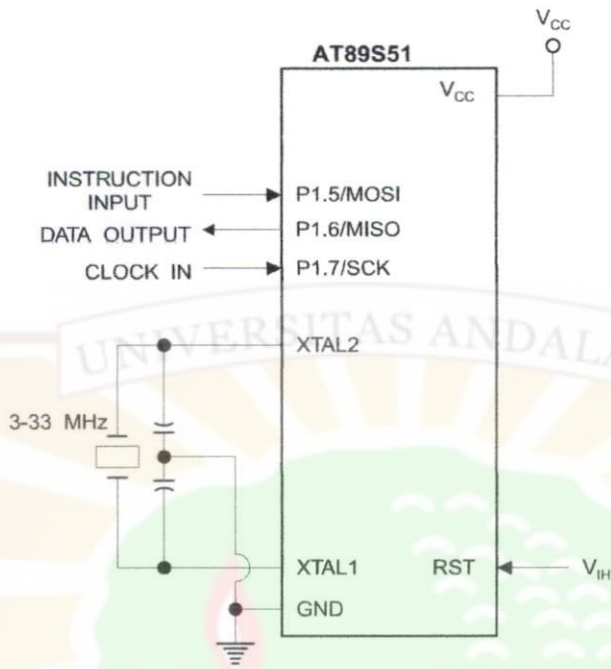
0°C to 30°C, $V_{CC} = 4.5$ to $5.5V$

Parameter	Min	Max	Units
Programming Supply Voltage	11.5	12.5	V
Programming Supply Current		10	mA
V_{CC} Supply Current		30	mA
Oscillator Frequency	3	33	MHz
Address Setup to \overline{PROG} Low	$48t_{CLCL}$		
Address Hold After \overline{PROG}	$48t_{CLCL}$		
Data Setup to \overline{PROG} Low	$48t_{CLCL}$		
Data Hold After \overline{PROG}	$48t_{CLCL}$		
P2.7 (ENABLE) High to V_{PP}	$48t_{CLCL}$		
V_{PP} Setup to \overline{PROG} Low	10		μs
V_{PP} Hold After \overline{PROG}	10		μs
\overline{PROG} Width	0.2	1	μs
Address to Data Valid		$48t_{CLCL}$	
\overline{ENABLE} Low to Data Valid		$48t_{CLCL}$	
Data Float After \overline{ENABLE}	0	$48t_{CLCL}$	
\overline{PROG} High to \overline{BUSY} Low		1.0	μs
Byte Write Cycle Time		50	μs

6. Flash Programming and Verification Waveforms – Parallel Mode

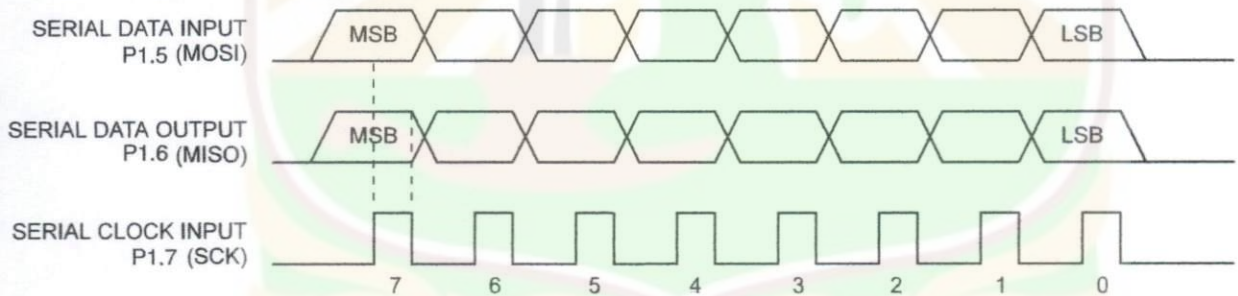


7. Flash Memory Serial Downloading



8. Serial Programming and Verification Waveforms – Serial Mode

8.1. Serial Programming Waveforms





3. Serial Programming Instruction Set

Instruction	Instruction Format				Operation
	Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	
Programming Enable	1010 1100	0101 0011	xxxx xxxx	xxxx xxxx 0110 1001 (Output)	Enable Serial Programming while RST is high
Erase	1010 1100	100x xxxx	xxxx xxxx	xxxx xxxx	Chip Erase Flash memory array
Program Memory (Mode)	0010 0000	xxxx A11 A10 A9 A8	A7 A6 A5 A4 A3 A2 A1 A0	7 6 5 4 3 2 1 0 DDDD DDDD	Read data from Program memory in the byte mode
Program Memory (Mode)	0100 0000	xxxx A11 A10 A9 A8	A7 A6 A5 A4 A3 A2 A1 A0	7 6 5 4 3 2 1 0 DDDD DDDD	Write data to Program memory in the byte mode
Lock Bits ⁽²⁾	1010 1100	1110 00 B1 B2	xxxx xxxx	xxxx xxxx	Write Lock bits. See Note (2).
Lock Bits	0010 0100	xxxx xxxx	xxxx xxxx	xx LB3 LB2 LB1 xx	Read back current status of the lock bits (a programmed lock bit reads back as a "1")
Signature Bytes ⁽¹⁾	0010 1000	xxx A5 A4 A3 A2 A1	A0 xxx xxxx	Signature Byte	Read Signature Byte
Program Memory (Mode)	0011 0000	xxxx A11 A10 A9 A8	Byte 0	Byte 1... Byte 255	Read data from Program memory in the Page Mode (256 bytes)
Program Memory (Mode)	0101 0000	xxxx A11 A10 A9 A8	Byte 0	Byte 1... Byte 255	Write data to Program memory in the Page Mode (256 bytes)

1. The signature bytes are not readable in Lock Bit Modes 3 and 4.

2. B1 = 0, B2 = 0 → Mode 1, no lock protection
 B1 = 0, B2 = 1 → Mode 2, lock bit 1 activated
 B1 = 1, B2 = 0 → Mode 3, lock bit 2 activated
 B1 = 1, B2 = 1 → Mode 4, lock bit 3 activated

Each of the lock bits needs to be activated sequentially before Mode 4 can be executed.

After Reset signal is high, SCK should be low for at least 64 system clocks before it goes high to clock in the enable data bytes. No pulsing of Reset signal is necessary. SCK should be no faster than 1/16 of the system clock at XTAL1.

For Page Read/Write, the data always starts from byte 0 to 255. After the command byte and upper address byte are latched, each byte thereafter is treated as data until all 256 bytes are shifted in/out. Then the next instruction will be ready to be decoded.

Serial Programming Characteristics

Figure 9. Serial Programming Timing

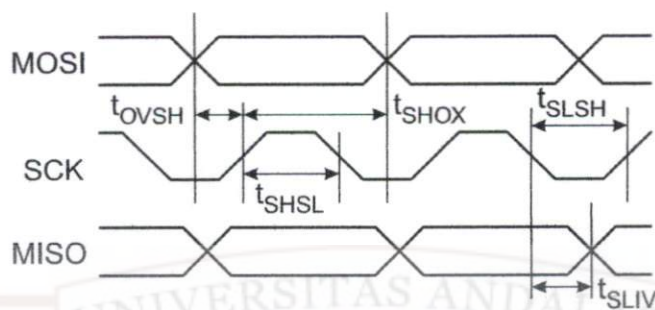


Table 9. Serial Programming Characteristics, $T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C , $V_{CC} = 4.0 - 5.5\text{V}$ (Unless Otherwise Noted)

Symbol	Parameter	Min	Typ	Max	Units
f _{CL}	Oscillator Frequency	0		33	MHz
T _{CL}	Oscillator Period	30			ns
t _{CLH}	SCK Pulse Width High	8 t _{CLCL}			ns
t _{CLL}	SCK Pulse Width Low	8 t _{CLCL}			ns
t _{SH}	MOSI Setup to SCK High	t _{CLCL}			ns
t _{SO}	MOSI Hold after SCK High	2 t _{CLCL}			ns
t _{SLV}	SCK Low to MISO Valid	10	16	32	ns
t _{CE}	Chip Erase Instruction Cycle Time			500	ms
t _{BC}	Serial Byte Write Cycle Time			64 t _{CLCL} + 400	μs



Absolute Maximum Ratings*

Storage Temperature	-55°C to +125°C
Operating Temperature	-65°C to +150°C
Voltage on Any Pin with respect to Ground	-1.0V to +7.0V
Maximum Operating Voltage	6.6V
Maximum Output Current	15.0 mA

*NOTICE: Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and does not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

Characteristics

Values shown in this table are valid for $T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C and $V_{CC} = 4.0\text{V}$ to 5.5V , unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Condition	Min	Max	Units
	Input Low Voltage	(Except \overline{EA})	-0.5	$0.2 V_{CC} - 0.1$	V
	Input Low Voltage (\overline{EA})		-0.5	$0.2 V_{CC} - 0.3$	V
	Input High Voltage	(Except XTAL1, RST)	$0.2 V_{CC} + 0.9$	$V_{CC} + 0.5$	V
	Input High Voltage	(XTAL1, RST)	$0.7 V_{CC}$	$V_{CC} + 0.5$	V
	Output Low Voltage ⁽¹⁾ (Ports 1,2,3)	$I_{OL} = 1.6 \text{ mA}$		0.45	V
	Output Low Voltage ⁽¹⁾ (Port 0, ALE, \overline{PSEN})	$I_{OL} = 3.2 \text{ mA}$		0.45	V
	Output High Voltage (Ports 1,2,3, ALE, \overline{PSEN})	$I_{OH} = -60 \mu\text{A}$, $V_{CC} = 5\text{V} \pm 10\%$	2.4		V
		$I_{OH} = -25 \mu\text{A}$	$0.75 V_{CC}$		V
		$I_{OH} = -10 \mu\text{A}$	$0.9 V_{CC}$		V
	Output High Voltage (Port 0 in External Bus Mode)	$I_{OH} = -800 \mu\text{A}$, $V_{CC} = 5\text{V} \pm 10\%$	2.4		V
		$I_{OH} = -300 \mu\text{A}$	$0.75 V_{CC}$		V
		$I_{OH} = -80 \mu\text{A}$	$0.9 V_{CC}$		V
	Logical 0 Input Current (Ports 1,2,3)	$V_{IN} = 0.45\text{V}$		-50	μA
	Logical 1 to 0 Transition Current (Ports 1,2,3)	$V_{IN} = 2\text{V}$, $V_{CC} = 5\text{V} \pm 10\%$		-650	μA
	Input Leakage Current (Port 0, \overline{EA})	$0.45 < V_{IN} < V_{CC}$		± 10	μA
	Reset Pulldown Resistor		50	300	$\text{K}\Omega$
	Pin Capacitance	Test Freq. = 1 MHz, $T_A = 25^\circ\text{C}$		10	pF
	Power Supply Current	Active Mode, 12 MHz		25	mA
		Idle Mode, 12 MHz		6.5	mA
	Power-down Mode ⁽²⁾	$V_{CC} = 5.5\text{V}$		50	μA

1. Under steady state (non-transient) conditions, I_{OL} must be externally limited as follows:

Maximum I_{OL} per port pin: 10 mA

Maximum I_{OL} per 8-bit port:

Port 0: 26 mA Ports 1, 2, 3: 15 mA

Maximum total I_{OL} for all output pins: 71 mA

If I_{OL} exceeds the test condition, V_{OL} may exceed the related specification. Pins are not guaranteed to sink current greater than the listed test conditions.

2. Minimum V_{CC} for Power-down is 2V.

Characteristics

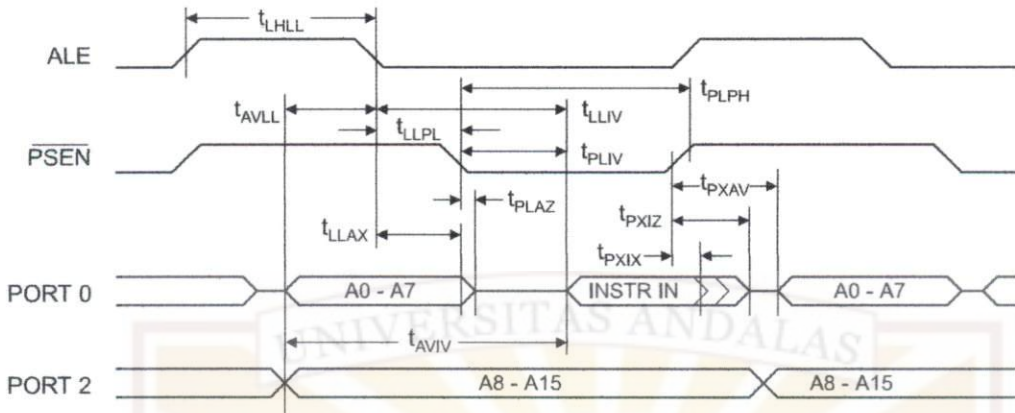
Operating conditions, load capacitance for Port 0, ALE/ $\overline{\text{PROG}}$, and $\overline{\text{PSEN}}$ = 100 pF; load capacitance for all other pins = 80 pF.

Internal Program and Data Memory Characteristics

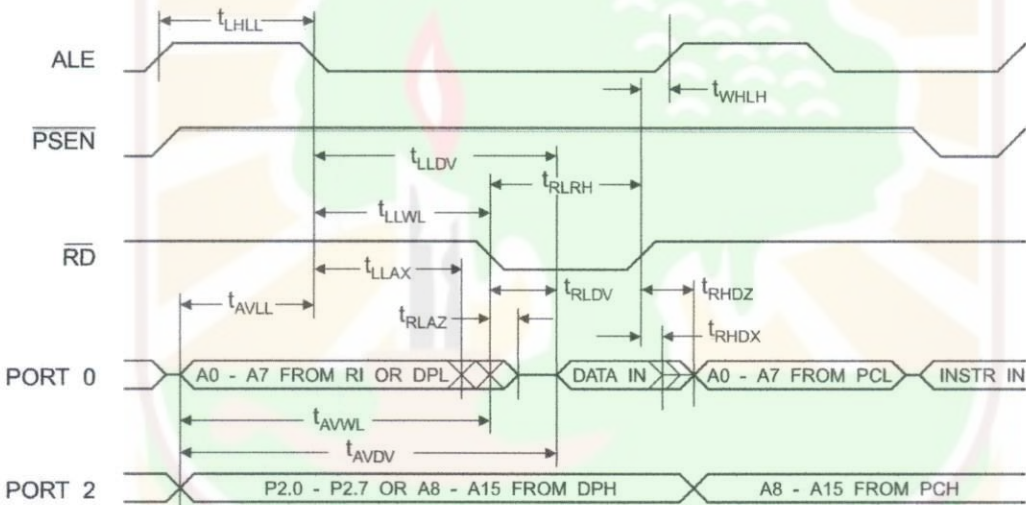
Parameter	12 MHz Oscillator		Variable Oscillator		Units
	Min	Max	Min	Max	
Oscillator Frequency			0	33	MHz
ALE Pulse Width	127		$2t_{\text{CLCL}}-40$		ns
Address Valid to ALE Low	43		$t_{\text{CLCL}}-25$		ns
Address Hold After ALE Low	48		$t_{\text{CLCL}}-25$		ns
ALE Low to Valid Instruction In		233		$4t_{\text{CLCL}}-65$	ns
ALE Low to $\overline{\text{PSEN}}$ Low	43		$t_{\text{CLCL}}-25$		ns
$\overline{\text{PSEN}}$ Pulse Width	205		$3t_{\text{CLCL}}-45$		ns
$\overline{\text{PSEN}}$ Low to Valid Instruction In		145		$3t_{\text{CLCL}}-60$	ns
Input Instruction Hold After $\overline{\text{PSEN}}$	0		0		ns
Input Instruction Float After $\overline{\text{PSEN}}$		59		$t_{\text{CLCL}}-25$	ns
$\overline{\text{PSEN}}$ to Address Valid	75		$t_{\text{CLCL}}-8$		ns
Address to Valid Instruction In		312		$5t_{\text{CLCL}}-80$	ns
$\overline{\text{PSEN}}$ Low to Address Float		10		10	ns
$\overline{\text{RD}}$ Pulse Width	400		$6t_{\text{CLCL}}-100$		ns
$\overline{\text{WR}}$ Pulse Width	400		$6t_{\text{CLCL}}-100$		ns
$\overline{\text{RD}}$ Low to Valid Data In		252		$5t_{\text{CLCL}}-90$	ns
Data Hold After $\overline{\text{RD}}$	0		0		ns
Data Float After $\overline{\text{RD}}$		97		$2t_{\text{CLCL}}-28$	ns
ALE Low to Valid Data In		517		$8t_{\text{CLCL}}-150$	ns
Address to Valid Data In		585		$9t_{\text{CLCL}}-165$	ns
ALE Low to $\overline{\text{RD}}$ or $\overline{\text{WR}}$ Low	200	300	$3t_{\text{CLCL}}-50$	$3t_{\text{CLCL}}+50$	ns
Address to $\overline{\text{RD}}$ or $\overline{\text{WR}}$ Low	203		$4t_{\text{CLCL}}-75$		ns
Data Valid to $\overline{\text{WR}}$ Transition	23		$t_{\text{CLCL}}-30$		ns
Data Valid to $\overline{\text{WR}}$ High	433		$7t_{\text{CLCL}}-130$		ns
Data Hold After $\overline{\text{WR}}$	33		$t_{\text{CLCL}}-25$		ns
$\overline{\text{RD}}$ Low to Address Float		0		0	ns
$\overline{\text{RD}}$ or $\overline{\text{WR}}$ High to ALE High	43	123	$t_{\text{CLCL}}-25$	$t_{\text{CLCL}}+25$	ns



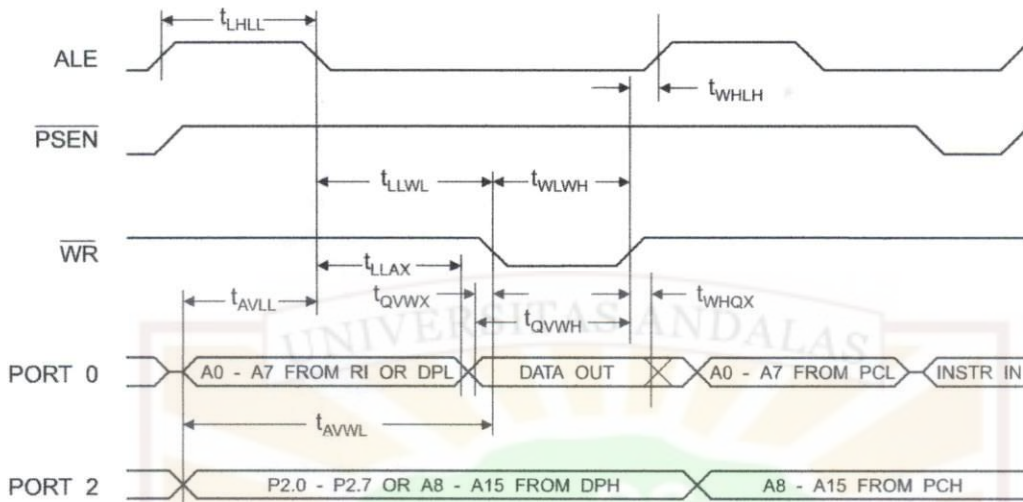
Internal Program Memory Read Cycle



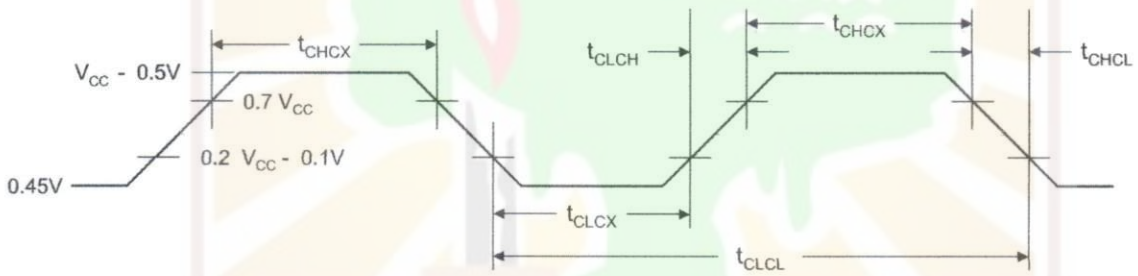
Internal Data Memory Read Cycle



Internal Data Memory Write Cycle



Internal Clock Drive Waveforms



Internal Clock Drive

Parameter	Min	Max	Units
Oscillator Frequency	0	33	MHz
Clock Period	30		ns
High Time	12		ns
Low Time	12		ns
Rise Time		5	ns
Fall Time		5	ns

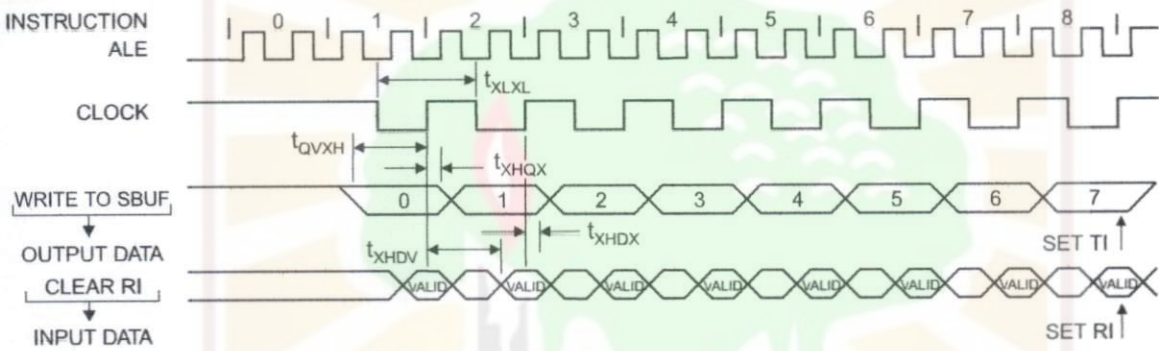


Serial Port Timing: Shift Register Mode Test Conditions

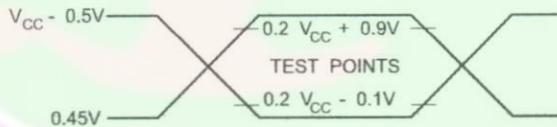
Values in this table are valid for $V_{CC} = 4.0V$ to $5.5V$ and Load Capacitance = 80 pF .

Symbol	Parameter	12 MHz Osc		Variable Oscillator		Units
		Min	Max	Min	Max	
	Serial Port Clock Cycle Time	1.0		$12t_{CLCL}$		μs
	Output Data Setup to Clock Rising Edge	700		$10t_{CLCL}-133$		ns
	Output Data Hold After Clock Rising Edge	50		$2t_{CLCL}-80$		ns
	Input Data Hold After Clock Rising Edge	0		0		ns
	Clock Rising Edge to Input Data Valid		700		$10t_{CLCL}-133$	ns

Register Mode Timing Waveforms

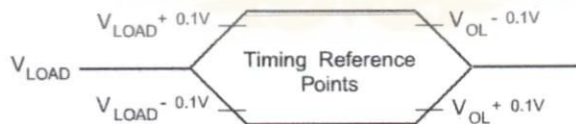


Testing Input/Output Waveforms⁽¹⁾



- AC Inputs during testing are driven at $V_{CC} - 0.5V$ for a logic 1 and $0.45V$ for a logic 0. Timing measurements are made at $V_{IH\text{ min}}$ for a logic 1 and $V_{IL\text{ max}}$ for a logic 0.

Timing Waveforms⁽¹⁾



- For timing purposes, a port pin is no longer floating when a 100 mV change from load voltage occurs. A port pin begins to float when a 100 mV change from the loaded V_{OH}/V_{OL} level occurs.

Ordering Information

Power Supply	Ordering Code	Package	Operation Range
4.0V to 5.5V	AT89S51-24AC	44A	Commercial (0° C to 70° C)
	AT89S51-24JC	44J	
	AT89S51-24PC	40P6	
	AT89S51-24AI	44A	Industrial (-40° C to 85° C)
	AT89S51-24JI	44J	
	AT89S51-24PI	40P6	
4.5V to 5.5V	AT89S51-33AC	44A	Commercial (0° C to 70° C)
	AT89S51-33JC	44J	
	AT89S51-33PC	40P6	

⊞ = Preliminary Availability

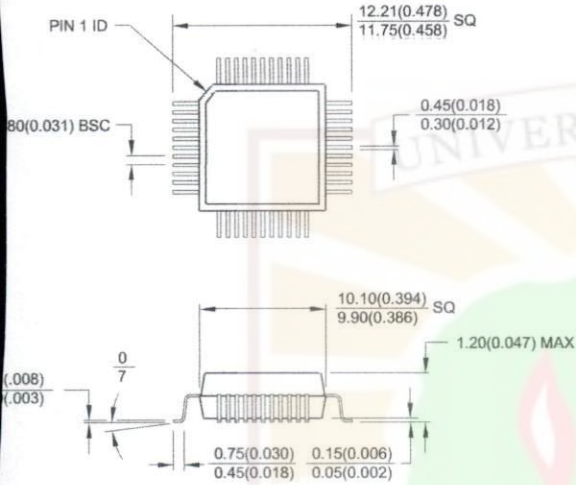


Package Type
44-lead, Thin Plastic Gull Wing Quad Flatpack (TQFP)
44-lead, Plastic J-leaded Chip Carrier (PLCC)
40-pin, 0.600" Wide, Plastic Dual Inline Package (PDIP)



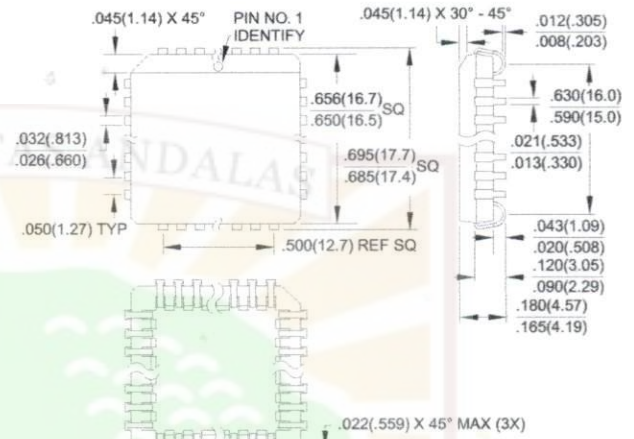
Mounting Information

44J, 44-lead, Thin (1.0 mm) Plastic Gull Wing Quad Flat Package (TQFP)
 Dimensions in Millimeters and (Inches)*

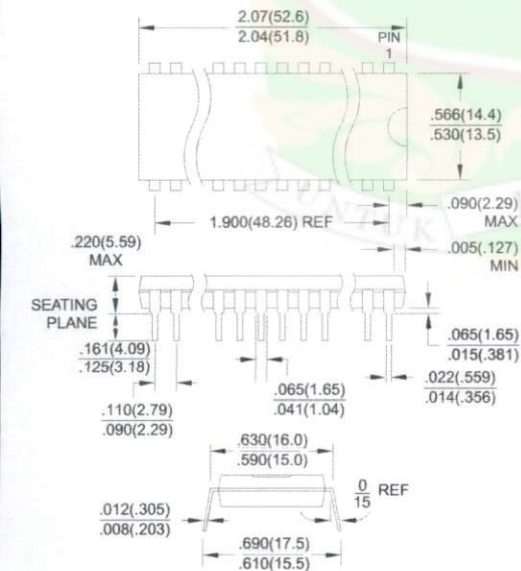


Controlling dimension: millimeters

44J, 44-lead, Plastic J-leaded Chip Carrier (PLCC)
 Dimensions in Inches and (Millimeters)



P6, 40-pin, 0.600" Wide, Plastic Dual Inline Package (PDIP)
 Dimensions in Inches and (Millimeters)
 DEC STANDARD MS-011 AC





Atmel Headquarters

Corporate Headquarters
5 Orchard Parkway
Foster City, CA 95131
(408) 441-0311
(408) 487-2600

Atmel SarL
Parc des Arsenaux 41
Case Postale 80
1705 Fribourg
Switzerland
(41) 26-426-5555
(41) 26-426-5500

Atmel Asia, Ltd.
Room 1219
The Shachem Golden Plaza
170 Mody Road Tsimhatsui
Kowloon
Hong Kong
(852) 2721-9778
(852) 2722-1369

Atmel Japan K.K.
Tonetsu Shinkawa Bldg.
4-8 Shinkawa
Shimo-ku, Tokyo 104-0033
Japan
(81) 3-3523-3551
(81) 3-3523-7581

Atmel Product Operations

Atmel Colorado Springs
1150 E. Cheyenne Mtn. Blvd.
Colorado Springs, CO 80906
TEL (719) 576-3300
FAX (719) 540-1759

Atmel Grenoble
Avenue de Rochepleine
BP 123
38521 Saint-Egreve Cedex, France
TEL (33) 4-7658-3000
FAX (33) 4-7658-3480

Atmel Heilbronn
Theresienstrasse 2
POB 3535
D-74025 Heilbronn, Germany
TEL (49) 71 31 67 25 94
FAX (49) 71 31 67 24 23

Atmel Nantes
La Chanterie
BP 70602
44306 Nantes Cedex 3, France
TEL (33) 0 2 40 18 18 18
FAX (33) 0 2 40 18 19 60

Atmel Rousset
Zone Industrielle
13106 Rousset Cedex, France
TEL (33) 4-4253-6000
FAX (33) 4-4253-6001

Atmel Smart Card ICs
Scottish Enterprise Technology Park
East Kilbride, Scotland G75 0QR
TEL (44) 1355-357-000
FAX (44) 1355-242-743

e-mail
literature@atmel.com

Web Site
<http://www.atmel.com>

Atmel Corporation 2001.

Atmel Corporation makes no warranty for the use of its products, other than those expressly contained in the Company's standard warranty detailed in Atmel's Terms and Conditions located on the Company's web site. The Company assumes no responsibility for any errors that may appear in this document, reserves the right to change devices or specifications detailed herein at any time without notice, and does not make any commitment to update the information contained herein. No licenses to patents or other intellectual property of Atmel are granted to any company in connection with the sale of Atmel products, expressly or by implication. Atmel's products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems.

Atmel is the registered trademark of Atmel.

Intel is the registered trademark of Intel Corporation. Terms and product names in this document may be trademarks of others.



Printed on recycled paper.

2487A-10/01/xM