

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA
PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:
REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN NASIONAL
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
MALANG
2012**

LEMBAR PERSETUJUAN

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR

NIM. 0710630058-63

Telah diperiksa dan disetujui oleh:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc.
NIP 19590304 198903 1 001

Mochammad Rif'an, ST., MT.
NIP. 19710301 200012 1 003

LEMBAR PENGESAHAN

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan untuk memenuhi persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Teknik*

Disusun oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

Skripsi ini telah diuji dan dinyatakan lulus pada
tanggal 09 Februari 2012

DOSEN PENGUJI

Ir. M. Julius St, MS
NIP. 19540720 198203 1 002

Ir. Nurussa'adah, MT.
NIP. 19680706 199203 2 001

Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT.
NIP. 19721218 199903 1 002

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Elektro

Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono, MS
NIP. 19580728 198701 1 001

PENGANTAR

Alhamdulillah, segenap puji dan syukur penulis ucapkan kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat, hidayah, ridho, nikmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul “Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner”. Tidak lupa shalawat serta salam semoga senantiasa tercurahkan untuk Rasulullah Muhammad SAW beserta keluarga, sahabat, kerabat dan para pengikutnya sampai akhir jaman.

Dalam menyelesaikan skripsi ini, banyak bantuan, bimbingan, dan dorongan yang diterima oleh penulis. Untuk itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- Papa Edy Suwanto, mama Lilin Herlina, mas Hanif Wanadri Kautsar, mas Edwin Ibnu Kautsar, adek Neysha Riskiania Putri dan seluruh keluarga besar penulis atas segala didikan, doa, dukungan, perhatian, kasih sayang dan kesabarannya selama ini,
- Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono., MS selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- M. Aziz Muslim, ST., MT., Ph.D selaku Sekretaris Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. M. Julius St, MS selaku Ketua Kelompok Dosen Keahlian Elektronika Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc. dan Mochammad Rif'an, ST.,MT selaku Dosen Pembimbing 1 dan Dosen Pembimbing 2 atas segala bimbingan, nasehat, arahan, motivasi, kritik, saran dan masukan yang telah diberikan,
- Alm. Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT atas segala bimbingan, dukungan dan nasehatnya dan seluruh dosen-dosen di Teknik Elektro Universitas Brawijaya atas bimbingan dan didikannya selama masa perkuliahan,
- Staff Recording Jurusan Teknik Elektro,
- Indrawan Riza Firmansyah, atas segala kesabaran, dukungan, doa, kepercayaan dan kasih sayangnya.
- Sahabat-sahabat setia penulis, Allen Nimas Yudita,. Sari, Kanya, Nina, Gandis, Kiki, Liling dan Evi.
- Handiny Indah Purnama dan Atika Iqlimah atas persahabatan dan setiap detik waktu yang berharga kita sejak jaman maba. Hafrida Rahmah, Rizal Maulana,



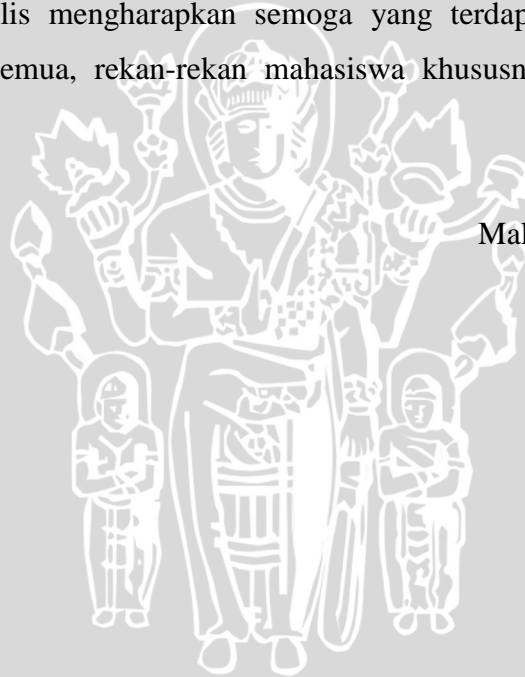
Yuli Khoirul Dan Farishal Anas Ramadhan atas setiap bantuan, kepercayaan, dukungan, kata-kata ‘pedas’ dan pacuan semangatnya,

- Mas Ucup, Mas Andi, Taufik, Judis, Irfan ‘parampa’, Ucup, Angga ‘carock’, Wahyu, Zubed dan Akka atas bantuannya selama ini,
- Teman-teman bermain, Puput, Kecil, Nyaz, Dela, Ano, Icha, Depi, Maul, Cici, Turen, Vandra, Galih, Indra, Awe, Brian, Tommy, Arys, Gosong dan Teman-teman kos 49, Ita, Titis, Firda, Fay, Yuli, Wulan, dan Ika.
- Teman-teman konsentrasi elektronika, tim robot angk. 2007, 2008 dan 2009, lab. Elka, WS, Himpunan, seluruh teman-teman CORE angk. 2007 dan teman-teman, senior serta semua pihak yang tidak mungkin bagi penulis untuk mencantumkan namanya satu-persatu, terima kasih banyak atas bantuan dan dukungannya.

Akhir kata, penulis mengharapkan semoga yang terdapat dalam skripsi ini bermanfaat untuk kita semua, rekan-rekan mahasiswa khususnya dan bagi seluruh pembaca pada umumnya.

Malang, Februari 2012

Penulis

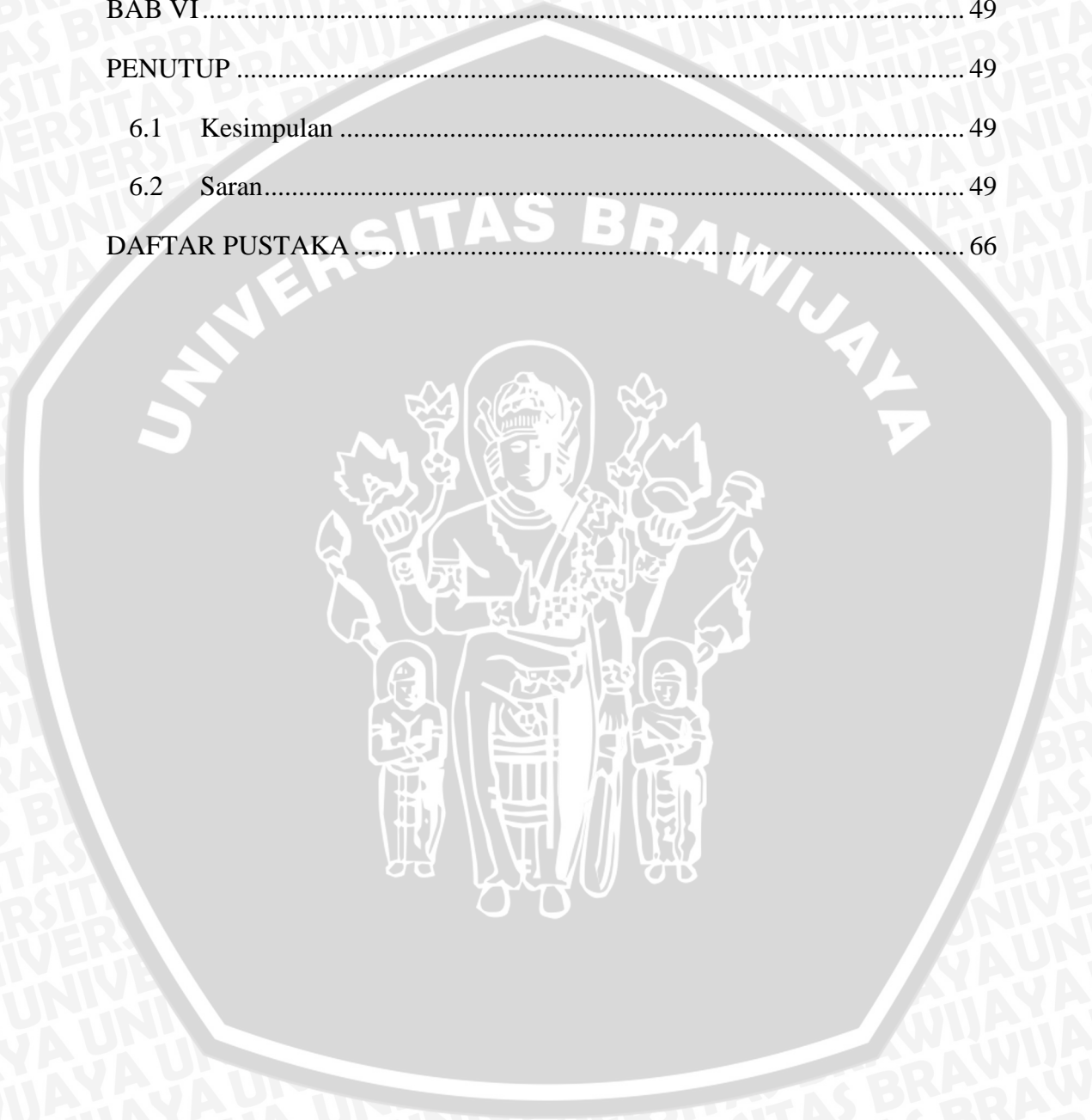


DAFTAR ISI

| | |
|---|-----------|
| ABSTRAK..... | 1 |
| DAFTAR ISI..... | iii |
| BAB I..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 Rumusan Masalah | 3 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 3 |
| 1.4 Tujuan | 3 |
| 1.5 Sistematika Pembahasan | 4 |
| BAB II..... | 5 |
| 2.1 Jantung | 5 |
| 2.2 Metode PhotoPlethysmograph | 7 |
| 2.3 Penyakit Jantung Koroner | 9 |
| 2.4 Aritmia | 9 |
| 2.5 LED (Light Emitting Diode)..... | 11 |
| 2.6 LDR (Light Dependent Resistor)..... | 11 |
| 2.7 Filter | 12 |
| 2.8 Op-amp Non Inverting | 13 |
| 2.9 Mikrokontroler Atmega 16 | 14 |
| 2.8.1 Struktur dan Operasi Port | 16 |
| 2.10 LCD LMB162 | 18 |
| 2.11 Buzzer..... | 19 |
| BAB III..... | 21 |
| METODOLOGI PENELITIAN | 21 |
| 3.1 Studi Literatur | 21 |
| 3.2 Penentuan Spesifikasi Alat..... | 21 |

| | | |
|-------------------------------------|--|----|
| 3.3 | Perancangan dan Perealisasian Alat..... | 22 |
| 3.3.1 | Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok..... | 22 |
| 3.3.2 | Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak | 22 |
| 3.4 | Pengujian Alat..... | 22 |
| 3.5 | Pengujian Perangkat Keras | 22 |
| 3.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 22 |
| 3.7 | Pengambilan Kesimpulan..... | 22 |
| BAB IV | | 23 |
| PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT..... | | 23 |
| 4.1 | Perancangan Sistem | 23 |
| 4.2 | Perancangan Perangkat Keras..... | 24 |
| 4.2.1 | Perancangan Catu Daya..... | 24 |
| 4.2.2 | Perancangan Sensor..... | 25 |
| 4.2.3 | Perancangan Filter dan Op-Amp <i>Noninverting</i> | 27 |
| 4.2.4 | Perancangan Rangkaian Komparator | 29 |
| 4.2.5 | Perancangan Sistem Mikrokontroler..... | 30 |
| 4.2.6 | Perancangan Rangkaian LCD..... | 32 |
| 4.2.7 | Perancangan Rangkaian Buzzer | 32 |
| 4.3 | Perancangan Perangkat Lunak..... | 33 |
| 4.4 | Perancangan Mekanik | 35 |
| BAB V | | 36 |
| PENGUJIAN DAN ANALISIS..... | | 36 |
| 5.1 | Pengujian Sensor..... | 36 |
| 5.2 | Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting..... | 37 |
| 5.2.1 | Pengujian High Pass Filter | 37 |
| 5.2.2 | Pengujian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| 5.2.3 | Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |

| | | |
|---------------------|-----------------------------------|----|
| 5.3 | Pengujian Komparator | 40 |
| 5.4 | Pengujian LCD..... | 41 |
| 5.5 | Pengujian Buzzer | 42 |
| 5.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 42 |
| BAB VI..... | | 49 |
| PENUTUP | | 49 |
| 6.1 | Kesimpulan | 49 |
| 6.2 | Saran..... | 49 |
| DAFTAR PUSTAKA..... | | 66 |



DAFTAR GAMBAR

| | |
|--|-----|
| Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya..... | 6 |
| Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari..... | 8 |
| Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia..... | 9 |
| Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia..... | 10 |
| Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia..... | 11 |
| Gambar 2. 6 Simbol LED..... | 11 |
| Gambar 2. 7 LDR (<i>Light Dependent Resistor</i>)..... | 12 |
| Gambar 2. 8 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> | 12 |
| Gambar 2. 9 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> | 13 |
| Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional <i>Noninverting</i> | 14 |
| Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16..... | 16 |
| Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (<i>Liquid Cristal Display</i>)..... | 18 |
| Gambar 2. 13 <i>Buzzer</i> | 20 |
| Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem..... | 23 |
| Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya..... | 25 |
| Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor..... | 25 |
| Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting..... | 27 |
| Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator..... | 30 |
| Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroller..... | 31 |
| Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD..... | 32 |
| Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka <i>Buzzer</i> | 32 |
| Gambar 4. 9 Flowchart Program Mikrokontroller..... | 324 |
| Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat..... | 35 |
| Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter..... | 37 |
| Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter..... | 38 |
| Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noniverting..... | 39 |
| Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |
| Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter..... | 40 |
| Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator..... | 41 |

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A 16

Tabel 2 Fungsi Tambahan Port B 17

Tabel 3 Fungsi Tambahan Port C 17

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D 18

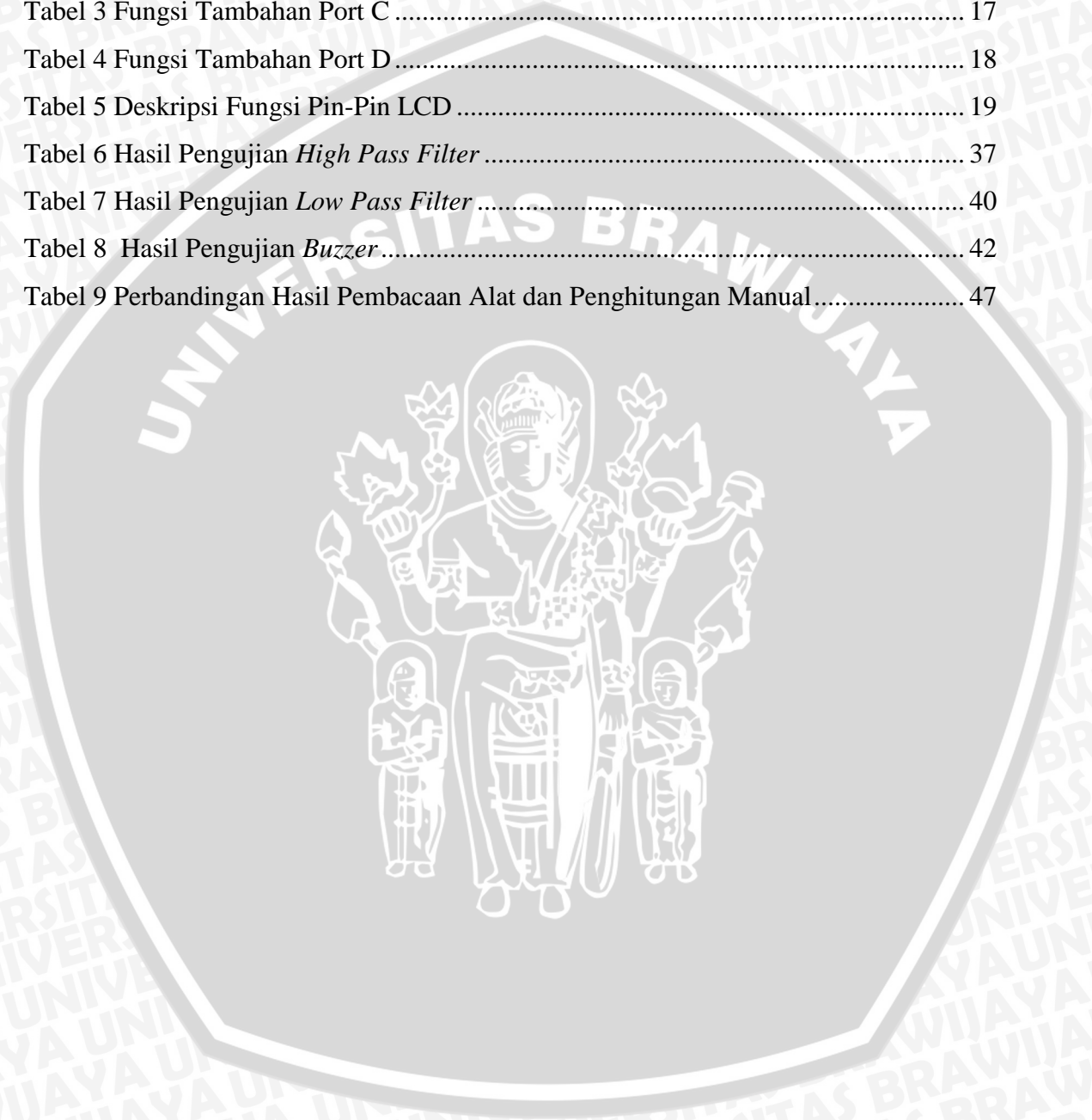
Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD 19

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter* 37

Tabel 7 Hasil Pengujian *Low Pass Filter* 40

Tabel 8 Hasil Pengujian *Buzzer* 42

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual 47



ABSTRAK

Refita Edna Kautsar, Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Februari 2012, *Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner*. Dosen Pembimbing : Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc, dan Mochammad Rif'an, ST., MT.

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang berujung pada kematian mendadak. Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia. Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan ruang intermediate monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia. Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Oleh karena itu dibutuhkan suatu alat untuk memonitoring frekuensi jantung untuk pasien rawat inap biasa pasca serangan jantung koroner. Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah super bright dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari. Cahaya yang dipancarkan LED akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroller. Ketika alat mendeteksi adanya aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

Kata kunci: LED, LDR, Jantung Koroner, Detak Jantung, Aritmia, Takikardia, Bradikardia.

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang akhirnya berujung pada kematian mendadak. Hal yang lebih mengejutkan adalah penyakit jantung koroner umumnya bersifat menahun dan banyak diderita kelompok usia produktif (25-40 tahun). Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia.

Ada lebih dari 4 juta kasus baru gagal jantung setiap tahunnya didiagnosis di Amerika Serikat. Diperkirakan ada 15 juta kasus baru tentang penyakit gagal jantung setiap tahunnya di seluruh dunia, jumlahnya meningkat dengan cepat dikarenakan adanya populasi penuaan yang meningkat pula. Jumlah kematian dalam satu tahun akibat gagal jantung yang parah adalah 50-60%, 15-30% untuk kasus yang ringan sampai menengah dan sekitar 10% untuk kasus ringan atau bahkan tidak bergejala. Di Indonesia, semua kasus tersebut diperparah lagi dengan kenyataan di lapangan mengenai terbatasnya jumlah tenaga medis yang memadai, kelayakan sistem pelayanan kesehatan profesional (spesialis), infrastruktur, luas wilayah (faktor geografis) dan pengetahuan masyarakat yang kurang. Hal ini tentunya menjadi masalah yang cukup krusial untuk bidang kesehatan di Indonesia.

Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah dan pernafasan sudah stabil, pasien akan dipindahkan ke Ruang Intermediate yang merupakan ruangan semi ICU. Di sini pemantauan dilakukan terhadap EKG secara terus menerus. Kemudian Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Kebanyakan pasien berada di rumah sakit selama 7 – 10 hari setelah operasi. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia.

Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, Aritmia ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung

normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Ketika jantung berdetak lebih cepat dari 100 bpm hal itu disebut aritmia takikardia. Ketika jantung berdetak terlalu lambat atau kurang dari 60 bpm disebut aritmia bradikardia. Jika keadaan ini berlanjut, akan dapat mengakibatkan Fibrilasi Ventrikular.

Fibrilasi ventrikular adalah irama jantung yang tidak terkordinasi, tidak teratur dan sangat cepat yang timbul dari banyak tempat dalam bilik jantung. Fibrilasi ventrikular adalah aritmia paling serius dan mengancam nyawa. Karena terlalu cepat jantung bergetar sehingga jantung tidak memompa darah ke seluruh tubuh, terutama ke otak dan paru-paru, sehingga kematian dapat menyusul dalam beberapa menit, kecuali ada pengobatan darurat yang memulihkan jantung menjadi normal kembali. Bila pengobatan darurat tertunda selama lebih dari 5-10 menit, akan terjadi kerusakan otak permanen walaupun irama jantung telah pulih. Dengan demikian, pengobatan darurat untuk aritmia sangat penting. Beberapa pasien ada yang sama sekali tidak sadar adanya aritmia. Yang lain ada mengeluh tentang gejala-gejala termasuk perasaan lompatan atau getaran jantung, pusing, sesak napas atau nyeri dada.

Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroler. Ketika alat mendeteksi detak jantung aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, dapat disusun rumusan masalah sebagai berikut:

- 1) Bagaimana merancang rangkaian pengkondisi sinyal untuk detak jantung antara 10 – 300 bpm.
- 2) Bagaimana merancang sistem elektronika alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner berdasarkan jumlah detak jantung per menit.
- 3) Bagaimana merancang rangkaian indikator alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner dengan keluaran tampilan LCD dan buzzer.

1.3 Batasan Masalah

Pada tugas akhir ini dibatasi oleh hal-hal sebagai berikut:

- 1) Perangkat yang akan dibuat diutamakan untuk memantau kondisi kesehatan jantung pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner.
- 2) Tidak membahas penyakit jantung lain selain aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia.
- 3) Alat hanya bersifat sebagai alarm deteksi dini, keputusan penyakit tetap ada di tangan dokter.
- 4) Pembahasan pada sistem mikrokontroler dibatasi pada pengolahan data sensor hingga proses penampil data.
- 5) Tidak membahas catu daya.
- 6) Parameter keberhasilan alat adalah sesuai dengan spesifikasi alat yang diinginkan.

1.4 Tujuan

Tujuan penyusunan skripsi ini adalah merealisasikan sebuah alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner sehingga dapat mempermudah masyarakat khususnya kalangan medis dalam mempercepat pemberian pertolongan pertama yang intensif pada pasien pasca serangan jantung koroner yang terkena aritmia.

1.5 Sistematika Pembahasan

Penelitian ini terdiri atas enam bab dengan sistematika pembahasan sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan

Membahas latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan dan sistematika pembahasan.

BAB II Tinjauan Pustaka

Membahas teori-teori yang mendukung dalam perencanaan dan pembuatan alat, yang meliputi jantung, Metode PhotoPlethysmograph, penyakit jantung koroner, aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia, LED (*light-emitting diode*), LDR (*Light Dependent Resistor*), High Pass Filter, Low Pass Filter, Op-Amp Non Inverting, Mikrokontroler Atmega16, LCD dan buzzer.

BAB III Metodologi Penulisan

Membahas metode penelitian dan perencanaan alat.

BAB IV Perencanaan dan Pembuatan Alat

Membahas tentang rangkaian elektronika sistem, algoritma perangkat lunak pada unit pengolah data, dan mekanik sistem.

BAB V Pengujian dan Analisis

Membahas hasil pengujian sistem terhadap alat yang telah direalisasikan.

BAB VI Kesimpulan dan Saran

Membahas kesimpulan perancangan dan saran-saran yang diperlukan untuk melakukan pengembangan aplikasi selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Untuk memudahkan dalam memahami cara kerja rangkaian maupun dasar-dasar perencanaan sistem yang dibuat, maka perlu adanya penjelasan dan uraian mengenai teori penunjang yang digunakan dalam penulisan tugas akhir ini. Teori penunjang yang akan dijelaskan dalam bab ini adalah:

- Jantung
- Penyakit Jantung Koroner
- Metode PhotoPlethysmograph
- Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- LED (*light-emitting diode*)
- LDR (*Light Dependent Resistor*)
- High Pass Filter dan Low Pass Filter
- Op-Amp Non Inverting
- Mikrokontroler Atmega16
- LCD
- Buzzer

2.1 Jantung

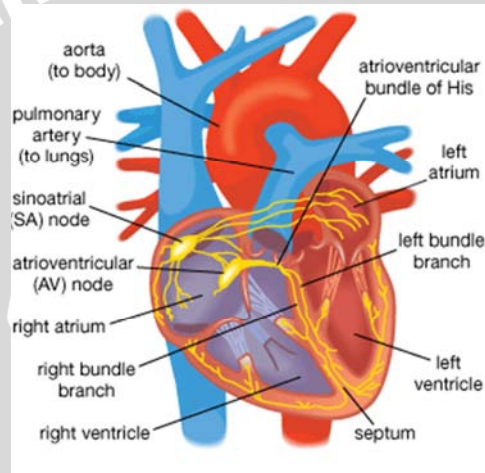
Jantung adalah alat tubuh yang berfungsi sebagai pemompa darah. Jantung terletak dalam rongga dada bagian kiri agak ke tengah, tepatnya diatas sekat diafragma yang memisahkan rongga dada dengan rongga perut. Jantung terbentuk dari serabut-serabut otot bersifat khusus dan dilengkapi dengan saraf yang secara teratur dan otomatis memberikan rangsangan berdenyut bagi otot jantung. Dengan denyutan ini jantung memompa darah yang kaya akan oksigen dan zat makanan keseluruh tubuh, termasuk *arteri koroner*.

Agar dapat mendorong sirkulasi darah ke seluruh bagian tubuh, jantung normal berdenyut rata-rata 70 kali per menit, atau 60 - 100 permenit. Tiap kali berdenyut, jantung memompakan 60 cc darah ke pembuluh nadi dengan tekanan sampai 130 mmHg. Dalam keadaan bekerja fisik atau berolahraga, kerja jantung dapat meningkat menjadi 2 - 5 kali dibandingkan dengan keadaan istirahat.

Jantung terdiri atas:

- Dua ruang atas yang disebut serambi jantung atau *atrium* sebelah kanan dan kiri. Dua ruang bawah disebut bilik jantung atau *ventrikel* sebelah kanan dan kiri.
- Empat buah klep jantung, dua diantaranya menghubungkan serambi dan bilik kanan serta serambi dan bilik kiri (*tricuspid* dan *mitral*). Sedangkan dua buah yang lain mengatur aliran darah ke luar jantung dari bilik kiri dan kanan (*aorta* dan *pulmonary*).
- Suatu sistem listrik yang terdiri atas simpul-simpul *sinoatrial node* (SA) dan *atrioventricular node* (AV).

Bagian-bagian jantung ditunjukkan dalam Gambar 2.1



Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya
Sumber: www.luqmankhairi.blogspot.com

Proses pemompaan darah sehingga darah dapat bersirkulasi ke tubuh dan paru-paru mengikuti urutan sebagai berikut:

- Pada saat jantung sedang relaks (*diastol*), darah kurang oksigen dari vena tubuh mengalir ke serambi kanan. Pada saat yang sama, serambi kiri terisi dengan darah yang kaya oksigen dari paru-paru.
- Pusat listrik (*SA node*) yang ada di serambi kanan menembakkan impuls listrik yang menyebabkan kedua serambi mengkerut secara serempak. Pada saat yang sama, katup-katup diantara serambi dan bilik terbuka, memungkinkan darah mengalir kedalam bilik.
- Tahap berikutnya adalah pemompaan dari bilik. Pada tahap ini sinyal listrik dari *node* yang lain menyebabkan kedua bilik berkerut secara serempak. Hal ini mendorong darah yang kurang oksigen dari bilik kanan kedalam paru-paru.

Darah yang kaya oksigen dari bilik kiri didesak kedalam arteri utama yang disebut *aorta* dan dari sini darah disebarkan keseluruh bagian tubuh. Klep-klep tertutup untuk menjamin agar tidak ada aliran balik kedalam serambi.

- d. Setelah pengerutan bilik, jantung mengendur, dan memungkinkan serambi terisi darah, sehingga proses sirkulasi dimulai kembali.

Perjalanan darah akan memasuki arteriola yang lebih kecil lagi dibanding arteri, tubuh menggunakan arteriola sebagai pengatur aliran darah di berbagai bagian. Selanjutnya darah dari arteriola akan memasuki satu kapiler atau lebih. Ukuran kapiler sangat kecil, sehingga aliran darah di dalamnya bertekanan konstan.

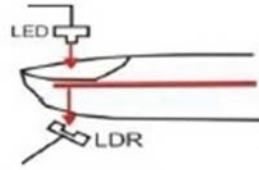
Urutan kejadian ini berlangsung kira-kira 60-70 kali permenit bila tubuh sedang istirahat. Jumlah detak jantung umumnya dinyatakan dalam satuan bpm (*beat per minute*). Frekuensi atau irama kerja jantung dibagi dalam 3 kondisi, yaitu:

- Bradikardia yaitu denyut jantung yang lambat kurang dari 60 kali/menit.
- Normal yaitu denyut jantung diantara 60 – 100 kali/menit.
- Takikardia yaitu denyut jantung yang cepat lebih dari 100 kali/menit.

2.2 Metode PhotoPlethysmograph

PhotoPlethysmograph merupakan sebuah metode pengukuran suatu besaran berdasarkan perubahan volum yang menggunakan sifat-sifat optik. Metode ini digunakan untuk mendeteksi atau mengukur perubahan volume didalam suatu organ. Photoplethysmograph digunakan untuk mengukur kondisi peredaran darah yang di pompa oleh jantung pada organ dalam tubuh manusia. Pemanfaatan sinyal photoplethysmograph akan di fokuskan pada perhitungan denyut jantung seseorang selama periode tertentu, data detak jantung tersebut dapat dimanfaatkan oleh ahli medis untuk mengetahui kondisi jantung seseorang.

Aliran darah adalah sumber informasi utama. Ketika melakukan pengukuran dipilih bagian tubuh yang mengandung banyak arteri atau arteriola, salah satunya adalah jari tangan. PhotoPlethysmograph dilakukan dengan cara melewatkan cahaya menembus jari tangan dan cahaya yang ditangkap oleh sensor cahaya. Sumber cahaya diletakkan berseberangan dengan sensor cahaya seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari
 Sumber: *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. 2003:12

Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah yang merupakan representasi dari detak jantung. Sinyal pada ujung jari yang ditangkap oleh sensor, merupakan sinyal dari panjang gelombang penyerapan dua format Hemoglobin yang sama yaitu Hemoglobin (Hb) dan Oxygenated Hemoglobin (HbO₂). Denyutan pembuluh darah arteri membawa tingkatan oksigen yang paling tinggi, oksigen dalam darah sebagian besar berbentuk Hemoglobin.

Hubungan aliran darah dan intensitas cahaya yang diterima sensor dapat dijelaskan sebagai berikut. Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah. Secara matematis hubungan intensitas cahaya yang dipancarkan sumber dengan intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan dinyatakan dalam hukum Lambert-Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-A} \dots\dots\dots(2.1)$$

$$A = LC\varepsilon$$

I₀ : intensitas cahaya yang dipancarkan sumber

I : intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan

A : penyerapan

L : panjang lintasan yang dilalui cahaya

C : konsentrasi dari larutan penyerap

ε : koefisien absorpsi yang merupakan fungsi dari panjang gelombang cahaya yang lewat.

(Stephen A. Mascaro, 2001:6)



2.3 Penyakit Jantung Koroner

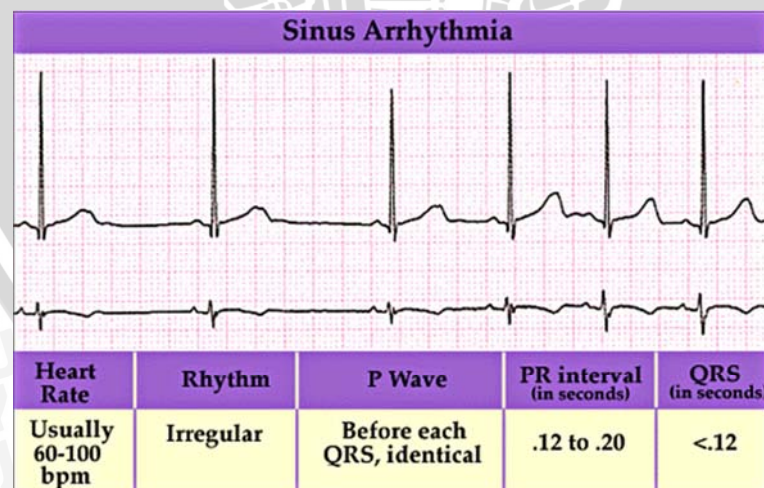
Penyakit jantung koroner merupakan ketidakmampuan jantung akut maupun kronik yang timbul karena kekurangan suplai darah pada *miokardium* sehubungan dengan proses penyakit pada sistem nadi koroner atau dengan kata lain merupakan kelainan pada satu atau lebih pembuluh darah arteri koroner dimana terdapat penebalan dari dinding dalam pembuluh darah disertai adanya plak yang mengganggu aliran darah ke otot jantung yang berakibat mengganggu fungsi jantung.

2.4 Aritmia

Aritmia adalah sebuah istilah untuk kondisi di mana terdapat aktivitas listrik abnormal di dalam jantung. Irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Beberapa aritmia yang mengancam nyawa, dapat menyebabkan serangan jantung dan kematian mendadak. Namun juga dapat menyebabkan gejala seperti gangguan kesadaran, jantung berdetak abnormal dan mungkin hanya mengganggu. (Dharma, 2010:12).

Gambar 2.3 menunjukkan EKG sinus aritmia. Terlihat dalam Gambar 2.3 bahwa irama detak jantung yang tidak teratur, terlalu cepat maupun terlalu lambat.

Bila kita melihat sebuah elektrokardiogram, maka pada awal rekaman harus kita buat kalibrasi, yaitu sebuah atau defleksi yang sesuai dengan 1 milivolt. Secara standart, defleksi 10mm sesuai dengan 1mV. Kecepatan kertas perekam secara standart adalah 25mm/detik. 1mm = 0,04 detik, 5mm = 0,2 detik, 10mm = 0,4 detik. (Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia, 2009:19)



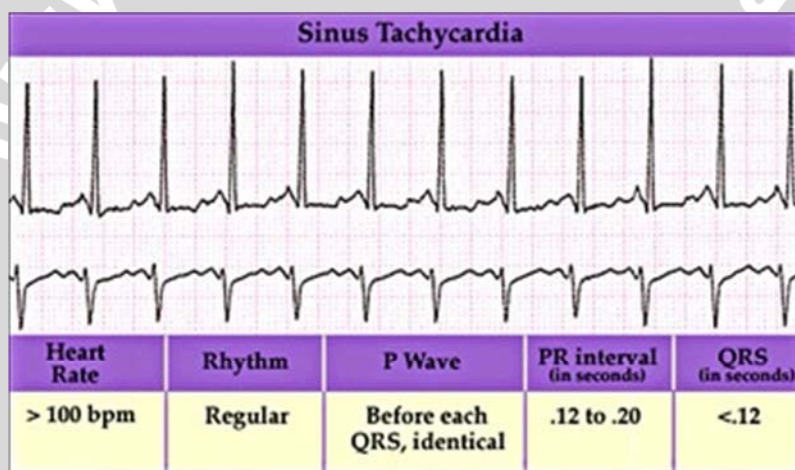
Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusArrhythmias.htm

Aritmia terdiri dari macam-macam jenis. Dalam tugas akhir ini hanya membahas aritmia takikardia dan aritmia bradikardia saja.

a. Aritmia Takikardia

Takikardia adalah aritmia cepat yaitu denyut jantung lebih cepat dari 100 detak/menit. Takikardia terjadi karena pengeluaran signal listrik yang cepat oleh SA node. Takikardia umumnya adalah kontraksi cepat dari jantung yang normal sebagai reaksi atas kondisi atau keadaan sakit. Takikardia dapat menyebabkan debar jantung. Penyebab takikardia termasuk sakit, demam, hormon tiroid yang berlebihan, tingkat oksigen darah yang rendah, kopi dan obat-obatan seperti *cocaine* dan *amphetamine*. Pada beberapa pasien, Takikardia dapat sebagai gejala gagal jantung atau penyakit klep jantung yang signifikan. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.4 menunjukkan EKG sinus takikardia. Terlihat dalam Gambar 2.4 bahwa detak jantung mempunyai ritme yang sangat cepat.

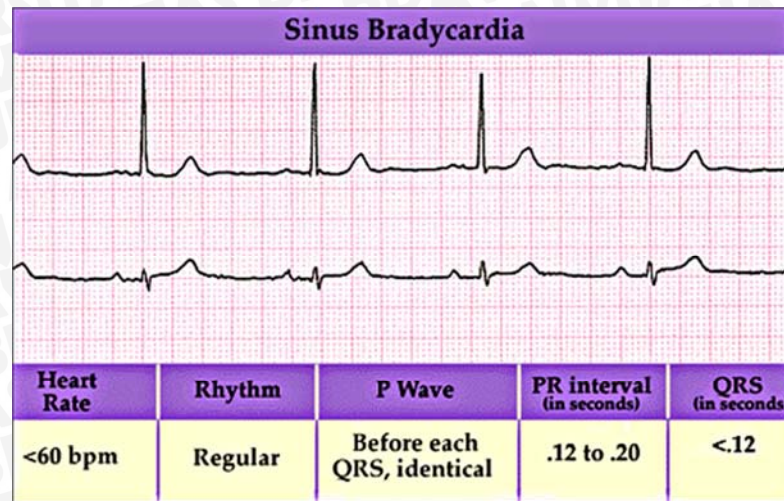


Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusTachycardia.htm

b. Aritmia Bradikardia

Bradikardia adalah aritmia lambat yaitu denyut jantung lebih lambat dari 60 detak/menit. Bradikardia dapat terjadi karena perlambatan dari sinyal-sinyal elektrik yang diawali oleh SA node. Bradikardia dapat juga berakibat dari derajat-derajat yang bervariasi dari "*heart block* (rintangan jantung)", dimana obat-obat tertentu atau penyakit-penyakit sistim konduksi elektrik jantung menghalangi transmisi (pengantaran) sinyal-sinyal dari *atria* ke *ventricles*. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.5 menunjukkan EKG sinus bradikardia. Terlihat dalam Gambar 2.5 bahwa ritme detak jantung sangat lambat.



Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusBradycardia.htm

Pada takikardia dan bradikardia dapat terjadi kekurangan aliran darah ke otak, arteri koroner dan bagian tubuh lainnya. Aliran darah yang kurang ke otak dapat menyebabkan pusing atau hilang kesadaran atau pingsan. Suplai darah yang kurang ke arteri koroner menyebabkan *angina*. Suplai darah yang tidak memadai ke paru-paru, otak dan seluruh tubuh dapat menyebabkan kematian.

2.5 LED (Light Emitting Diode)

Dioda cahaya atau lebih dikenal dengan sebutan LED (*light-emitting diode*) adalah suatu semikonduktor yang memancarkan cahaya monokromatik yang tidak koheren ketika diberi tegangan maju. LED yang digunakan dalam tugas akhir ini adalah LED merah superbright 5mm. Karena sifat jaringan tubuh sebagai filter cahaya merah, dengan LED merah super bright nilai intensitas cahaya yang diteruskan akan maksimal. LED ini mempunyai kutub positif dan negatif dan hanya akan menyala bila diberikan arus maju. Ini dikarenakan LED terbuat dari bahan semikonduktor yang hanya akan mengizinkan arus listrik mengalir ke satu arah dan tidak ke arah sebaliknya.

Simbol LED ditunjukkan dalam Gambar 2.6



Gambar 2. 6 Simbol LED

2.6 LDR (Light Dependent Resistor)

LDR (*Light Dependent Resistor*) adalah resistor yang nilai resistansinya berubah-ubah karena adanya intensitas cahaya yang diserap. LDR yang digunakan ini merupakan resistor yang mempunyai koefisien temperature negative, dimana

resistansinya dipengaruhi oleh intensitas cahaya. Jika intensitas cahaya yang diterima tinggi maka hambatan juga akan tinggi yang mengakibatkan tegangan yang keluar juga akan tinggi begitu juga sebaliknya disinilah mekanisme proses perubahan cahaya menjadi listrik terjadi. Apabila LDR terkena sinar maka tahanannya turun. Apabila tidak terkena sinar maka tahanannya naik.

Bentuk LDR (*Light Dependent Resistor*) ditunjukkan dalam Gambar 2.7.

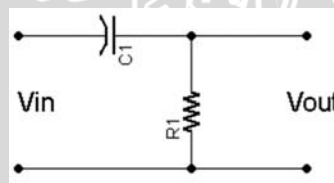


Gambar 2. 7 LDR (*Light Dependent Resistor*)
Sumber: robotron-umm.blogspot.com

2.7 Filter

Filter adalah sebuah rangkaian yang dirancang agar melewatkan suatu jangkauan frekuensi tertentu dan meredam frekuensi lainnya. Filter dapat berupa filter aktif maupun pasif. Filter pasif terdiri atas komponen pasif saja seperti resistor, kapasitor dan induktor, sedangkan filter aktif terdiri atas komponen pasif dan komponen aktif seperti transistor dan op-amp. Induktor jarang digunakan dalam filter aktif. Terdapat empat jenis filter diantaranya *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter* dan *band stop* atau *band reject filter*. Filter yang digunakan pada tugas akhir ini adalah high pass filter dan low pass filter.

High pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi rendah dan melewatkan sinyal dengan frekuensi tinggi. Rangkaian *high pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.8. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *high pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.2).



Gambar 2. 8 Rangkaian *High Pass Filter*

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_1}{1/sC_1 + R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{sC_1R_1}{1 + sC_1R_1}$$

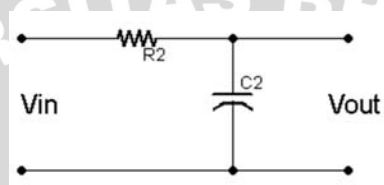
$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{j\omega_1 C_1 R_1}{1 + j\omega_1 C_1 R_1} \right| = \frac{\omega_1 C_1 R_1}{\sqrt{1^2 + (\omega_1 C_1 R_1)^2}}$$

$$\omega_1 C_1 R_1 = 1$$

$$\omega_1 = \frac{1}{R_1 C_1}; \omega_1 = 2\pi f_{c1}$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.2)$$

Low pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi tinggi dan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah. Rangkaian *low pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.9. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.3).



Gambar 2. 9 Rangkaian *Low Pass Filter*

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1/sC_2}{1/sC_2 + R_2}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + sC_2 R_2}$$

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{1}{1 + j\omega C_2 R_2} \right| = \frac{1}{\sqrt{1^2 + (\omega C_2 R_2)^2}}$$

$$\omega C_2 R_2 = 1$$

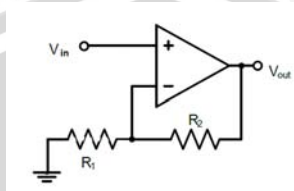
$$\omega = \frac{1}{R_2 C_2}; \omega = 2\pi f_{c2}$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.3)$$

2.8 Op-amp Non Inverting

Op-amp pada dasarnya adalah penguat diferensial yang memiliki dua masukan. Masukan op-amp dinamakan input *inverting* dan *noninverting*. Op-amp ideal memiliki *open loop gain* (penguatan loop terbuka) yang tak terhingga besarnya. Penguatan yang besar ini membuat op-amp menjadi tidak stabil, dan penguatannya menjadi tidak terukur (*infinite*). Disinilah peran rangkaian umpan balik negatif diperlukan, sehingga op-amp dapat dirangkai menjadi aplikasi dengan nilai penguatan yang terukur (*finite*).

Pada tugas akhir ini, op-amp yang digunakan sebagai penguat *noninverting*. Penguat tersebut dinamakan penguat *noninverting* karena sinyal masukan penguat tersebut terletak pada input *noninverting* op-amp sehingga sinyal keluaran yang dihasilkan sefasa dengan sinyal keluarannya. Gambar 2.10 menunjukkan rangkaian penguat operasional *noninverting*. Besarnya tegangan keluaran penguat operasional *noninverting* ditunjukkan dalam Persamaan (2.4).



Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional *Noninverting*

Besar penguatan dari rangkaian tersebut dapat ditentukan dari persamaan 2.4:

$$\frac{V_{out} - V_-}{R_2} = \frac{V_{in} - 0}{R_1}$$

Dimana $V_- = V_+ = V_{in}$ maka,

$$\frac{V_{out} - V_{in}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1} + \frac{V_{in}}{R_2}$$

$$V_{out} = V_{in} + \frac{R_2}{R_1} V_{in}$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in} \quad \dots\dots\dots (2.4)$$

2.9 Mikrokontroler Atmega 16

Pada dasarnya mikrokontroler terdiri atas mikroprosesor, *timer*, dan *counter*, perangkat I/O dan internal memori. Mikrokontroler termasuk perangkat yang sudah didesain dalam bentuk chip tunggal. Mikrokontroler dikemas dalam satu chip (*single chip*). Mikrokontroler didesain dengan instruksi-instruksi lebih luas dan 8 bit instruksi yang digunakan membaca data instruksi dari *internal* memori ke ALU.

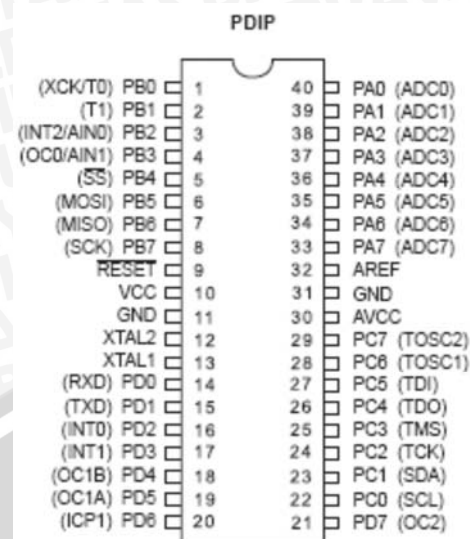
Mikrokontroler ATmega16 merupakan salah satu mikrokontroler produksi ATMEL keluarga AVR yang mempunyai 16 kbyte Flash PEROM (*Flash Programmable and Erasable Read Only Memory*), 2 kbyte SRAM, 32 pin I/O (4 buah port I/O bit) yang mana tiap pin tersebut dapat diprogram secara paralel dan tersendiri, mempunyai dua buah *timer/counter* 8 bit dan satu buah *timer/counter* 16 bit, mempunyai

8 bit 10 channel ADC, dan fitur *watchdog timer*. Karakteristik elektrik dari mikrokontroler ATmega16 untuk karakteristik DC adalah $T_A = -40^\circ\text{C}$ sampai dengan 85°C dan $V_{cc} = 2.7\text{V}$ sampai dengan 5.5V .

Sebagai suatu sistem kontrol mikrokontroler ATmega16 bila dibandingkan dengan mikroprosesor memiliki kemampuan dan segi ekonomis yang bisa diandalkan karena dalam mikrokontroler sudah terdapat RAM dan ROM sedangkan mikroprosesor didalamnya tidak terdapat keduanya. Secara umum konfigurasi yang dimiliki mikrokontroler ATmega16 adalah sebagai berikut :

- a) Sebuah CPU 8 bit dengan menggunakan teknologi dari Atmel.
- b) Memiliki memori baca-tulis sebesar 2 kbyte SRAM.
- c) Jalur dua arah (*bidirectional*) yang digunakan sebagai saluran masukan atau keluaran yang dikontrol oleh *register* DDR.
- d) Sebuah komunikasi serial USART yang dapat diprogram.
- e) Sebuah *master/slave* serial SPI yang dapat diprogram.
- f) Sebuah *Two Wire Serial Interface*.
- g) Dua buah *timer/counter* 8 bit dan sebuah *timer/counter* 16 bit.
- h) *Watchdog Timer* yang dapat diprogram.
- i) *Analog to Digital Converter (ADC)* 10-bit dan *Analog comparator* di dalam chip.
- j) Osilator internal dan rangkaian pewaktu.
- k) Flash PEROM yang besarnya 16 kbyte untuk memori program
- l) Mampu beroperasi sampai 16 MHz.

Konfigurasi pin mikrokontroler ATmega16 ditunjukkan dalam Gambar 2.11.



Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16
Sumber: Atmel, 2007: 2

2.8.1 Struktur dan Operasi Port

Mikrokontroler ATmega16 ini mempunyai 4 port, keempat port memiliki 8 jalur I/O. Beberapa karakteristik port mikrokontroler ATmega16 dijelaskan berikut ini:

- Unit I/O dapat dialamati perjalur atau per port
- Setiap jalur I/O memiliki *buffer*, penahan (*latch*), kemudi *input* dan kemudi *output*.
- Setiap jalur I/O terdapat register pengatur apakah dijadikan *input* atau dijadikan *output*.
- Port A merupakan port I/O 8 bit dua arah dengan *pull-up* internal.
- Fungsi tambahan dari port A adalah sebagai jalur konversi ADC, yaitu ADC0-ADC7. Fungsi tambahan port A ditunjukkan dalam Tabel 1.

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|----------------------------|
| PA7 | ADC7 (ADC Input Channel 7) |
| PA6 | ADC6 (ADC Input Channel 6) |
| PA5 | ADC5 (ADC Input Channel 5) |
| PA4 | ADC4 (ADC Input Channel 4) |
| PA3 | ADC3 (ADC Input Channel 3) |
| PA2 | ADC2 (ADC Input Channel 2) |
| PA1 | ADC1 (ADC Input Channel 1) |
| PA0 | ADC0 (ADC Input Channel 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 54

Port B merupakan port I/O dua arah dengan *pull-up* internal. Fungsi tambahan dari port B ditunjukkan dalam Tabel 2.

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PB7 | SCK (Bus serial clock SPI) |
| PB6 | MISO (Bus Master Input/Slave Output SPI) |
| PB5 | MOSI (Bus Master Output/Slave Input SPI) |
| PB4 | SS (Pemilih input slave SPI) |
| PB3 | OCO (output compare match pada timer/counter 0) |
| PB2 | AN2 (Input non-inverting analog comparator), INT0 |
| PB1 | T1 (Input counter pada timer/counter 1) |
| PB0 | T0 (Input counter pada timer/counter 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 55

Port C merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port C ditunjukkan dalam Tabel 3.

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

Sumber : Atmel, 2007: 58

Port D merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port D ditunjukkan dalam Tabel 4.

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PD7 | OC2 (Output Compare pada timer/counter 2) |
| PD6 | ICP (Timer/Counter1 Input Capture Pin) |
| PD5 | OC1A (Output compare A pada timer/counter 1) |
| PD4 | OC1B (Output Compare B pada timer1) |
| PD3 | INT1 (Interupt eksternal 1) |
| PD2 | INT0 (Interupt eksternal 0) |
| PD1 | TXD (output pin pada USART) |
| PD0 | RDX (Input pin pada USART) |

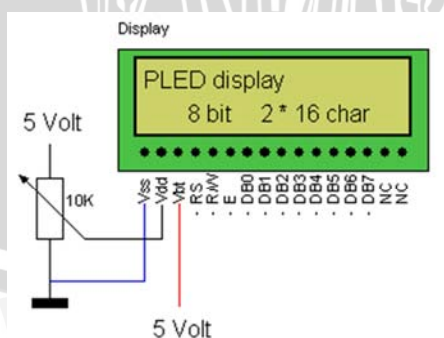
Sumber : Atmel, 2007: 60

2.10 LCD LMB162

LCD LMB162 adalah LCD dot matrik konsumsi daya rendah dengan tampilan 16x2 karakter. Spesifikasi pada LCD model LMB162 sebagai berikut :

- Menampilkan 16 karakter pada tiap baris dengan 5x7 dot matrik.
- Pembangkit karakter ROM untuk 192 jenis karakter.
- Pembangkit karakter RAM untuk 8 jenis karakter.
- RAM 80x8 bit.
- Antarmuka dengan mikrokontroler empat bit atau delapan bit
- Tegangan catu 5 volt
- Otomatis *reset* pada saat dihidupkan.

Skema LCD LMB162 ditunjukkan dalam gambar 2.12.



Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (*Liquid Cristal Display*)

Sumber: <http://fadilmuslim.blogspot.com/2010/02/LCD.html>

Tabel 5 menunjukkan deskripsi fungsi pin LCD.

Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD

| No. Kaki | Simbol | Level | Fungsi |
|----------|--------|-------|--|
| 1 | VSS | - | Ground |
| 2 | VDD | - | Power supply for logic (+5Volt) |
| 3 | VO | - | Power Supply for LCD |
| 4 | RS | H/L | Register Selection H : Display data L : Instruksi code |
| 5 | R/W | H/L | Read/Write Selection H : Read operation L : Write operation |
| 6 | E | H/L | Enable Signal |
| 7 | DB0 | H/L | |
| 8 | DB1 | H/L | In 8-bit mode, used as low order bidirectional data bus. |
| 9 | DB2 | H/L | In 4-bit mode, open these terminals. |
| 10 | DB3 | H/L | |
| 11 | DB4 | H/L | |
| 12 | DB5 | H/L | In 8-bit mode, used as high order bidirectional data bus. |
| 13 | DB6 | H/L | In 4-bit mode, used as both high and low order data bus. |
| 14 | DB7 | H/L | Order data bus |
| 15 | LED A | - | LED Power Supply(+5 Volt) |
| 16 | LED K | - | LED Power Supply (0 Volt) |

Sumber: LMB162ADC LCD Module User Manual, 2004: 4

Pengiriman data ke LCD ada dua macam yaitu data sebagai instruksi dan data sebagai character yang kita tampilkan di layar. Keduanya dibedakan oleh sebuah kaki yang diberi nama RS (*Register Select*) dimana bila logika = '1' (*high*) maka data yang diterima LCD adalah data character sedangkan bila RS = '0' (*low*) maka data yang diterima LCD adalah data instruksi bagi LCD.

2.11 Buzzer

Buzzer adalah sebuah komponen elektronika yang berfungsi untuk mengubah getaran listrik menjadi getaran suara. Pada dasarnya prinsip kerja *buzzer* dalam tugas akhir ini hampir sama dengan *loud speaker*, jadi *buzzer* juga terdiri dari kumparan yang terpasang pada diafragma dan kemudian kumparan tersebut dialiri arus sehingga menjadi elektromagnet, kumparan tadi akan tertarik ke dalam atau keluar, tergantung dari arah arus dan polaritas magnetnya, karena kumparan dipasang pada diafragma maka setiap gerakan kumparan akan menggerakkan diafragma secara bolak-balik sehingga membuat udara bergetar yang akan menghasilkan suara. *Buzzer* biasa digunakan sebagai indikator bahwa proses telah selesai atau terjadi suatu kesalahan

pada sebuah alat (alarm). *Buzzer* yang digunakan dalam pembuatan alat ini ditunjukkan dalam Gambar 2.13.



Gambar 2. 13 *Buzzer*

Sumber: [http:// www.chinasound.com](http://www.chinasound.com)

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Untuk menyelesaikan rumusan masalah dan merealisasikan tujuan penelitian yang terdapat di bab pendahuluan maka diperlukan metode untuk menyelesaikan masalah tersebut. Langkah-langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang dirancang adalah studi literatur, penentuan spesifikasi alat, perancangan dan pembuatan alat, pengujian alat, dan pengambilan kesimpulan.

3.1 Studi Literatur

Literatur yang dibutuhkan adalah dasar teori yang berhubungan dengan alat yang akan dirancang, yaitu sebagai berikut:

- a. Jantung
- b. Metode PhotoPlethysmograph
- c. Penyakit Jantung Koroner, Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- d. LED (*light-emitting diode*)
- e. LDR (*Light Dependent Resistor*)
- f. High Pass Filter dan Low Pass Filter
- g. Op-Amp Non Inverting
- h. Mikrokontroller Atmega16
- i. LCD
- j. Buzzer.

3.2 Penentuan Spesifikasi Alat

Sebelum melakukan perencanaan dan perealisasiian alat, maka ditentukan spesifikasi alat yang akan dibuat. Adapun spesifikasi alat yang akan direalisasikan sebagai berikut:

- a. Jangkauan jumlah detak jantung permenit yang dapat dihitung adalah 10 - 300 bpm disesuaikan dengan rate detak dari penyakit jantung bradikardia dan takikardia.
- b. Terdapat suara pemberitahuan apabila terdeteksi aritmia dan atau detak jantung kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm.
- c. Terdapat penampil menggunakan LCD untuk setiap perubahan jumlah detak jantung dan jenis penyakit yang terjadi.
- d. Sistem menggunakan catu daya baterai 12 volt.

3.3 Perancangan dan Perealisasian Alat

3.3.1 Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok

- a. Pembuatan blok diagram lengkap sistem.
- b. Penentuan dan perhitungan komponen yang akan digunakan.
- c. Desain papan rangkaian tercetak (PCB) menggunakan *software Eagle Layout Editor*.
- d. Merakit perangkat keras masing-masing blok.

3.3.2 Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak

Setelah kita mengetahui seperti apa perangkat keras yang dirancang, maka kita membutuhkan perangkat lunak untuk mengendalikan dan mengatur kerja dari alat ini. Desain dan parameter yang telah dirancang kemudian diterapkan kedalam mikrokontroler ATmega8 dengan menggunakan bahasa C dan *compiler CodeVision AVR*.

3.4 Pengujian Alat

Untuk memastikan bahwa sistem ini berjalan sesuai yang direncanakan maka perlu dilakukan pengujian alat meliputi perangkat keras (*hardware*) yang dilakukan baik per blok rangkaian maupun keseluruhan sistem.

3.5 Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan tujuan untuk menyesuaikan nilai tegangan dan arus yang diijinkan bekerja dalam komponen berdasarkan data sekunder komponen yang diambil dari buku data komponen elektronika maupun dari *datasheet*.

3.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian sistem secara keseluruhan dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui unjuk kerja alat setelah perangkat keras dan perangkat lunak diintegrasikan bersama.

3.7 Pengambilan Kesimpulan

Pengambilan kesimpulan dilakukan setelah didapatkan hasil dari pengujian. Jika hasil yang diperoleh telah sesuai dengan spesifikasi yang direncanakan maka alat tersebut telah memenuhi harapan dan memerlukan pengembangan untuk penyempurnaannya.

BAB IV

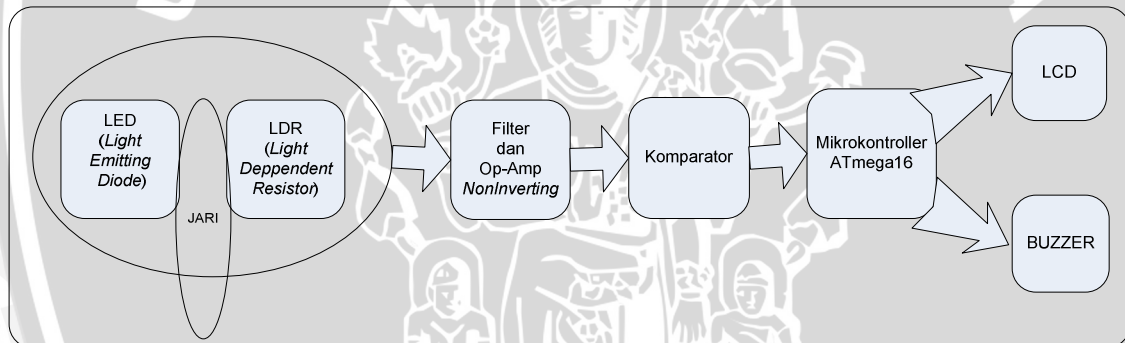
PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

Perancangan alat ini dilakukan secara bertahap dalam bentuk blok sehingga akan memudahkan dalam analisis pada setiap bloknya maupun secara keseluruhan. Perancangan ini terdiri atas:

- Perancangan sistem.
- Perancangan perangkat keras (perancangan catu daya, perancangan sensor, perancangan filter dan op-amp *noninverting*, perancangan komparator, perancangan sistem minimum mikrokontroler, perancangan rangkaian LCD, perancangan rangkaian buzzer dan perancangan mekanik alat).
- Perancangan perangkat lunak mikrokontroler.

4.1 Perancangan Sistem

Diagram blok sistem yang dirancang ditunjukkan dalam Gambar 4.1.



Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem

Pengukuran denyut dilakukan dari denyut fisik jantung melalui pembuluh darah. Aliran darah disensor menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang di jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi volume aliran darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan oleh filter dan penguat operasional untuk dipilih sinyal dengan frekuensi antara 0,16 – 5 Hz. Keluaran dari filter dan penguat operasional masuk ke komparator untuk dikonversi menjadi level tegangan digital 0 – 4,5 volt. Kemudian sinyal yang masuk yang berupa sinyal digital diolah di mikrokontroler untuk mendapatkan jumlah

detak jantung permenit. Setelah didapatkan detak jantung permenitnya, maka dapat dideteksi apakah ada jantung normal, aritmia, takikardia maupun bradikardia.

Detak jantung permenit atau beat rata-rata didapat dari detak jantung selama 5 detik yang akan dijumlahkan kemudian dikalikan dengan 60, sehingga didapatkan detak jantung permenit. Sedangkan untuk pengambilan data detak jantung aritmia, diambil detak jantung per 5 detik atau beat sesaat nya, yaitu dengan menghitung interval per 5 detik tersebut.

Ketika alat mendeteksi adanya aritmia takikardia, aritmia bradikardia, takikardia dan bradikardia maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

4.2 Perancangan Perangkat Keras

4.2.1 Perancangan Catu Daya

Pada perancangan catu daya ini membutuhkan catu daya sebesar 6 volt untuk catu op-amp, 5,3 volt untuk sensor dan 5 volt untuk mikrokontroler, LCD dan buzzer.

Rangkaian catu daya ini menggunakan tegangan keluaran sesuai dengan datasheet LM78XX. Regulator yang digunakan adalah jenis LM7806 yang memiliki tegangan keluaran min 5,7 volt dan max 6,3 volt. Regulator yang kedua adalah jenis LM7805 yang memiliki tegangan keluaran min 4,8 volt dan max 5,2 volt.

Pada sensor dibutuhkan tegangan 5,3 volt. Maka dirancanglah rangkaian catu daya yang seperti ditunjukkan dalam gambar dengan perhitungan:

$$V_{cc_6v} = 6 \text{ volt}$$

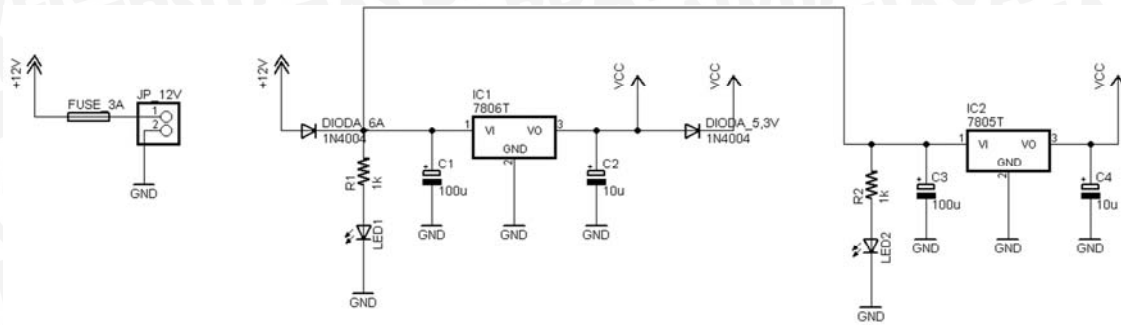
$$V_{dioda} = 0,7 \text{ volt}$$

$$V_{5,3v} = V_{cc_6v} - V_{dioda}$$

$$= 6 - 0,7$$

$$= 5,3 \text{ volt}$$

Rangkaian catu daya ditunjukkan dalam Gambar 4.2.

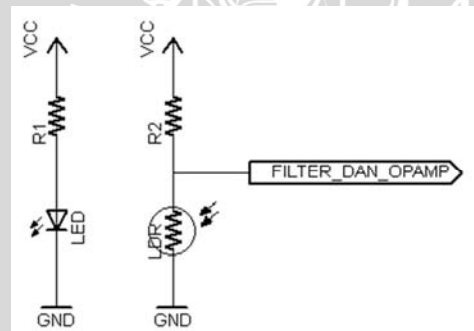


Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya

Besarnya resistor dan kapasitor yang digunakan adalah berdasarkan datasheet regulator 7805 dan 7806.

4.2.2 Perancangan Sensor

Sensor yang digunakan adalah sensor yang terbuat dari LED (*Light Emitting Diode*) yang berfungsi sebagai pemancar cahaya dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Rangkaian sensor ditunjukkan dalam Gambar 4.3.



Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor

Berdasarkan datasheet LED maka besar R_1 pada pemancar cahaya dapat ditentukan dalam persamaan:

$$V_{cc} = 5,3 \text{ volt} ; V_{led} = 2,2 \text{ volt}$$

$$R_1 = \frac{V_{cc} - V_{led}}{I_{led}}$$

$$R_1 = \frac{5,3 - 2,2}{30 \cdot 10^{-3}}$$

$$R_1 = 103,33 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_1 digunakan resistor sebesar 100 Ω .

Pada bagian penerima cahaya, dari hasil pengukuran Resistansi LDR pada kondisi sebenarnya yaitu berkisar antara 4260Ω dan 4270Ω . Untuk menentukan R_2 maka digunakan rumus pembagi tegangan pada sensor dan dicari sensitivitas rangkaian potensimeternya (S). Maka besar R_2 ditunjukkan dalam persamaan:

$$V_o = \frac{R_{ldr}}{R_{ldr} + R_2} \cdot V_{cc}$$

$$= (R_{ldr} \cdot V_{cc}) \cdot (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$S = \frac{dV_o}{dR_{ldr}}$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_{ldr} \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$V' = -(R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$R_{ldr} V_{cc} - (R_{ldr} + R_2)^{-2} + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)^{-1} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc}) + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{-R_{ldr} \cdot V_{cc} + R_2 \cdot V_{cc} + R_{ldr} \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

Kemudian rumus Sensitivitas rangkaian potensimeter tersebut diturunkan lagi terhadap resistansi tetapnya.

$$\frac{dS}{dR_2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_2 \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$V' = -2 (R_{ldr} + R_2)^{-3}$$

$$R_2 V_{CC} - (-2 (R_{ldr} + R_2)^{-2}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)^{-2} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{CC}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^3} = 0$$

$$-2 R_2 \cdot V_{CC} + R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} = R_{ldr} \cdot V_{CC}$$

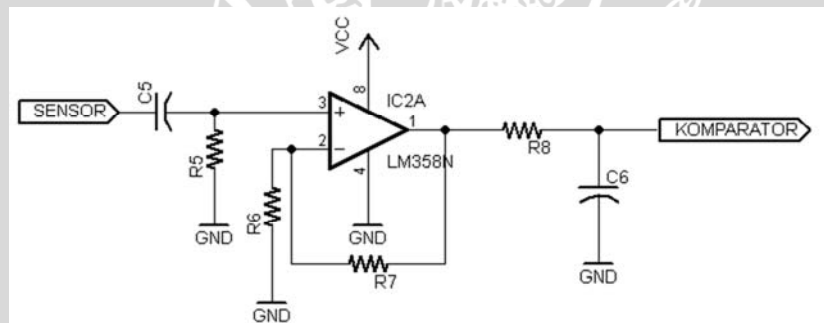
$$R_2 = R_{ldr}$$

$$R_2 = 4265 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_2 digunakan resistor sebesar $4k7\Omega$.

4.2.3 Perancangan Filter dan Op-Amp Noninverting

Rangkaian filter dan op-amp noninverting digunakan untuk menyaring frekuensi sensor yang diinginkan dan memperkuat sinyal keluaran sensor. Gambar rangkaian filter dan op-amp noninverting ditunjukkan dalam gambar 4.4.



Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting

Pada perancangan filter, frekuensi yang diinginkan dicari dari rate detak jantung per menit alat yang diinginkan. Pada Bradikardia, rate detak jantung umumnya kurang dari 60 bpm dengan batas minimal rata-rata 10 bpm dan Takikardia lebih dari 100 bpm dengan batas maksimal rata-rata 300 bpm. untuk frekuensi minimal dicari dari perhitungan sebagai berikut:

$$\text{detak jantung} = 10 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{10}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{10}{60} = 0,16 \text{ Hz}$$

Maka didapatkan frekuensi minimal 0,16 Hz. Sedangkan frekuensi maksimal dicari dari perhitungan berikut:

$$\text{detak jantung} = 300 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{300}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{300}{60} = 5 \text{ Hz}$$

Sehingga didapatkan frekuensi maksimal 5 Hz.

Oleh karena itu akan digunakan High Pass Filter dengan frekuensi cut off sebesar 0,16 Hz dan Low pass filter dengan frekuensi cut off sebesar 5 Hz.

Pada bagian HPF besarnya C dan R ditentukan oleh persamaan:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_5 C_5}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot C_5}$$

Dengan menggunakan C_5 sebesar 1μ F. Maka R_5 dapat diketahui sebesar:

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot 1\mu}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28 \cdot 10^{-6} \cdot R_5}$$

$$R_5 = \frac{1}{1,0048 \cdot 10^{-6}}$$

$$R_5 = 995k \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_5 digunakan resistor sebesar $1M\Omega$.

Pada bagian op-amp noninverting, akan dirancang dengan penguatan sebesar 112,5 kali untuk mendapatkan tegangan keluaran dengan level 0 – 4,5 Volt dari sinyal masukan dengan level tegangan 0 – 40mV. Besarnya R pada op-amp noninverting ditentukan dari persamaan berikut:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right) V_{in}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

Dengan R_6 sebesar $1k\Omega$ maka didapatkan R_7 sebesar:

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{1k} \right)$$

$$111,5 = \left(\frac{R_7}{1k} \right)$$

$$R_7 = 111,5k\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka digunakan R_7 sebesar $120k\Omega$.

Pada bagian LPF, untuk mendapatkan frekuensi cut off sebesar 5 Hz, maka besarnya R_8 dan C_6 ditentukan oleh persamaan berikut:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_8 C_6}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. C_6}$$

Dengan menggunakan C_6 sebesar $1\mu \text{ F}$. Maka R_8 dapat diketahui sebesar:

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. 1\mu}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28. 10^{-6}. R_8}$$

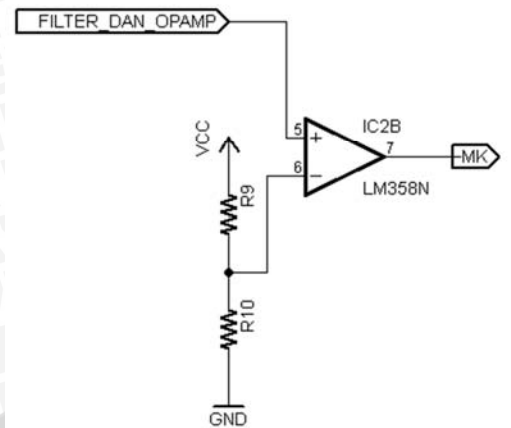
$$R_8 = \frac{1}{3,14. 10^{-5}}$$

$$R_8 = 31 \text{ k}\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_8 digunakan resistor sebesar $33 \text{ k}\Omega$.

4.2.4 Perancangan Rangkaian Komparator

Rangkaian komparator dibutuhkan untuk mengubah sinyal analog dari keluaran filter dan op-amp noninverting menjadi sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 Volt untuk masukan mikrokontroler. Gambar rangkaian komparator ditunjukkan dalam gambar 4.5.



Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator

Besarnya R pada komparator ditentukan oleh persamaan berikut:

$$V_{ref} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) V_{cc}$$

Diinginkan V_{ref} sebesar 2 volt, maka:

$$2 = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) 6$$

$$\frac{1}{3} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right)$$

$$(R_9 + R_{10}) = 3R_{10}$$

$$R_9 = 2R_{10}$$

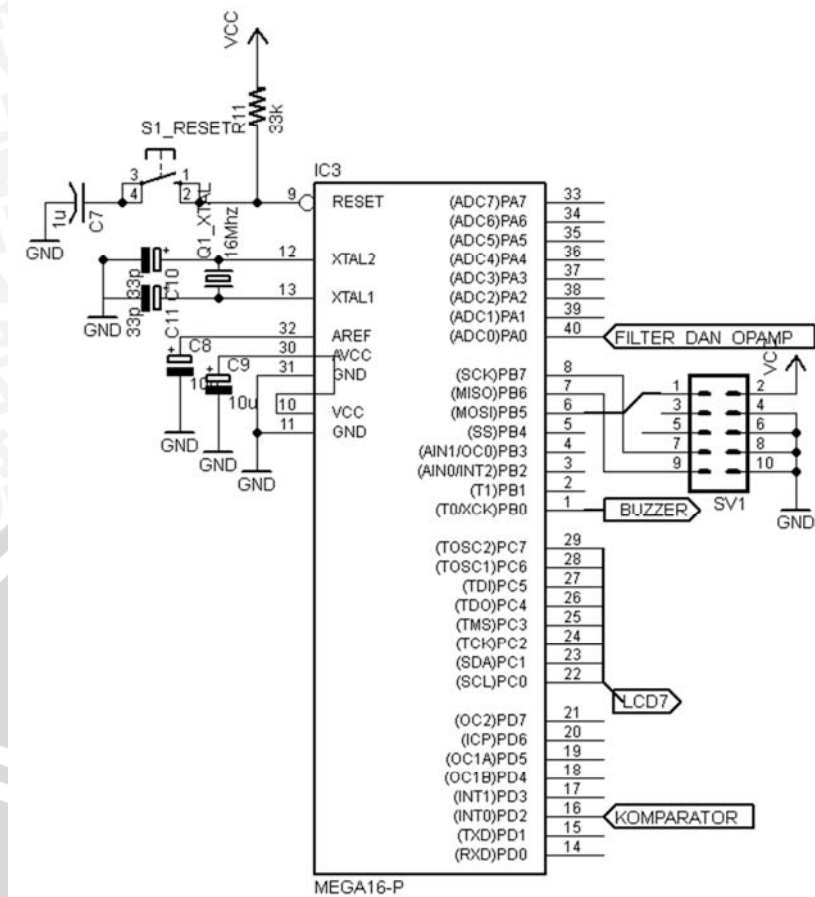
Jika R_{10} sebesar $1k\Omega$ maka:

$$R_9 = 2k\Omega$$

Jadi besar R_9 adalah $2k\Omega$ dan R_{10} adalah $1k\Omega$.

4.2.5 Perancangan Sistem Mikrokontroler

Mikrokontroler yang digunakan dalam alat ini adalah ATmega16, mikrokontroler ini dirancang untuk melakukan pemrosesan dan pengolahan data dari sensor kemudian dikeluarkan melalui LCD dan buzzer. Rangkaian sistem mikrokontroler ditunjukkan dalam Gambar 4.6.



Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroler

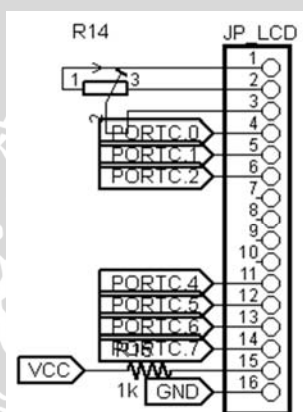
Mikrokontroler ATmega16 memiliki 4 port *input-outputbidirectional* yang dapat diprogram, yaitu PORTA, PORTB, PORTC, dan PORTD masing-masing 8 bit. Pembagian pin mikrokontroler yang digunakan dalam perancangan alat ini adalah:

- 1) PORT A
 - a) PORTA.0 digunakan sebagai data input dari filter dan op-amp noninverting.
- 2) PORT B
 - a) PORTB.0 digunakan sebagai data output ke buzzer.
 - b) PORTB.5 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MOSI-SPI)
 - c) PORTB.6 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MISO-SPI)
 - d) PORTB.7 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (SCK-SPI)
- 3) PORT C
 - a) PORTC.0 digunakan sebagai pengirim perintah RS pada LCD.
 - b) PORTC.1 digunakan sebagai pengirim perintah R/W pada LCD.

- c) PORTC.2 digunakan sebagai pengirim perintah *enable* pada LCD.
 - d) PORTC.4-PORTC.7 digunakan sebagai jalur data pada LCD port D4-D7.
- 4) PORT D
- a) PORTD.2 digunakan sebagai data input dari komparator.

4.2.6 Perancangan Rangkaian LCD

Perancangan antara mikrokontroler dengan LCD menggunakan tujuh buah pin, yaitu PORTC.0 untuk pin RS (*Register Select*), PORTC.1 untuk R/W (*Read/Write*), PORTC.2 untuk EN (*Enable*), dan PORTC.4 – PORTC.7 untuk jalur alamat DB4-DB7. Perancangan rangkaian LCD ditunjukkan dalam Gambar 4.7.

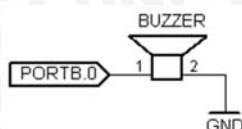


Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD

Kaki nomor 3 digunakan untuk mengatur kontras LCD, pada kaki ini digunakan variabel resistor dengan nilai 10 k Ω . Sedangkan kaki nomor 15 digunakan untuk mengatur lampu *back light* LCD dengan penambahan resistor 1k ohm.

4.2.7 Perancangan Rangkaian Buzzer

Rangkaian ini digunakan untuk mengaktifkan *buzzer*, sehingga pada saat mikrokontroler memberikan logika 1 (*high*) maka *buzzer* akan berbunyi, dan pada saat mikrokontroler memberikan logika 0 (*low*) maka *buzzer* tidak akan berbunyi. Dalam perancangan ini, *buzzer* akan berbunyi apabila alat mendeteksi adanya penyakit jantung koroner pada pasien. Perancangan rangkaian buzzer ditunjukkan dalam Gambar 4.8.



Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka Buzzer

4.3 Perancangan Perangkat Lunak

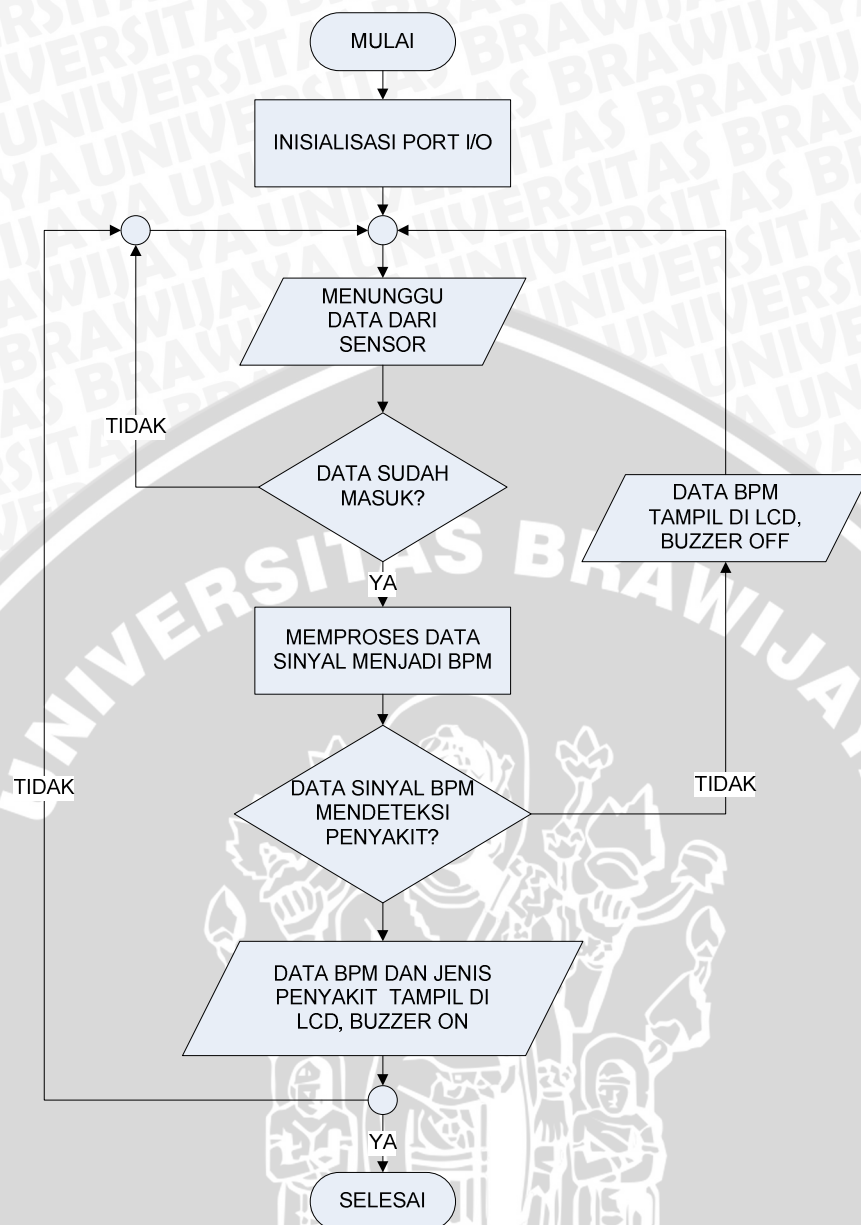
Perancangan perangkat lunak terdiri atas perancangan perangkat lunak pengambilan dan pengolahan data sensor dan perancangan perangkat lunak LCD dan buzzer.

Saat sistem diaktifkan yang pertama kali dilakukan adalah menginisialisasi variabel, inisialisasi register, inisialisasi LCD dan buzzer. Pada proses penginisialisasian register dilakukan pengaturan fitur interrupt external, timer dan I/O. Ketika sistem diaktifkan, sistem secara otomatis mengecek ada atau tidaknya perubahan logika dari variabel masukan pada port input mikrokontroler dari keluaran komparator, setelah terdapat perubahan logika, maka sub fungsi akan mengambil data dari rising edge dan menghitung waktunya. Setelah didapatkan data perdetik, data akan di proses lagi untuk didapatkan data beat per menit nya. Setelah itu baru diolah di program utama untuk dideteksi apakah jumlah detak jantung permenitnya terdapat indikasi penyakit jantung koroner. Indikasi penyakit didapat dengan cara:

1. Aritmia : apabila terdapat detak yang terjadi kurang dari 0,6 detik dan lebih dari 1 detik pada setiap 10 periode detak jantung.
2. Aritmia takikardia : apabila jumlah detak per menit lebih dari 100 bpm.
3. Aritmia bradikardia : apabila jumlah detak per menit kurang dari 60 bpm.

Apabila mikrokontroler mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner diatas, maka LCD akan menampilkan peringatan dan buzzer akan berbunyi selama 5 detik. Selama program masih mendeteksi adanya indikasi penyakit.

Gambar flowchart program mikrokontroler ditunjukkan dalam gambar 4.9.

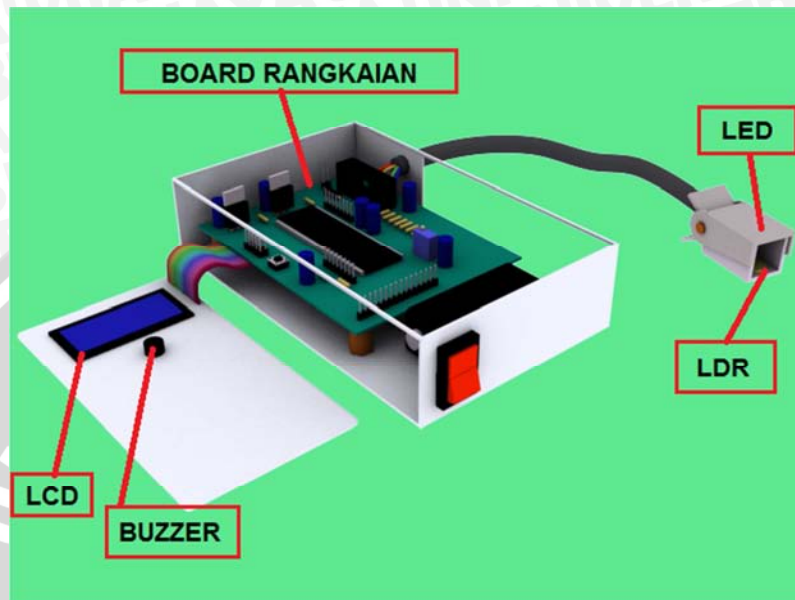


Gambar 4.9 flowchart program mikrokontroller

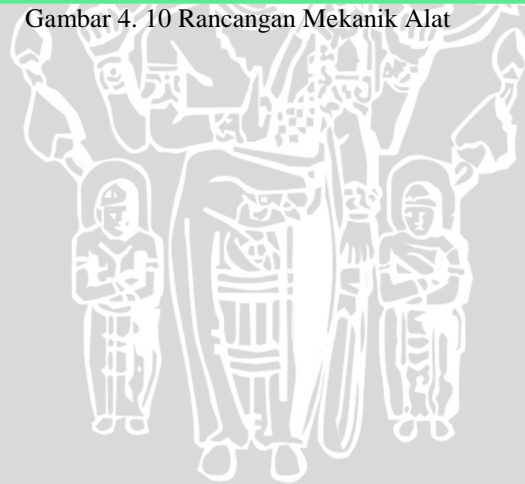
4.4 Perancangan Mekanik

Perancangan mekanik alat terdiri atas perancangan mekanik alat yang terpasang pada pasien dan perancangan mekanik alat pemantau yang terletak di ruang perawat.

Gambar 4.10 menunjukkan rancangan mekanik alat.



Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat



BAB V

PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pengujian dan analisis dilakukan untuk mengetahui apakah sistem telah bekerja sesuai perancangan. Pengujian dilakukan per blok kemudian secara keseluruhan. Adapun pengujian yang perlu dilakukan sebagai berikut:

- 1) Pengujian sensor.
- 2) Pengujian rangkaian *filter* dan op-amp *noninverting*.
 - a) Pengujian *high pass filter*.
 - b) Pengujian penguat operasional *noninverting*.
 - c) Pengujian *low pass filter*.
- 3) Pengujian rangkaian komparator.
- 4) Pengujian LCD.
- 5) Pengujian Buzzer.
- 6) Pengujian keseluruhan sistem.

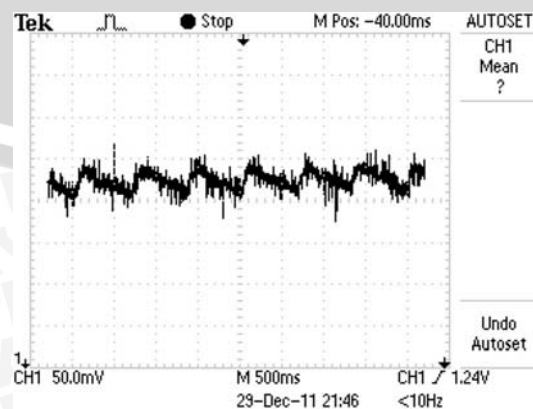
5.1 Pengujian Sensor

Pengujian sensor ini bertujuan untuk mengetahui amplitudo dan bentuk sinyal keluaran sensor. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan keluaran sensor dengan osiloskop TEKTRONIX TDS-1012B. Sensor dipasang pada jari dengan cara dijepit tepat pada letak pembuluh darah arteri di ujung jari telunjuk atau ibu jari tangan kiri. Rangkaian pengujian sensor dapat ditunjukkan dalam Gambar 5.1.



Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor

Gambar 5.2 menunjukkan hasil sinyal keluaran pengujian sensor.



Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor

Berdasarkan hasil pengujian diketahui amplitudo keluaran sensor sebesar 40mV. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa sensor sesuai perancangan.

5.2 Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting

5.2.1 Pengujian High Pass Filter

Pengujian High Pass Filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan blok diagram yang ditunjukkan dalam Gambar 5.3



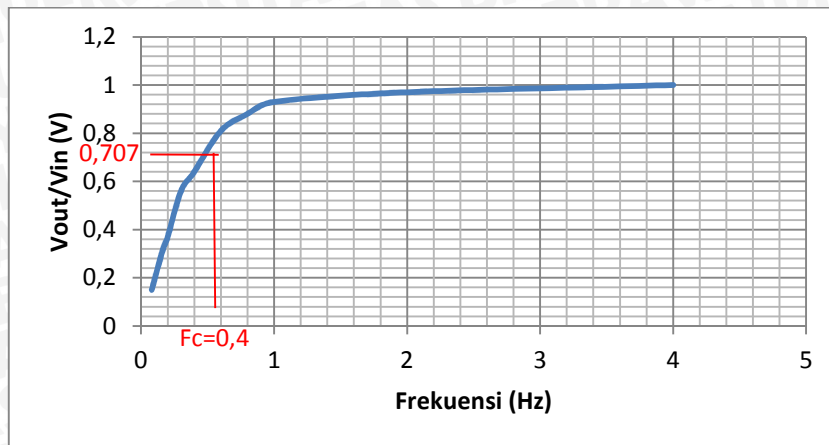
Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari high pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan frekuensi 0-10 Hz dan V_{pp} 1,8 volt sebagai masukan high pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 6 menunjukkan hasil keluaran pengujian high pass filter.

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter*

| Frekuensi (Hz) | V_{in} pp (volt) | V_{out} pp (volt) | V_{out}/V_{in} (volt) |
|----------------|--------------------|---------------------|-------------------------|
| 0,08 | 1,8 | 0,28 | 0,15 |
| 0,09 | 1,8 | 0,32 | 0,17 |
| 0,16 | 1,8 | 0,56 | 0,31 |
| 0,2 | 1,8 | 0,67 | 0,37 |
| 0,3 | 1,8 | 1,01 | 0,56 |
| 0,4 | 1,8 | 1,16 | 0,64 |
| 0,6 | 1,8 | 1,47 | 0,81 |
| 0,8 | 1,8 | 1,6 | 0,88 |
| 1 | 1,8 | 1,68 | 0,93 |
| 2 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 4 | 1,8 | 1,81 | 1 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam Tabel 6 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam Gambar 5.4.

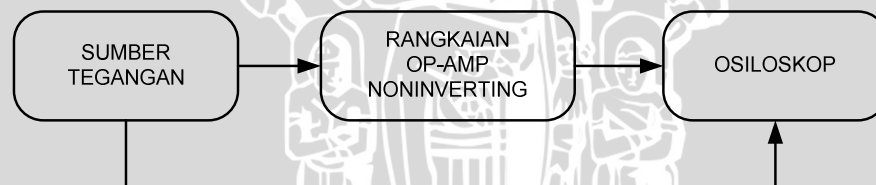


Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Berdasarkan hasil pengujian high pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 0,16 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 0,4 Hz.

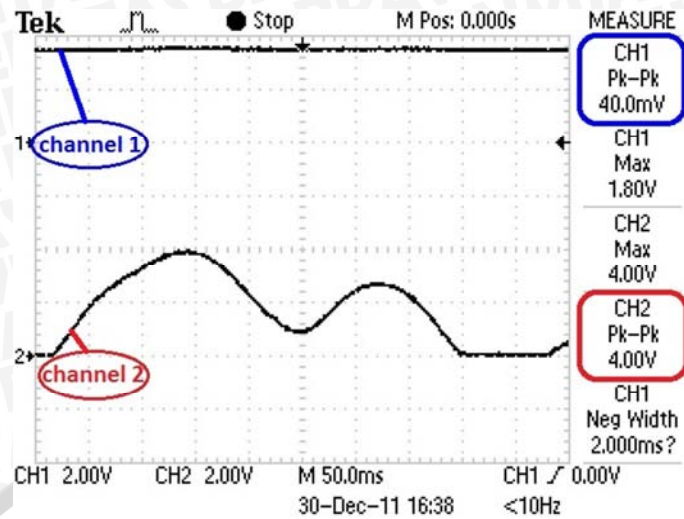
5.2.2 Pengujian Op-Amp Noninverting

Pengujian op-amp noninverting ini bertujuan untuk mengetahui besarnya penguatan yang dihasilkan, apakah telah sesuai atau tidak. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.5.



Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari penguat dengan channel 1 osiloskop dan keluaran dari penguat dengan channel 2 osiloskop. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 40mV sebagai masukan dari penguat. Kemudian dilihat hasil tegangan keluarannya. Gambar 5.6 menunjukkan hasil pengujian rangkaian op-amp noninverting.



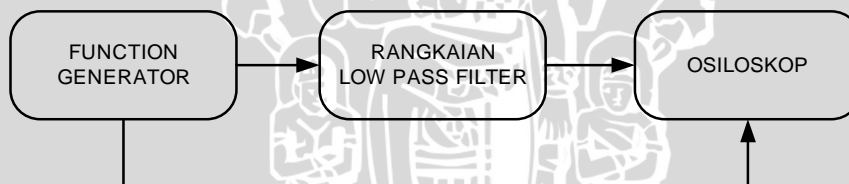
Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Dari hasil pengujian didapatkan tegangan keluaran sebesar 4V sehingga besarnya penguatan yang dihasilkan adalah:

$$A_V = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4V}{40mV} = 100 \text{ kali} \dots \dots \dots (5.1)$$

5.2.3 Pengujian Low Pass Filter

Pengujian low pass filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.7.



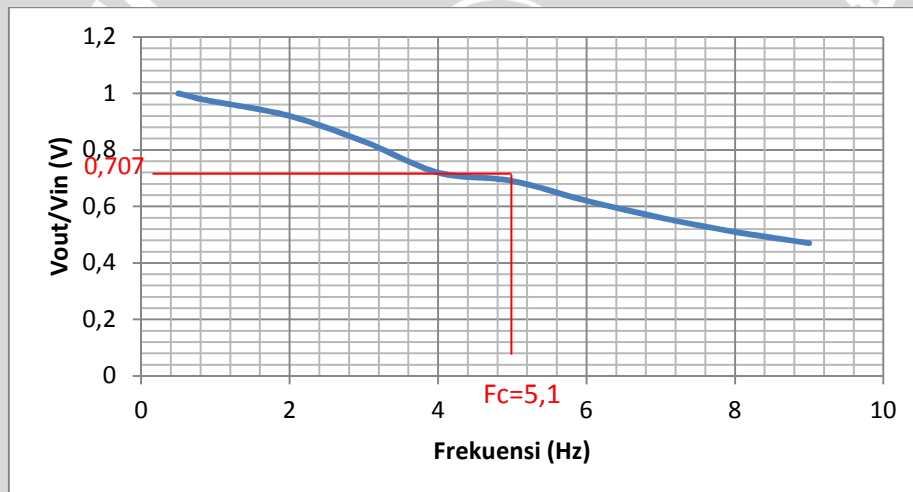
Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari low pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan V_{pp} 5v sebagai masukan low pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 7 menunjukkan hasil keluaran pengujian low pass filter.

Tabel 7 Hasil Pengujian Low Pass Filter

| Frekuensi (Hz) | Vin pp (volt) | Vout pp (volt) | Vout/Vin (volt) |
|----------------|---------------|----------------|-----------------|
| 0,5 | 1,8 | 1,8 | 1 |
| 0,8 | 1,8 | 1,78 | 0,98 |
| 1 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 2 | 1,8 | 1,66 | 0,92 |
| 3 | 1,8 | 1,5 | 0,83 |
| 4 | 1,8 | 1,3 | 0,72 |
| 5 | 1,8 | 1,25 | 0,69 |
| 6 | 1,8 | 1,12 | 0,62 |
| 7 | 1,8 | 1,02 | 0,56 |
| 8 | 1,8 | 0,93 | 0,51 |
| 9 | 1,8 | 0,85 | 0,47 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam tabel 7 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam gambar 5.8.



Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

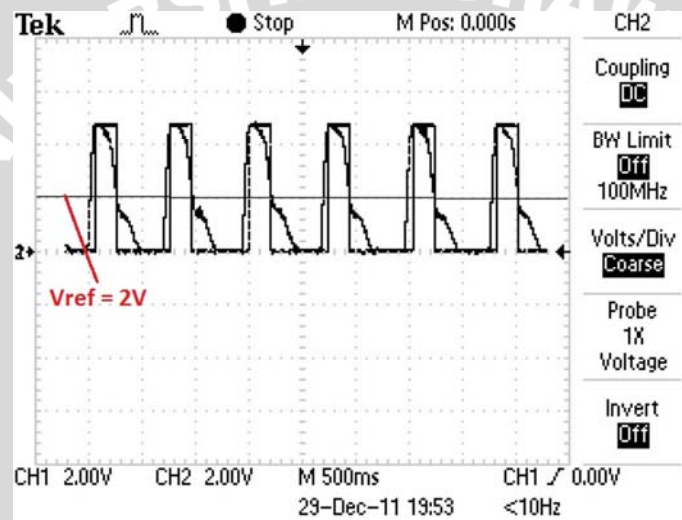
Berdasarkan hasil pengujian Low pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 5 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 5,1 Hz.

5.3 Pengujian Komparator

Pengujian komparator ini bertujuan untuk mengetahui besarnya V_{ref} dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.9.

Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator

Pengujian dilakukan dengan cara menghubungkan channel 1 osiloskop dengan sinyal masukan dari op-amp non inverting dan channel 2 osiloskop dengan sinyal keluaran dari komparator. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 4,5 V sebagai masukan dari penguat yang nantinya akan menjadi masukan di rangkaian komparator. Kemudian dilihat hasil V_{ref} dan bentuk sinyal keluarannya. Gambar 5.10 menunjukkan hasil pengujian rangkaian komparator.

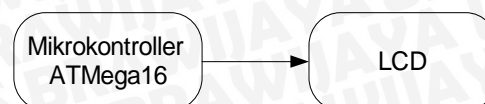


Gambar 5. 10 Hasil Pengujian Rangkaian Komparator

Dari hasil pengujian didapatkan V_{ref} sebesar 2 volt dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan adalah sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 volt. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa pengujian rangkaian komparator telah sesuai dengan perancangan.

5.4 Pengujian LCD

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui keberhasilan LCD menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler. Pengujian LCD dilakukan dengan menghubungkan LCD dengan mikrokontroler yang sudah berisi perangkat lunak untuk menampilkan tulisan tertentu. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.11.



Gambar 5. 11 Blok Diagram Pengujian LCD

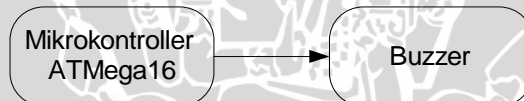
Pada pengujian ini, mikrokontroler diberikan program agar LCD dapat menampilkan tulisan “PASIEN RAWATINAP” pada baris pertama dan tulisan “JANTUNG KORONER” pada baris kedua. Kemudian *board* mikrokontroler diaktifkan dengan memberi catu daya sebesar 5 volt. Tampilan hasil pengujian modul LCD ditunjukkan dalam Gambar 5.12. Dari hasil pengujian dapat disimpulkan bahwa rangkaian LCD dapat menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler.



Gambar 5. 12 Hasil Pengujian LCD

5.5 Pengujian Buzzer

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui apakah rangkaian yang dirancang dapat mengaktifkan buzzer. Pengujian buzzer dilakukan dengan menggunakan program dari mikrokontroler Atmega16. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.13.



Gambar 5. 13 Blok Diagram Pengujian LCD

Pada pengujian ini, mikrokontroler diberi diberikan program untuk mengaktifkan buzzer dan ketika diberi logika 1 (high) dan tidak aktif jika diberikan logika 0 (low). Tabel 8 menunjukkan hasil keluaran pengujian buzzer.

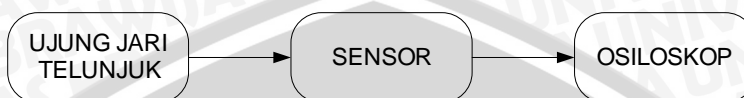
| Logika MK Atmega16 | Buzzer |
|--------------------|-------------|
| 1 | Aktif |
| 0 | Tidak aktif |

5.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

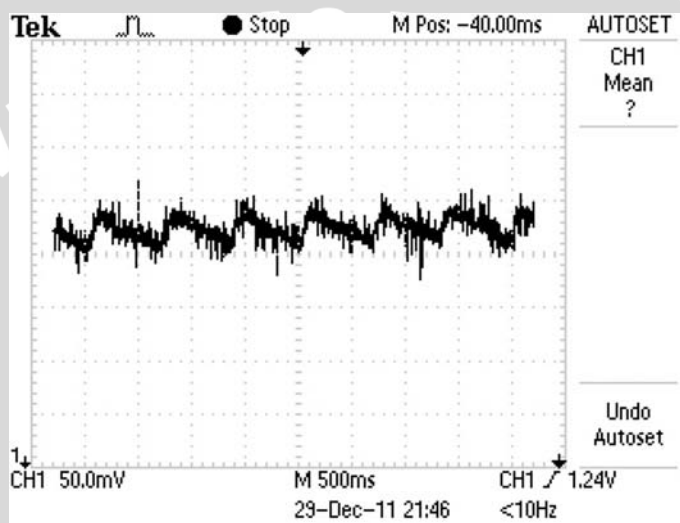
Pengujian keseluruhan sistem dilakukan dengan cara menggabungkan semua bagian alat yang dibuat dan melihat kinerja alat. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kinerja alat yang dibuat apakah telah bekerja sesuai dengan yang diharapkan.

Pengujian ini diawali dengan memasang sensor pada ujung jari telunjuk tangan kiri kemudian menghubungkan keluaran masing-masing blok ke osiloskop, hal ini

bertujuan untuk mengetahui bentuk sinyal dari masing-masing blok secara berurutan sesuai diagram blok pada perancangan. Selanjutnya dilakukan pengujian keseluruhan sistem dengan cara menguji adanya aritmia, takikardia dan bradikardia. Pengujian adanya penyakit jantung koroner ini diawali dengan penghitungan detak jantung permenit oleh alat. Gambar 5.14 menunjukkan diagram blok pengujian sensor pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.15 menunjukkan sinyal keluaran sensor.



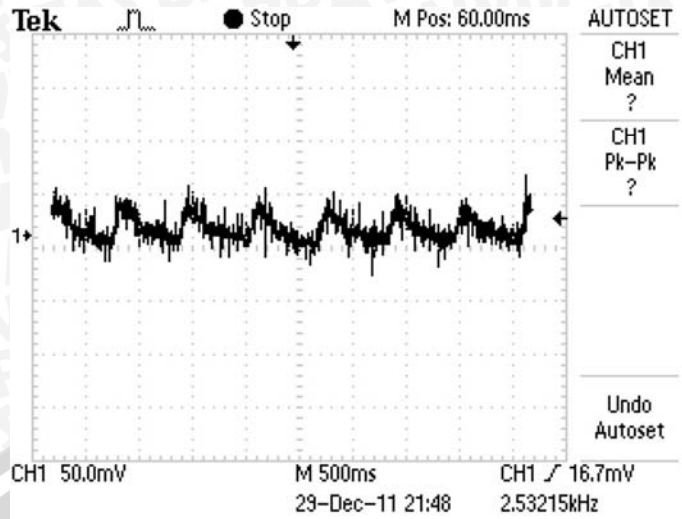
Gambar 5. 14 Diagram Blok Pengujian Sensor



Gambar 5. 15 Sinyal Keluaran Sensor

Gambar 5.16 menunjukkan diagram blok pengujian high pass filter pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.17 menunjukkan sinyal keluaran high pass filter.

Gambar 5. 16 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

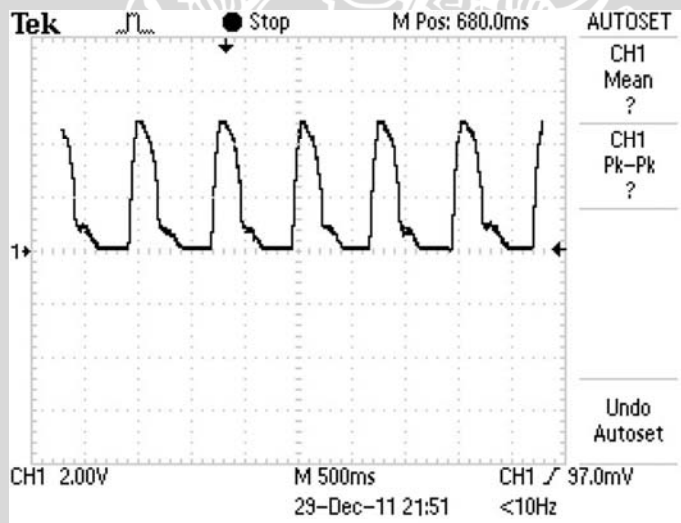


Gambar 5. 17 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Gambar 5.18 menunjukkan diagram blok pengujian penguat operasional *noninverting* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.19 menunjukkan sinyal keluaran penguat operasional *noninverting*.

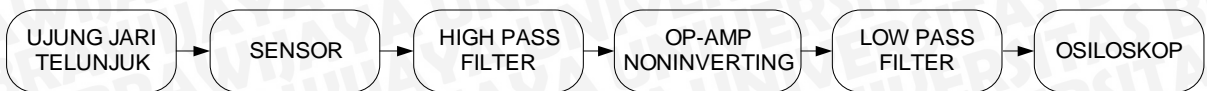


Gambar 5. 18 Diagram Blok Pengujian Penguat Operasional *Noninverting*

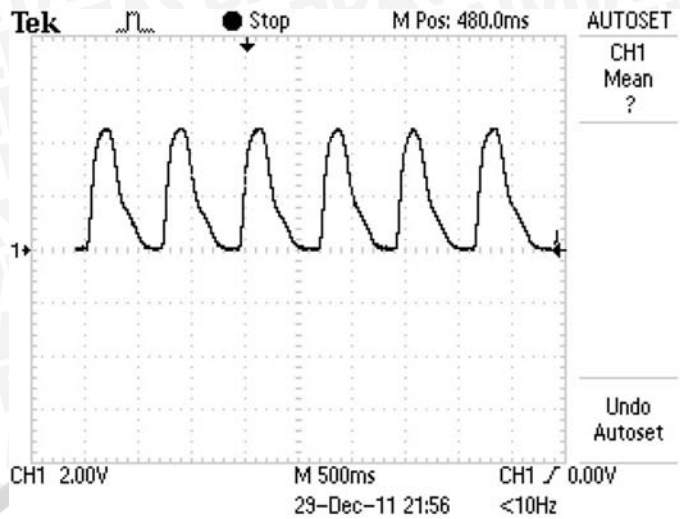


Gambar 5. 19 Sinyal Keluaran Penguat Operasional *Noninverting*

Gambar 5.20 menunjukkan diagram blok pengujian *low pass filter* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.21 menunjukkan sinyal keluaran *low pass filter*.

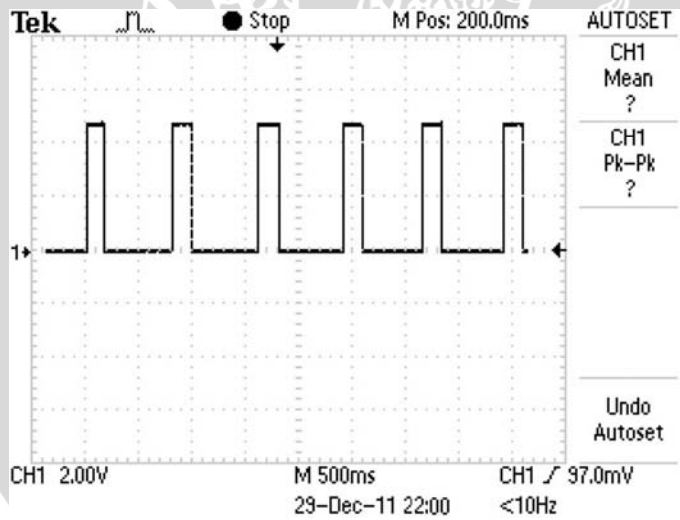


Gambar 5. 20 Diagram Blok Pengujian *Low Pass Filter*

Gambar 5. 21 Sinyal Keluaran *Low Pass Filter*

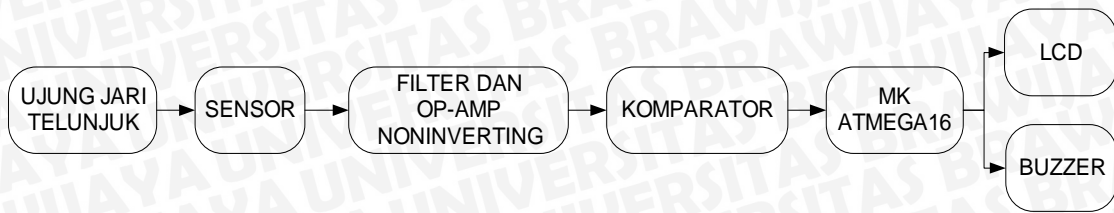
Gambar 5.22 menunjukkan diagram blok pengujian komparator pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.23 menunjukkan sinyal keluaran komparator.

Gambar 5. 22 Diagram Blok Pengujian Komparator

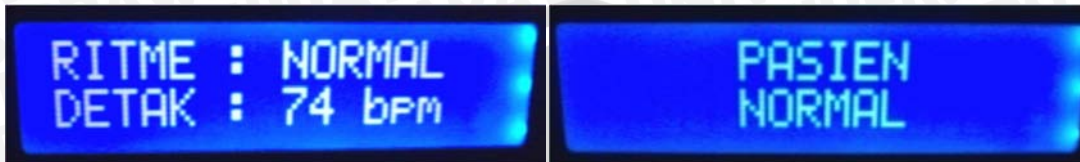


Gambar 5.23 Sinyal Keluaran Komparator

Gambar 5.24 menunjukkan diagram blok pengujian sistem secara keseluruhan dan Gambar 5.25 menunjukkan tampilan LCD hasil pengujian keseluruhan sistem.



Gambar 5.24 Diagram Blok Pengujian Keseluruhan



Gambar 5.25 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal

Untuk mengetahui adanya indikasi penyakit aritmia, takikardia dan bradikardia pertama-tama kita harus menghitung jumlah detak jantung permenit, setelah mendapatkan detak jantung permenitnya maka dapat ditentukan indikasi penyakit apakah yang terdeteksi.

Pengujian terdiri menjadi 2 bagian yaitu pengujian perhitungan detak jantung per menit yang dilakukan dengan membandingkan hasil pembacaan alat dengan perhitungan manual. Perhitungan manual dilakukan dengan cara menghitung denyut nadi setiap satu menit. Dan pengujian mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner, yaitu:

1. Aritmia (Ritme jantung tidak teratur)
2. Aritmia takikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung lebih dari 100 bpm)
3. Aritmia bradikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung kurang dari 60 bpm)
4. Normal (Ritme jantung teratur, detak jantung 60-100 bpm)

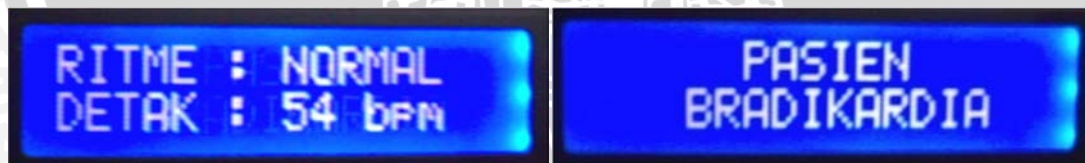
Tabel 9 menunjukkan perbandingan antara hasil pembacaan jumlah detak jantung per menit dengan hasil perhitungan dan Gambar 5.26 , Gambar 5.27 dan Gambar 5.28 menunjukkan tampilan LCD hasil pembacaan alat.

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual

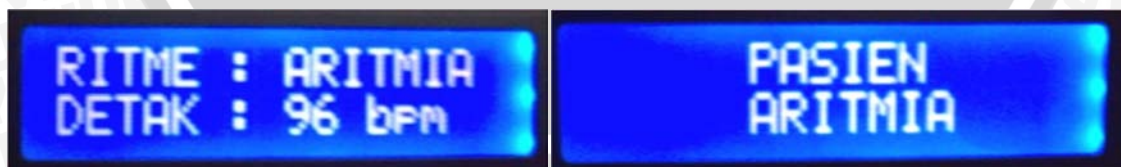
| No. | Pasien | Hasil Pembacaan Alat | | | Kondisi Buzzer | Hasil Perhitungan Manual (bpm) | Tingkat Kesalahan Perhitungan (%) |
|-----|----------|----------------------|----------------------------|--------------------------------|----------------|--------------------------------|-----------------------------------|
| | | Ritme | Jumlah Detak Jantung (bpm) | Jenis Penyakit yang Terdeteksi | | | |
| 1 | Pasien 1 | Normal | 46 | Bradikardia | Bunyi | 50 | 8 |
| 2 | | Normal | 54 | Bradikardia | Bunyi | 54 | 0 |
| 3 | | Normal | 58 | Bradikardia | Bunyi | 55 | 5,45 |
| 4 | | Normal | 75 | - | - | 64 | 17,1 |
| 5 | | Normal | 72 | - | - | 68 | 5,88 |
| 6 | Pasien 2 | Aritmia | 74 | Aritmia | Bunyi | 73 | 1,36 |
| 7 | | Aritmia | 78 | Aritmia | Bunyi | 80 | 2,5 |
| 8 | | Aritmia | 80 | Aritmia | Bunyi | 76 | 5,26 |
| 9 | | Aritmia | 81 | Aritmia | Bunyi | 80 | 1,25 |
| 10 | | Normal | 121 | Takikardia | Bunyi | 124 | 2,41 |
| 11 | Pasien 3 | Normal | 59 | Bradikardia | Bunyi | 60 | 1,66 |
| 12 | | Normal | 74 | - | - | 74 | 0 |
| 13 | | Normal | 83 | - | - | 79 | 5,06 |
| 14 | | Normal | 94 | - | - | 75 | 25,33 |
| 15 | | Normal | 101 | Takikardia | Bunyi | 101 | 0 |
| | | | | | | | 5,41 |



Gambar 5.26 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia



Gambar 5.27 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia



Gambar 5.28 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia

Hasil pengujian diambil dari 3 sample pasien yang berbeda, dengan penghitungan dengan waktu real time yang berbeda. Sehingga didapatkan hasil yang berbeda-beda pula.

Dari hasil pengujian ketepatan perhitungan jumlah detak jantung per menit didapatkan kesalahan rata-rata sebesar 5,41 %. Hal ini disebabkan perbedaan metode perhitungan yang digunakan. Hasil perhitungan secara langsung atau manual merupakan jumlah detak jantung dalam 15 detik yang kemudian diolah, dikalikan 4 sehingga didapat beat permenitnya. Sedangkan pada alat, hasil pembacaan merupakan nilai rata-rata dari lima periode detak jantung.

Dari tabel dan gambar hasil pengujian LCD juga dapat dilihat bahwa pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung normal tidak terkena penyakit, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung lebih dari 100 bpm terkena Takikardia, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung kurang dari 60 bpm terkena bradikardia dan pasien yang mempunyai ritme tidak normal dan detak jantung normal terkena aritmia. Kondisi buzzer juga telah terbukti berbunyi hanya ketika alat mendeteksi adanya penyakit. Hal ini sudah membuktikan bahwa program keseluruhan telah sesuai dengan perancangan.



BAB VI PENUTUP

6.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil perancangan dan pengujian yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Rangkaian pengkondisi sinyal untuk jumlah detak jantung antara 10 – 300 bpm terdiri atas rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,16 Hz, rangkaian penguat operasional *noninverting* dengan penguatan sebesar 110 kali, rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 5 Hz dan rangkaian komparator dengan tegangan referensi sebesar 2 volt.
- 2) Sistem Pendeteksi aritmia yang dirancang terdiri atas pengolah data dan penampil data. Pengolah data akan mengolah data dari sensor dan rangkaian pengkondisi sinyal kemudian hasilnya ditampilkan ke penampil data berupa tampilan LCD dan buzzer sebagai alat peringatan pada perawat.
- 3) Perangkat lunak mikrokontroler Atmega16 menggunakan bahasa C telah dapat mengambil data keluaran komparator, menghitung waktu hasil keluarannya, mengolahnya menjadi jumlah beat per menit dan menentukan jenis penyakit jantung koroner apa yang dideteksi. Mikrokontroler juga telah dapat menampilkan data jumlah beat per menit pada LCD, dan dapat mendeteksi adanya penyakit jantung berdasarkan data yang didapat dan dapat mengaktifkan buzzer sesuai dengan indikasi penyakit jantung koroner apa yang terdeteksi.

6.2 Saran

Saran-saran dalam pengimplementasian maupun peningkatan unjuk kerja sistem ini dapat diuraikan sebagai berikut:

- 1) Sistem yang dirancang hanya menyediakan satu sensor yang hanya dapat digunakan untuk satu pasien saja, sehingga dalam pengembangannya diharapkan dapat menyediakan lebih banyak sensor sehingga akan lebih banyak pasien yang dapat dipantau secara otomatis oleh sistem.
- 2) Sistem hanya dibuat untuk memantau aritmia, takikardia dan bradikardia saja, diharapkan untuk pengembangan selanjutnya dapat memantau lebih banyak jenis penyakit jantung koroner.

- 3) Sistem dapat dikembangkan untuk pasien rawat inap rumah pasca serangan jantung koroner, dengan pemanggilan dokter atau perawat menggunakan teknologi GPS, telepon atau sms.



DAFTAR PUSTAKA

- Adil, Ratna. 2009. *Perancangan Sistem Monitoring Online Pasca Pasien Penderita Jantung Koroner Berbasis Identifikasi Sinyal Elevasi ST*. Surabaya: Politeknik Elektronika Negeri Surabaya-Institut Teknologi Sepuluh November.
- Abdulloh, Yusuf. 2010. *Penghitug Detak Jantung Portabel Wireless dengan Media Penyimpan Komputer*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Atmel. 2007. *ATMEGA16/ATMEGA16L, 8-bit AVR with 16 kbytes in System Programable Flash*. www.atmel.com/literatur. Diakses tanggal: 26 Januari 2011.
- CUI INC. 2010. *Description: Magnetic Buzzer*. www.cui.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Damai Yanti, Asri. 2009. *Karakteristik Penderita Penyakit Jantung Koroner Rawat Inap di RSU Dr. Pirngadi Medan tahun 2003-2006*. Medan: Universitas Sumatera Utara
- Dharma, MD, FIHA, Surya. 2010. *Arrhythmia*. Jakarta: *Department of Cardiology and Vascular Medicine*, Universitas Indonesia.
- Elane. 2010. *2x16 LCD Module Datasheet*. www.elane.net. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Erliyanto, Machriz. 2008. *Perancangan Perangkat Monitoring Denyut Jantung Dengan Visualisasi Lcd Grafik Berbasis Atmel At89c51*. Bandung: Institut Teknologi Telkom.
- G, Jakson. 1984. *Cadiovasculer Update, Insight in to Heart Disease, Update Publications*. England.
- Khandpur, RS. 1997. *Handbook of Biomedical Instrumentation*. McGraw-hill.
- Koehler, Kenneth R. 1996. *The Human Cardiovascular System*. www.rwc.uc.edu/koehler/biophys.
- Mascaro, Stephen A. Dan H. Harry Asada. 2001. *Photoplethysmograph Fingernail Sensors For Measuring Forces Without Haptic Obstruction*. IEEE Transactions on Robotics AND Automation, vol 17, no.5.
- Miswanto, Andi Sulistiono. 2010. *Sistem Pendeteksi Musik Pada Model Robot Penari Dalam Studi Kasus Kontes Robot Seni Indonesia*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia. 2009. *Advanced Cardiac Life Support*. Jakarta: PERKI.
- Peacock, Todd, Chong-Meng Teh, K'lvin Sui dan Craig Williamson. 2001. *Design of a Heart Monitor*. Departement of Electrical and Computer Engineering Mississipi State University. Mississipi

- Richard, H, MD. 1980. *The American Heart Book*. The American Heart Association. USA.
- Roger L. Tokhrin. 1990. *Digital Electronic*. Mc Graw Hill Inc, Singapore.
- Setiawan, Jan. 2003. *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. Bogor: Institut Pertanian Bogor.
- Sunrom. 2008. *Light Dependent Resistor – LDR*. <http://www.sunrom.com>. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Sutrisno. 1987. *Elektronika, Teori dan Penerapannya*. Bandung: ITB
- Soemitro, Herman Widodo. 1992. *Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linier*. Jakarta: Erlangga
- Texas instrument. 2004. *LM158, LM258, LM358 Dual Operational Amplifiers*. www.alldatasheet.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Webster, John G. *Medical Instrumentation Application and Design*. New York: John Wiley and Sons.



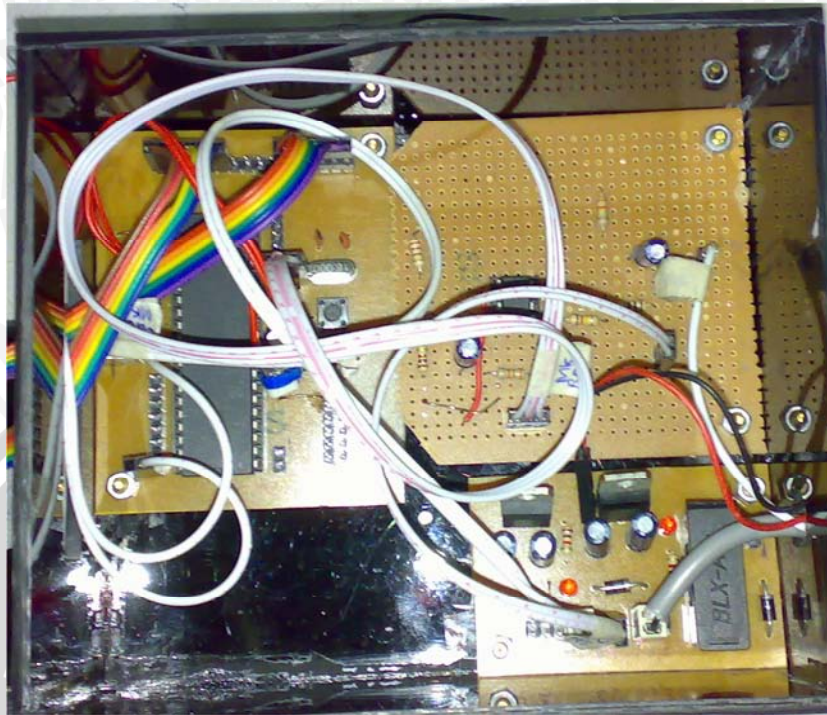
LAMPIRAN



LAMPIRAN I

FOTO ALAT





Gambar 1 Board Rangkaian di dalam Sistem



Gambar 2 Sistem Secara Keseluruhan



Gambar 3 Pemasangan Sensor pada Ujung Jari

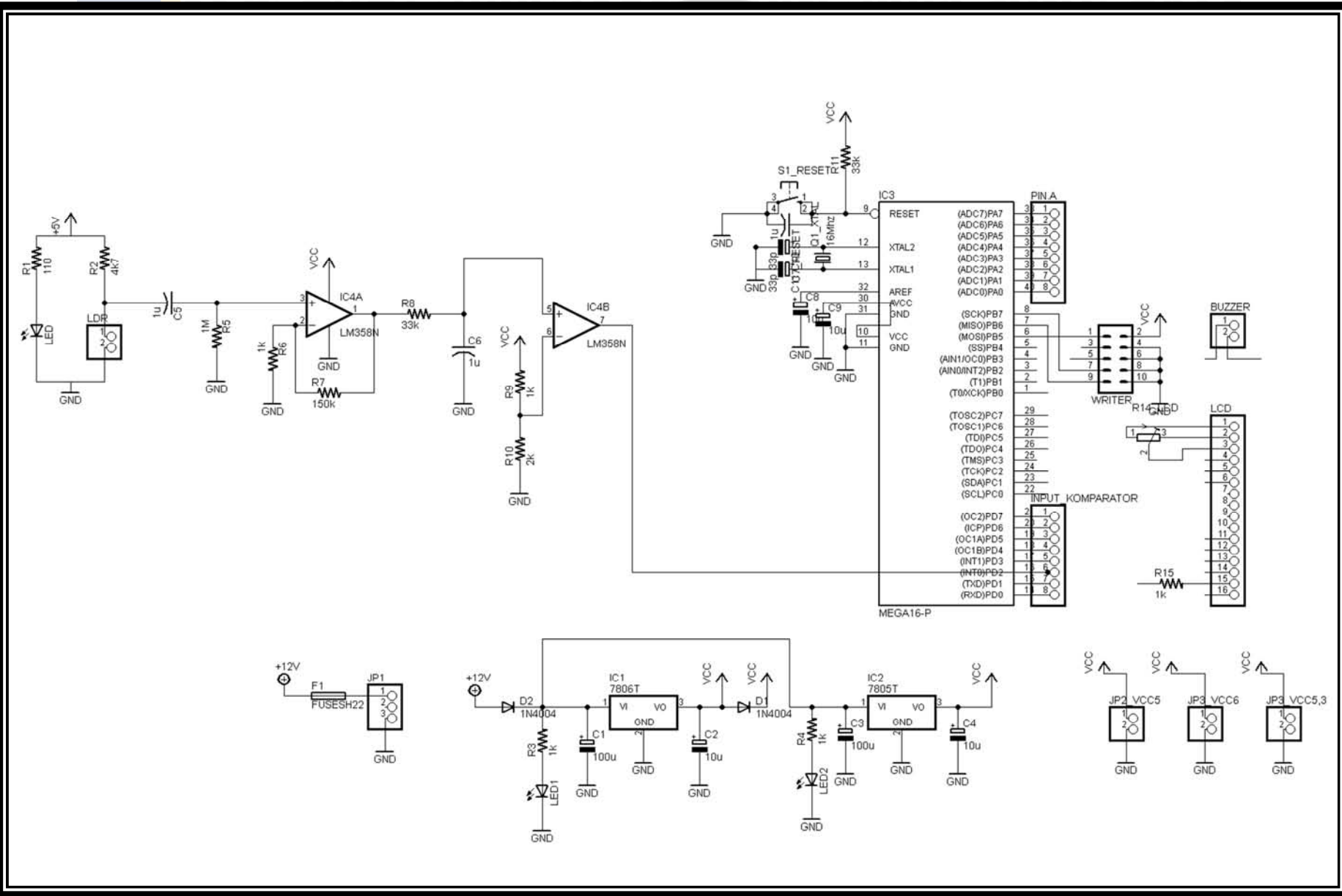


Gambar 3 Sistem pada saat Kondisi Menyala

LAMPIRAN II

GAMBAR RANGKAIAN





LAMPIRAN III

LISTING PROGRAM MIKROKONTROLER ATmega16



```

/*****
This program was produced by the
CodeWizardAVR V2.04.4a Advanced
Automatic Program Generator
© Copyright 1998-2009 Pavel Haiduc, HP InfoTech s.r.l.
http://www.hpinfotech.com

```

```

Project : Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca
Serangan Jantung Koroner
Version :
Date : 12/24/2011
Author : NeVaDa
Company :
Comments:

```

```

Chip type : ATmega16
Program type : Application
AVR Core Clock frequency: 16.000000 MHz
Memory model : Small
External RAM size : 0
Data Stack size : 256
*****/

```

```

#include <mega16.h>
#include <stdio.h>
#include <delay.h>

```

```

#define buzzer_off PORTB.0=0
#define buzzer_on PORTB.0=1

```

```

#define tinggi 0
#define rendah 1

```

```

#define t10 10
#define t1000 1000

```

```

unsigned int bpm_tertampil,n=1;
unsigned int aritmia_tertampil ;
char data[17];
bit pertama;
unsigned int time1000,time10;
unsigned int bpm, bpm0, bpm1, bpm2, bpm3, bpm4;
unsigned int aritmia, aritmia0, aritmial, aritmia2, aritmia3,
aritmia4;
unsigned int data_ctr;
int a;

```

```

// Alphanumeric LCD Module functions
#asm
.equ __lcd_port=0x15 ;PORTC
#endasm
#include <lcd.h>

```

```

// External Interrupt 0 service routine
interrupt [EXT_INT0] void ext_int0_isr(void)
{
PORTA.0=~PORTA.0;
if (pertama == tinggi)
{
TCCR1B = 0x05;

```



```
    pertama = rendah;
    }
    else if (pertama == rendah){
        TCCR1B = 0x00;
        aritmia = TCNT1;

        bpm = ((60*15625)/TCNT1);
        if(data_ctr == 0){bpm0 = bpm;aritmia0=aritmia;}
            else if(data_ctr == 1){bpm1 = bpm; aritmia1 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 2){bpm2 = bpm; aritmia2 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 3){bpm3 = bpm; aritmia3 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 4){bpm4 = bpm; aritmia4 = aritmia;}

            if(data_ctr < 4){data_ctr++;}
            else {
                bpm_tertampil = ((bpm0+bpm1+bpm2+bpm3+bpm4)/5);
                aritmia_tertampil =
                (aritmia0+aritmia1+aritmia2+aritmia3+aritmia4);
                bpm0 = bpm1;
                bpm1 = bpm2;
                bpm2 = bpm3;
                bpm3 = bpm4;
            }
        TCNT1 = 0x00;
        pertama = tinggi;
    }
}

// Timer 0 overflow interrupt service routine
interrupt [TIM0_OVF] void timer0_ovf_isr(void)
{
    TCNT0=0x06;
    if(time10>0){time10--;}
    if(time1000>0){time1000--;}
}

// Declare your global variables here

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

    // Input/Output Ports initialization
    // Port A initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=Out
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=0
    PORTA=0x00;
    DDRA=0x01;

    // Port B initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=In
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=T
    PORTB=0b00000100;
    DDRB=0b00001111;

    // Port C initialization
```

```
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTC=0b00010010;
DDRC=0b00011110;

// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0x00;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 2000.000 kHz
// Mode: Normal top=FFh
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x03; // Clock value: 250.000 kHz-->1ms
TCNT0=0x06;
TIMSK=0x01;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer1 Stopped
// Mode: Normal top=FFFFh
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

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

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: On
// INT0 Mode: Low level
// INT1: Off
```

```
// INT2: Off
GICR|=0x40; //INT0 Mode: Rising Edge
MCUCR=0x03;
MCUCSR=0x00;
GIFR=0x40;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK=0x01;

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

// LCD module initialization
lcd_init(16);

// Global enable interrupts
#asm("sei")

if (n==1){
    lcd_gotoxy(0,0);
    lcd_putsf("PASIEN RAWATINAP");
    lcd_gotoxy(0,1);
    lcd_putsf("JANTUNG KORONER");
    delay_ms(5000);
    n=0;
}
while (1)
{
    //1
    if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100)
    {
        //a=1;
        // while(a==1)
        for(a=0;a<2;a++)
        {
            //{
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
            lcd_gotoxy(0,1);
            sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
            lcd_puts(data);
            delay_ms(1000);
            //a=0;
            //}
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf(" Pasien ");
            lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf(" Normal ");
            delay_ms(1000);
        };
        //a=1;
    }

    //2
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil <60) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
    }
}
```



```
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Bradikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //3
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Takikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //4
    else if(aritmia_tertampil <=0,6 || aritmia_tertampil >=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Aritmia ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Aritmia    ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
};
}
```

LAMPIRAN IV

DATASHEET



**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA
PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:
REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN NASIONAL
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
MALANG
2012**

LEMBAR PERSETUJUAN

SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR

NIM. 0710630058-63

Telah diperiksa dan disetujui oleh:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc.
NIP 19590304 198903 1 001

Mochammad Rif'an, ST., MT.
NIP. 19710301 200012 1 003

LEMBAR PENGESAHAN

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan untuk memenuhi persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Teknik*

Disusun oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

Skripsi ini telah diuji dan dinyatakan lulus pada
tanggal 09 Februari 2012

DOSEN PENGUJI

Ir. M. Julius St, MS
NIP. 19540720 198203 1 002

Ir. Nurussa'adah, MT.
NIP. 19680706 199203 2 001

Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT.
NIP. 19721218 199903 1 002

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Elektro

Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono, MS
NIP. 19580728 198701 1 001

PENGANTAR

Alhamdulillah, segenap puji dan syukur penulis ucapkan kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat, hidayah, ridho, nikmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul “Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner”. Tidak lupa shalawat serta salam semoga senantiasa tercurahkan untuk Rasulullah Muhammad SAW beserta keluarga, sahabat, kerabat dan para pengikutnya sampai akhir jaman.

Dalam menyelesaikan skripsi ini, banyak bantuan, bimbingan, dan dorongan yang diterima oleh penulis. Untuk itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- Papa Edy Suwanto, mama Lilin Herlina, mas Hanif Wanadri Kautsar, mas Edwin Ibnu Kautsar, adek Neysha Riskiania Putri dan seluruh keluarga besar penulis atas segala didikan, doa, dukungan, perhatian, kasih sayang dan kesabarannya selama ini,
- Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono., MS selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- M. Aziz Muslim, ST., MT., Ph.D selaku Sekretaris Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. M. Julius St, MS selaku Ketua Kelompok Dosen Keahlian Elektronika Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc. dan Mochammad Rif'an, ST.,MT selaku Dosen Pembimbing 1 dan Dosen Pembimbing 2 atas segala bimbingan, nasehat, arahan, motivasi, kritik, saran dan masukan yang telah diberikan,
- Alm. Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT atas segala bimbingan, dukungan dan nasehatnya dan seluruh dosen-dosen di Teknik Elektro Universitas Brawijaya atas bimbingan dan didikannya selama masa perkuliahan,
- Staff Recording Jurusan Teknik Elektro,
- Indrawan Riza Firmansyah, atas segala kesabaran, dukungan, doa, kepercayaan dan kasih sayangnya.
- Sahabat-sahabat setia penulis, Allen Nimas Yudita,. Sari, Kanya, Nina, Gandis, Kiki, Liling dan Evi.
- Handiny Indah Purnama dan Atika Iqlimah atas persahabatan dan setiap detik waktu yang berharga kita sejak jaman maba. Hafrida Rahmah, Rizal Maulana,

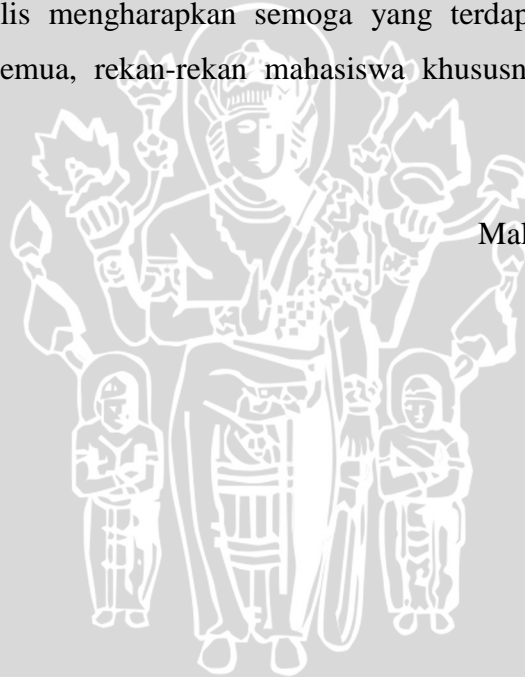
Yuli Khoirul Dan Farishal Anas Ramadhan atas setiap bantuan, kepercayaan, dukungan, kata-kata ‘pedas’ dan pacuan semangatnya,

- Mas Ucup, Mas Andi, Taufik, Judis, Irfan ‘parampa’, Ucup, Angga ‘carock’, Wahyu, Zubed dan Akka atas bantuannya selama ini,
- Teman-teman bermain, Puput, Kecil, Nyaz, Dela, Ano, Icha, Depi, Maul, Cici, Turen, Vandra, Galih, Indra, Awe, Brian, Tommy, Arys, Gosong dan Teman-teman kos 49, Ita, Titis, Firda, Fay, Yuli, Wulan, dan Ika.
- Teman-teman konsentrasi elektronika, tim robot angk. 2007, 2008 dan 2009, lab. Elka, WS, Himpunan, seluruh teman-teman CORE angk. 2007 dan teman-teman, senior serta semua pihak yang tidak mungkin bagi penulis untuk mencantumkan namanya satu-persatu, terima kasih banyak atas bantuan dan dukungannya.

Akhir kata, penulis mengharapkan semoga yang terdapat dalam skripsi ini bermanfaat untuk kita semua, rekan-rekan mahasiswa khususnya dan bagi seluruh pembaca pada umumnya.

Malang, Februari 2012

Penulis

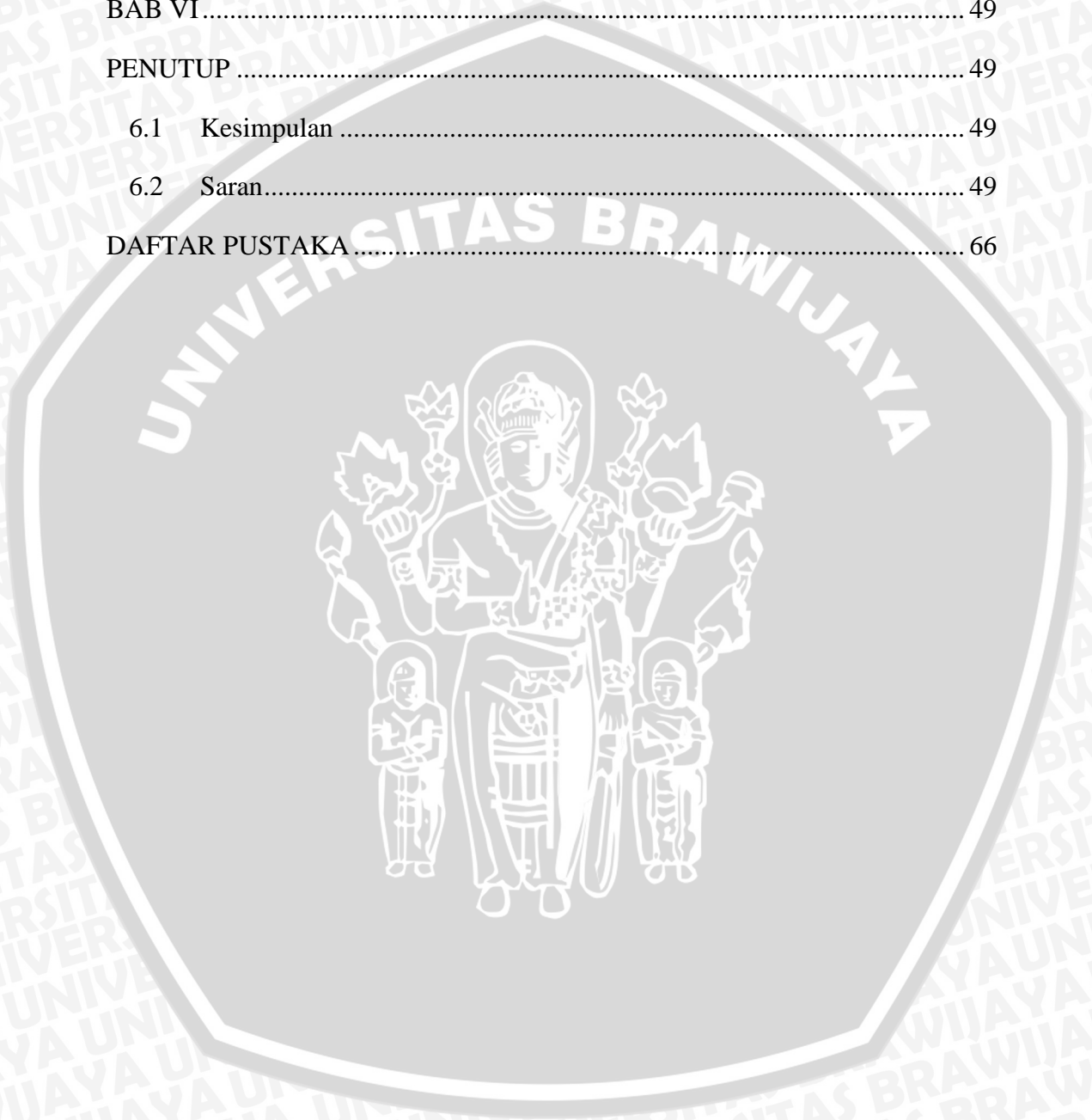


DAFTAR ISI

| | |
|---|-----------|
| ABSTRAK..... | 1 |
| DAFTAR ISI..... | iii |
| BAB I..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 Rumusan Masalah | 3 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 3 |
| 1.4 Tujuan | 3 |
| 1.5 Sistematika Pembahasan | 4 |
| BAB II..... | 5 |
| 2.1 Jantung | 5 |
| 2.2 Metode PhotoPlethysmograph | 7 |
| 2.3 Penyakit Jantung Koroner | 9 |
| 2.4 Aritmia | 9 |
| 2.5 LED (Light Emitting Diode)..... | 11 |
| 2.6 LDR (Light Dependent Resistor)..... | 11 |
| 2.7 Filter | 12 |
| 2.8 Op-amp Non Inverting | 13 |
| 2.9 Mikrokontroler Atmega 16 | 14 |
| 2.8.1 Struktur dan Operasi Port | 16 |
| 2.10 LCD LMB162 | 18 |
| 2.11 Buzzer..... | 19 |
| BAB III..... | 21 |
| METODOLOGI PENELITIAN | 21 |
| 3.1 Studi Literatur | 21 |
| 3.2 Penentuan Spesifikasi Alat..... | 21 |

| | | |
|--|--|-----------|
| 3.3 | Perancangan dan Perealisasian Alat..... | 22 |
| 3.3.1 | Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok..... | 22 |
| 3.3.2 | Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak | 22 |
| 3.4 | Pengujian Alat..... | 22 |
| 3.5 | Pengujian Perangkat Keras | 22 |
| 3.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 22 |
| 3.7 | Pengambilan Kesimpulan..... | 22 |
| BAB IV | | 23 |
| PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT..... | | 23 |
| 4.1 | Perancangan Sistem | 23 |
| 4.2 | Perancangan Perangkat Keras..... | 24 |
| 4.2.1 | Perancangan Catu Daya..... | 24 |
| 4.2.2 | Perancangan Sensor..... | 25 |
| 4.2.3 | Perancangan Filter dan Op-Amp <i>Noninverting</i> | 27 |
| 4.2.4 | Perancangan Rangkaian Komparator | 29 |
| 4.2.5 | Perancangan Sistem Mikrokontroler..... | 30 |
| 4.2.6 | Perancangan Rangkaian LCD..... | 32 |
| 4.2.7 | Perancangan Rangkaian Buzzer | 32 |
| 4.3 | Perancangan Perangkat Lunak..... | 33 |
| 4.4 | Perancangan Mekanik | 35 |
| BAB V | | 36 |
| PENGUJIAN DAN ANALISIS..... | | 36 |
| 5.1 | Pengujian Sensor..... | 36 |
| 5.2 | Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting..... | 37 |
| 5.2.1 | Pengujian High Pass Filter | 37 |
| 5.2.2 | Pengujian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| 5.2.3 | Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |

| | | |
|---------------------|-----------------------------------|----|
| 5.3 | Pengujian Komparator | 40 |
| 5.4 | Pengujian LCD..... | 41 |
| 5.5 | Pengujian Buzzer | 42 |
| 5.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 42 |
| BAB VI..... | | 49 |
| PENUTUP | | 49 |
| 6.1 | Kesimpulan | 49 |
| 6.2 | Saran..... | 49 |
| DAFTAR PUSTAKA..... | | 66 |



DAFTAR GAMBAR

| | |
|--|-----|
| Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya..... | 6 |
| Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari..... | 8 |
| Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia..... | 9 |
| Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia..... | 10 |
| Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia..... | 11 |
| Gambar 2. 6 Simbol LED..... | 11 |
| Gambar 2. 7 LDR (<i>Light Dependent Resistor</i>)..... | 12 |
| Gambar 2. 8 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> | 12 |
| Gambar 2. 9 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> | 13 |
| Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional <i>Noninverting</i> | 14 |
| Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16..... | 16 |
| Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (<i>Liquid Cristal Display</i>)..... | 18 |
| Gambar 2. 13 <i>Buzzer</i> | 20 |
| Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem..... | 23 |
| Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya..... | 25 |
| Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor..... | 25 |
| Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting..... | 27 |
| Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator..... | 30 |
| Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroller..... | 31 |
| Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD..... | 32 |
| Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka <i>Buzzer</i> | 32 |
| Gambar 4. 9 Flowchart Program Mikrokontroller..... | 324 |
| Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat..... | 35 |
| Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter..... | 37 |
| Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter..... | 38 |
| Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noniverting..... | 39 |
| Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |
| Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter..... | 40 |
| Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator..... | 41 |

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A 16

Tabel 2 Fungsi Tambahan Port B 17

Tabel 3 Fungsi Tambahan Port C 17

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D 18

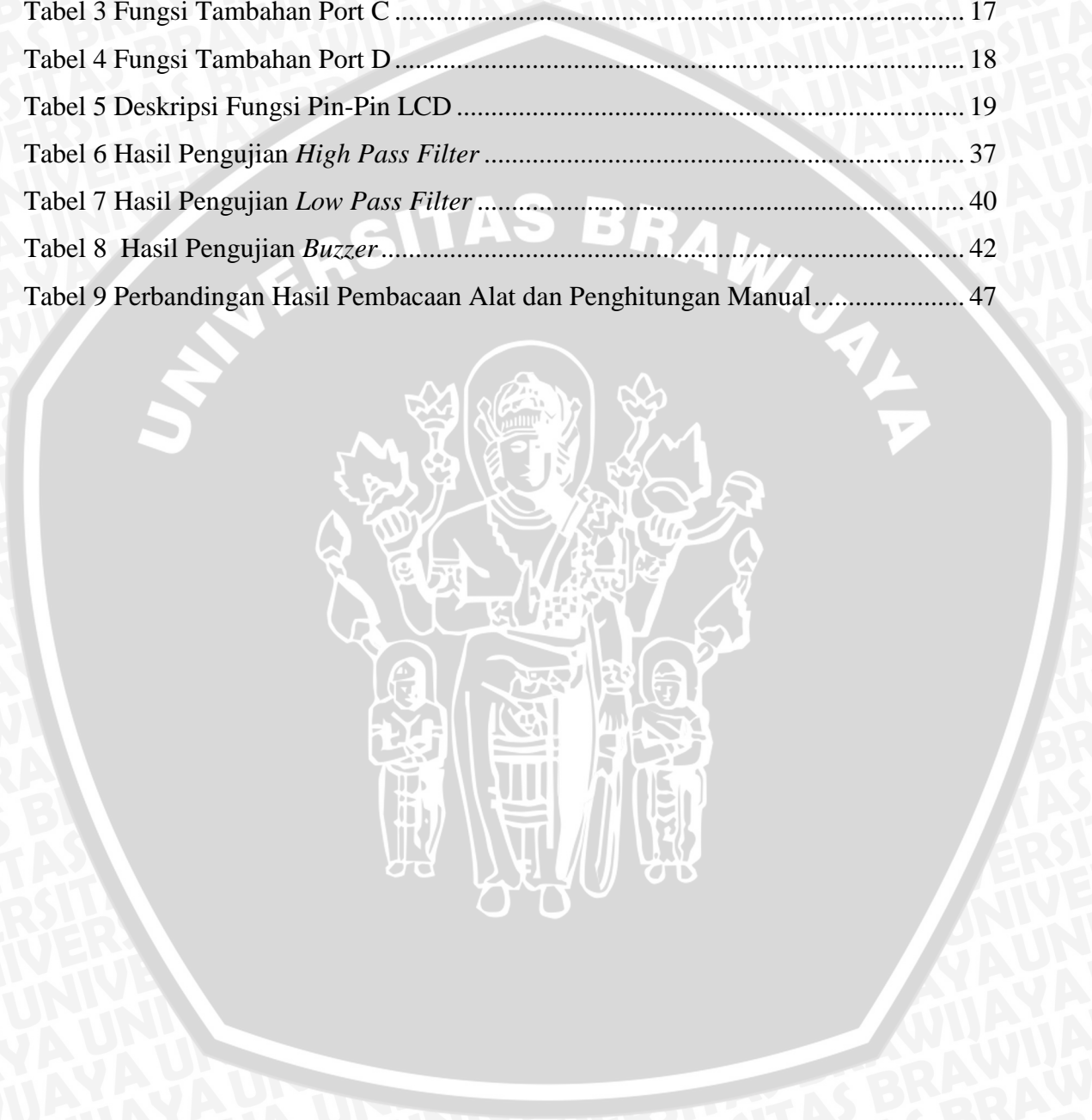
Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD 19

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter* 37

Tabel 7 Hasil Pengujian *Low Pass Filter* 40

Tabel 8 Hasil Pengujian *Buzzer* 42

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual 47



ABSTRAK

Refita Edna Kautsar, Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Februari 2012, *Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner*. Dosen Pembimbing : Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc, dan Mochammad Rif'an, ST., MT.

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang berujung pada kematian mendadak. Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia. Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan ruang intermediate monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia. Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Oleh karena itu dibutuhkan suatu alat untuk memonitoring frekuensi jantung untuk pasien rawat inap biasa pasca serangan jantung koroner. Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah super bright dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari. Cahaya yang dipancarkan LED akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroller. Ketika alat mendeteksi adanya aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

Kata kunci: LED, LDR, Jantung Koroner, Detak Jantung, Aritmia, Takikardia, Bradikardia.

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang akhirnya berujung pada kematian mendadak. Hal yang lebih mengejutkan adalah penyakit jantung koroner umumnya bersifat menahun dan banyak diderita kelompok usia produktif (25-40 tahun). Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia.

Ada lebih dari 4 juta kasus baru gagal jantung setiap tahunnya didiagnosis di Amerika Serikat. Diperkirakan ada 15 juta kasus baru tentang penyakit gagal jantung setiap tahunnya di seluruh dunia, jumlahnya meningkat dengan cepat dikarenakan adanya populasi penuaan yang meningkat pula. Jumlah kematian dalam satu tahun akibat gagal jantung yang parah adalah 50-60%, 15-30% untuk kasus yang ringan sampai menengah dan sekitar 10% untuk kasus ringan atau bahkan tidak bergejala. Di Indonesia, semua kasus tersebut diperparah lagi dengan kenyataan di lapangan mengenai terbatasnya jumlah tenaga medis yang memadai, kelayakan sistem pelayanan kesehatan profesional (spesialis), infrastruktur, luas wilayah (faktor geografis) dan pengetahuan masyarakat yang kurang. Hal ini tentunya menjadi masalah yang cukup krusial untuk bidang kesehatan di Indonesia.

Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah dan pernafasan sudah stabil, pasien akan dipindahkan ke Ruang Intermediate yang merupakan ruangan semi ICU. Di sini pemantauan dilakukan terhadap EKG secara terus menerus. Kemudian Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Kebanyakan pasien berada di rumah sakit selama 7 – 10 hari setelah operasi. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia.

Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, Aritmia ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung

normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Ketika jantung berdetak lebih cepat dari 100 bpm hal itu disebut aritmia takikardia. Ketika jantung berdetak terlalu lambat atau kurang dari 60 bpm disebut aritmia bradikardia. Jika keadaan ini berlanjut, akan dapat mengakibatkan Fibrilasi Ventrikular.

Fibrilasi ventrikular adalah irama jantung yang tidak terkordinasi, tidak teratur dan sangat cepat yang timbul dari banyak tempat dalam bilik jantung. Fibrilasi ventrikular adalah aritmia paling serius dan mengancam nyawa. Karena terlalu cepat jantung bergetar sehingga jantung tidak memompa darah ke seluruh tubuh, terutama ke otak dan paru-paru, sehingga kematian dapat menyusul dalam beberapa menit, kecuali ada pengobatan darurat yang memulihkan jantung menjadi normal kembali. Bila pengobatan darurat tertunda selama lebih dari 5-10 menit, akan terjadi kerusakan otak permanen walaupun irama jantung telah pulih. Dengan demikian, pengobatan darurat untuk aritmia sangat penting. Beberapa pasien ada yang sama sekali tidak sadar adanya aritmia. Yang lain ada mengeluh tentang gejala-gejala termasuk perasaan lompatan atau getaran jantung, pusing, sesak napas atau nyeri dada.

Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroler. Ketika alat mendeteksi detak jantung aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, dapat disusun rumusan masalah sebagai berikut:

- 1) Bagaimana merancang rangkaian pengkondisi sinyal untuk detak jantung antara 10 – 300 bpm.
- 2) Bagaimana merancang sistem elektronika alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner berdasarkan jumlah detak jantung per menit.
- 3) Bagaimana merancang rangkaian indikator alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner dengan keluaran tampilan LCD dan buzzer.

1.3 Batasan Masalah

Pada tugas akhir ini dibatasi oleh hal-hal sebagai berikut:

- 1) Perangkat yang akan dibuat diutamakan untuk memantau kondisi kesehatan jantung pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner.
- 2) Tidak membahas penyakit jantung lain selain aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia.
- 3) Alat hanya bersifat sebagai alarm deteksi dini, keputusan penyakit tetap ada di tangan dokter.
- 4) Pembahasan pada sistem mikrokontroler dibatasi pada pengolahan data sensor hingga proses penampil data.
- 5) Tidak membahas catu daya.
- 6) Parameter keberhasilan alat adalah sesuai dengan spesifikasi alat yang diinginkan.

1.4 Tujuan

Tujuan penyusunan skripsi ini adalah merealisasikan sebuah alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner sehingga dapat mempermudah masyarakat khususnya kalangan medis dalam mempercepat pemberian pertolongan pertama yang intensif pada pasien pasca serangan jantung koroner yang terkena aritmia.

1.5 Sistematika Pembahasan

Penelitian ini terdiri atas enam bab dengan sistematika pembahasan sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan

Membahas latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan dan sistematika pembahasan.

BAB II Tinjauan Pustaka

Membahas teori-teori yang mendukung dalam perencanaan dan pembuatan alat, yang meliputi jantung, Metode PhotoPlethysmograph, penyakit jantung koroner, aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia, LED (*light-emitting diode*), LDR (*Light Dependent Resistor*), High Pass Filter, Low Pass Filter, Op-Amp Non Inverting, Mikrokontroler Atmega16, LCD dan buzzer.

BAB III Metodologi Penulisan

Membahas metode penelitian dan perencanaan alat.

BAB IV Perencanaan dan Pembuatan Alat

Membahas tentang rangkaian elektronika sistem, algoritma perangkat lunak pada unit pengolah data, dan mekanik sistem.

BAB V Pengujian dan Analisis

Membahas hasil pengujian sistem terhadap alat yang telah direalisasikan.

BAB VI Kesimpulan dan Saran

Membahas kesimpulan perancangan dan saran-saran yang diperlukan untuk melakukan pengembangan aplikasi selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Untuk memudahkan dalam memahami cara kerja rangkaian maupun dasar-dasar perencanaan sistem yang dibuat, maka perlu adanya penjelasan dan uraian mengenai teori penunjang yang digunakan dalam penulisan tugas akhir ini. Teori penunjang yang akan dijelaskan dalam bab ini adalah:

- Jantung
- Penyakit Jantung Koroner
- Metode PhotoPlethysmograph
- Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- LED (*light-emitting diode*)
- LDR (*Light Dependent Resistor*)
- High Pass Filter dan Low Pass Filter
- Op-Amp Non Inverting
- Mikrokontroler Atmega16
- LCD
- Buzzer

2.1 Jantung

Jantung adalah alat tubuh yang berfungsi sebagai pemompa darah. Jantung terletak dalam rongga dada bagian kiri agak ke tengah, tepatnya diatas sekat diafragma yang memisahkan rongga dada dengan rongga perut. Jantung terbentuk dari serabut-serabut otot bersifat khusus dan dilengkapi dengan saraf yang secara teratur dan otomatis memberikan rangsangan berdenyut bagi otot jantung. Dengan denyutan ini jantung memompa darah yang kaya akan oksigen dan zat makanan keseluruh tubuh, termasuk *arteri koroner*.

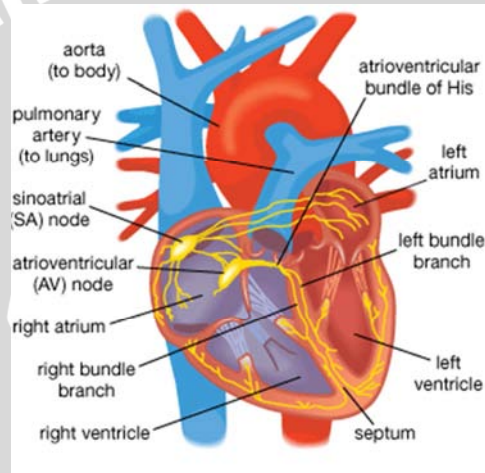
Agar dapat mendorong sirkulasi darah ke seluruh bagian tubuh, jantung normal berdenyut rata-rata 70 kali per menit, atau 60 - 100 permenit. Tiap kali berdenyut, jantung memompakan 60 cc darah ke pembuluh nadi dengan tekanan sampai 130 mmHg. Dalam keadaan bekerja fisik atau berolahraga, kerja jantung dapat meningkat menjadi 2 - 5 kali dibandingkan dengan keadaan istirahat.



Jantung terdiri atas:

- Dua ruang atas yang disebut serambi jantung atau *atrium* sebelah kanan dan kiri. Dua ruang bawah disebut bilik jantung atau *ventrikel* sebelah kanan dan kiri.
- Empat buah klep jantung, dua diantaranya menghubungkan serambi dan bilik kanan serta serambi dan bilik kiri (*tricuspid* dan *mitral*). Sedangkan dua buah yang lain mengatur aliran darah ke luar jantung dari bilik kiri dan kanan (*aorta* dan *pulmonary*).
- Suatu sistem listrik yang terdiri atas simpul-simpul *sinoatrial node* (SA) dan *atrioventricular node* (AV).

Bagian-bagian jantung ditunjukkan dalam Gambar 2.1



Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya
Sumber: www.luqmankhairi.blogspot.com

Proses pemompaan darah sehingga darah dapat bersirkulasi ke tubuh dan paru-paru mengikuti urutan sebagai berikut:

- Pada saat jantung sedang relaks (*diastol*), darah kurang oksigen dari vena tubuh mengalir ke serambi kanan. Pada saat yang sama, serambi kiri terisi dengan darah yang kaya oksigen dari paru-paru.
- Pusat listrik (*SA node*) yang ada di serambi kanan menembakkan impuls listrik yang menyebabkan kedua serambi mengkerut secara serempak. Pada saat yang sama, katup-katup diantara serambi dan bilik terbuka, memungkinkan darah mengalir kedalam bilik.
- Tahap berikutnya adalah pemompaan dari bilik. Pada tahap ini sinyal listrik dari *node* yang lain menyebabkan kedua bilik berkerut secara serempak. Hal ini mendorong darah yang kurang oksigen dari bilik kanan kedalam paru-paru.

Darah yang kaya oksigen dari bilik kiri didesak kedalam arteri utama yang disebut *aorta* dan dari sini darah disebarkan keseluruh bagian tubuh. Klep-klep tertutup untuk menjamin agar tidak ada aliran balik kedalam serambi.

- d. Setelah pengerutan bilik, jantung mengendur, dan memungkinkan serambi terisi darah, sehingga proses sirkulasi dimulai kembali.

Perjalanan darah akan memasuki arteriola yang lebih kecil lagi dibanding arteri, tubuh menggunakan arteriola sebagai pengatur aliran darah di berbagai bagian. Selanjutnya darah dari arteriola akan memasuki satu kapiler atau lebih. Ukuran kapiler sangat kecil, sehingga aliran darah di dalamnya bertekanan konstan.

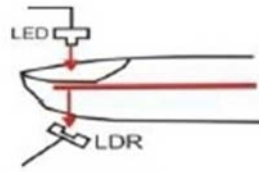
Urutan kejadian ini berlangsung kira-kira 60-70 kali permenit bila tubuh sedang istirahat. Jumlah detak jantung umumnya dinyatakan dalam satuan bpm (*beat per minute*). Frekuensi atau irama kerja jantung dibagi dalam 3 kondisi, yaitu:

- Bradikardia yaitu denyut jantung yang lambat kurang dari 60 kali/menit.
- Normal yaitu denyut jantung diantara 60 – 100 kali/menit.
- Takikardia yaitu denyut jantung yang cepat lebih dari 100 kali/menit.

2.2 Metode PhotoPlethysmograph

PhotoPlethysmograph merupakan sebuah metode pengukuran suatu besaran berdasarkan perubahan volum yang menggunakan sifat-sifat optik. Metode ini digunakan untuk mendeteksi atau mengukur perubahan volume didalam suatu organ. Photoplethysmograph digunakan untuk mengukur kondisi peredaran darah yang di pompa oleh jantung pada organ dalam tubuh manusia. Pemanfaatan sinyal photoplethysmograph akan di fokuskan pada perhitungan denyut jantung seseorang selama periode tertentu, data detak jantung tersebut dapat dimanfaatkan oleh ahli medis untuk mengetahui kondisi jantung seseorang.

Aliran darah adalah sumber informasi utama. Ketika melakukan pengukuran dipilih bagian tubuh yang mengandung banyak arteri atau arteriola, salah satunya adalah jari tangan. PhotoPlethysmograph dilakukan dengan cara melewatkan cahaya menembus jari tangan dan cahaya yang ditangkap oleh sensor cahaya. Sumber cahaya diletakkan berseberangan dengan sensor cahaya seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari
 Sumber: *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. 2003:12

Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah yang merupakan representasi dari detak jantung. Sinyal pada ujung jari yang ditangkap oleh sensor, merupakan sinyal dari panjang gelombang penyerapan dua format Hemoglobin yang sama yaitu Hemoglobin (Hb) dan Oxygenated Hemoglobin (HbO₂). Denyutan pembuluh darah arteri membawa tingkatan oksigen yang paling tinggi, oksigen dalam darah sebagian besar berbentuk Hemoglobin.

Hubungan aliran darah dan intensitas cahaya yang diterima sensor dapat dijelaskan sebagai berikut. Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah. Secara matematis hubungan intensitas cahaya yang dipancarkan sumber dengan intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan dinyatakan dalam hukum Lambert-Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-A} \dots\dots\dots(2.1)$$

$$A = LC\varepsilon$$

I₀ : intensitas cahaya yang dipancarkan sumber

I : intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan

A : penyerapan

L : panjang lintasan yang dilalui cahaya

C : konsentrasi dari larutan penyerap

ε : koefisien absorpsi yang merupakan fungsi dari panjang gelombang cahaya yang lewat.

(Stephen A. Mascaro, 2001:6)



2.3 Penyakit Jantung Koroner

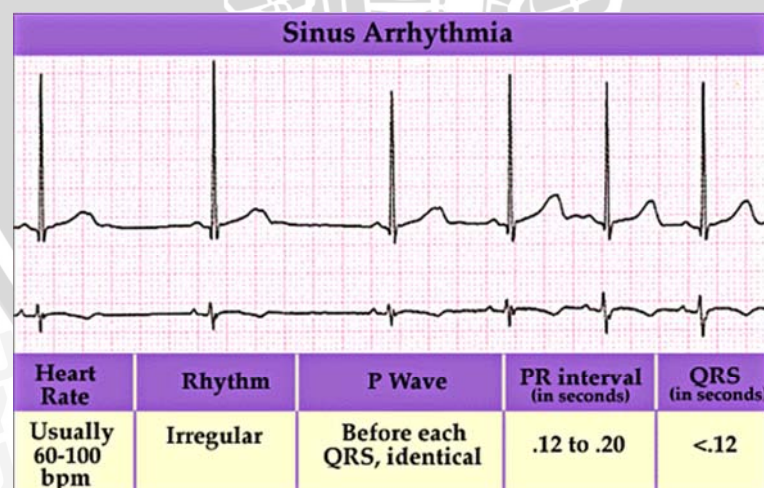
Penyakit jantung koroner merupakan ketidakmampuan jantung akut maupun kronik yang timbul karena kekurangan suplai darah pada *miokardium* sehubungan dengan proses penyakit pada sistem nadi koroner atau dengan kata lain merupakan kelainan pada satu atau lebih pembuluh darah arteri koroner dimana terdapat penebalan dari dinding dalam pembuluh darah disertai adanya plak yang mengganggu aliran darah ke otot jantung yang berakibat mengganggu fungsi jantung.

2.4 Aritmia

Aritmia adalah sebuah istilah untuk kondisi di mana terdapat aktivitas listrik abnormal di dalam jantung. Irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Beberapa aritmia yang mengancam nyawa, dapat menyebabkan serangan jantung dan kematian mendadak. Namun juga dapat menyebabkan gejala seperti gangguan kesadaran, jantung berdetak abnormal dan mungkin hanya mengganggu. (Dharma, 2010:12).

Gambar 2.3 menunjukkan EKG sinus aritmia. Terlihat dalam Gambar 2.3 bahwa irama detak jantung yang tidak teratur, terlalu cepat maupun terlalu lambat.

Bila kita melihat sebuah elektrokardiogram, maka pada awal rekaman harus kita buat kalibrasi, yaitu sebuah atau defleksi yang sesuai dengan 1 milivolt. Secara standart, defleksi 10mm sesuai dengan 1mV. Kecepatan kertas perekam secara standart adalah 25mm/detik. 1mm = 0,04 detik, 5mm = 0,2 detik, 10mm = 0,4 detik. (Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia, 2009:19)



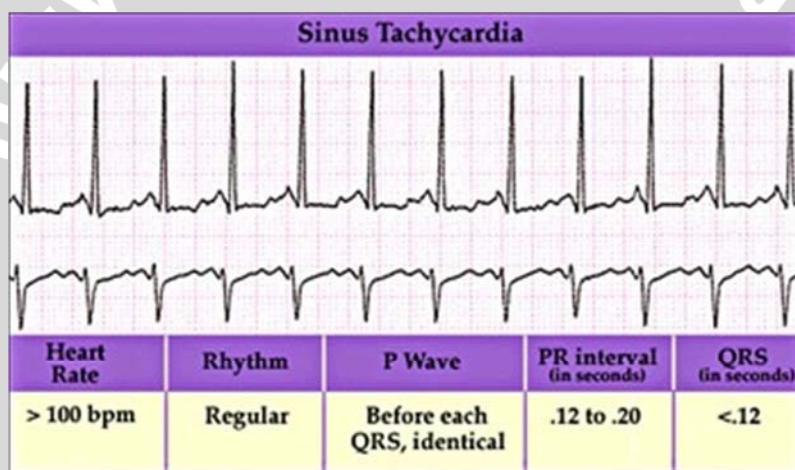
Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusArrhythmias.htm

Aritmia terdiri dari macam-macam jenis. Dalam tugas akhir ini hanya membahas aritmia takikardia dan aritmia bradikardia saja.

a. Aritmia Takikardia

Takikardia adalah aritmia cepat yaitu denyut jantung lebih cepat dari 100 detak/menit. Takikardia terjadi karena pengeluaran signal listrik yang cepat oleh SA node. Takikardia umumnya adalah kontraksi cepat dari jantung yang normal sebagai reaksi atas kondisi atau keadaan sakit. Takikardia dapat menyebabkan debar jantung. Penyebab takikardia termasuk sakit, demam, hormon tiroid yang berlebihan, tingkat oksigen darah yang rendah, kopi dan obat-obatan seperti *cocaine* dan *amphetamine*. Pada beberapa pasien, Takikardia dapat sebagai gejala gagal jantung atau penyakit klep jantung yang signifikan. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.4 menunjukkan EKG sinus takikardia. Terlihat dalam Gambar 2.4 bahwa detak jantung mempunyai ritme yang sangat cepat.

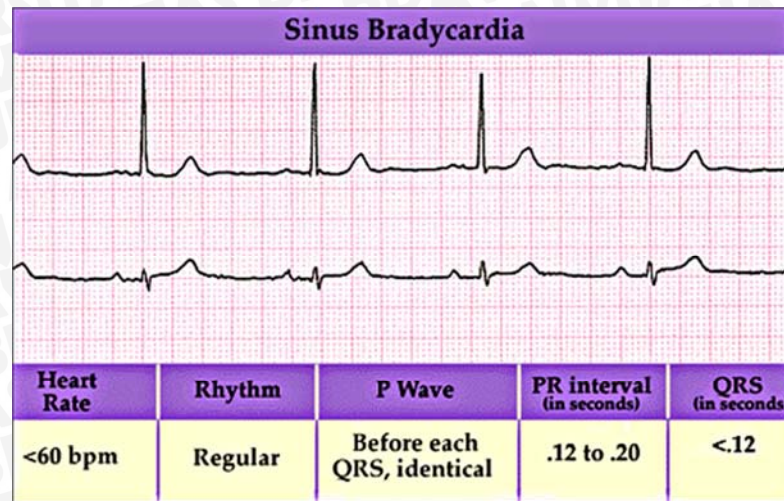


Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusTachycardia.htm

b. Aritmia Bradikardia

Bradikardia adalah aritmia lambat yaitu denyut jantung lebih lambat dari 60 detak/menit. Bradikardia dapat terjadi karena perlambatan dari sinyal-sinyal elektrik yang diawali oleh SA node. Bradikardia dapat juga berakibat dari derajat-derajat yang bervariasi dari "*heart block* (rintangan jantung)", dimana obat-obat tertentu atau penyakit-penyakit sistim konduksi elektrik jantung menghalangi transmisi (pengantaran) sinyal-sinyal dari *atria* ke *ventricles*. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.5 menunjukkan EKG sinus bradikardia. Terlihat dalam Gambar 2.5 bahwa ritme detak jantung sangat lambat.



Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusBradycardia.htm

Pada takikardia dan bradikardia dapat terjadi kekurangan aliran darah ke otak, arteri koroner dan bagian tubuh lainnya. Aliran darah yang kurang ke otak dapat menyebabkan pusing atau hilang kesadaran atau pingsan. Suplai darah yang kurang ke arteri koroner menyebabkan *angina*. Suplai darah yang tidak memadai ke paru-paru, otak dan seluruh tubuh dapat menyebabkan kematian.

2.5 LED (Light Emitting Diode)

Dioda cahaya atau lebih dikenal dengan sebutan LED (*light-emitting diode*) adalah suatu semikonduktor yang memancarkan cahaya monokromatik yang tidak koheren ketika diberi tegangan maju. LED yang digunakan dalam tugas akhir ini adalah LED merah superbright 5mm. Karena sifat jaringan tubuh sebagai filter cahaya merah, dengan LED merah super bright nilai intensitas cahaya yang diteruskan akan maksimal. LED ini mempunyai kutub positif dan negatif dan hanya akan menyala bila diberikan arus maju. Ini dikarenakan LED terbuat dari bahan semikonduktor yang hanya akan mengizinkan arus listrik mengalir ke satu arah dan tidak ke arah sebaliknya.

Simbol LED ditunjukkan dalam Gambar 2.6



Gambar 2. 6 Simbol LED

2.6 LDR (Light Dependent Resistor)

LDR (*Light Dependent Resistor*) adalah resistor yang nilai resistansinya berubah-ubah karena adanya intensitas cahaya yang diserap. LDR yang digunakan ini merupakan resistor yang mempunyai koefisien temperature negative, dimana

resistansinya dipengaruhi oleh intensitas cahaya. Jika intensitas cahaya yang diterima tinggi maka hambatan juga akan tinggi yang mengakibatkan tegangan yang keluar juga akan tinggi begitu juga sebaliknya disinilah mekanisme proses perubahan cahaya menjadi listrik terjadi. Apabila LDR terkena sinar maka tahanannya turun. Apabila tidak terkena sinar maka tahanannya naik.

Bentuk LDR (*Light Dependent Resistor*) ditunjukkan dalam Gambar 2.7.

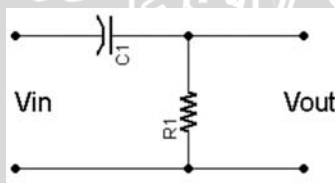


Gambar 2. 7 LDR (*Light Dependent Resistor*)
Sumber: robotron-umm.blogspot.com

2.7 Filter

Filter adalah sebuah rangkaian yang dirancang agar melewatkan suatu jangkauan frekuensi tertentu dan meredam frekuensi lainnya. Filter dapat berupa filter aktif maupun pasif. Filter pasif terdiri atas komponen pasif saja seperti resistor, kapasitor dan induktor, sedangkan filter aktif terdiri atas komponen pasif dan komponen aktif seperti transistor dan op-amp. Induktor jarang digunakan dalam filter aktif. Terdapat empat jenis filter diantaranya *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter* dan *band stop* atau *band reject filter*. Filter yang digunakan pada tugas akhir ini adalah high pass filter dan low pass filter.

High pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi rendah dan melewatkan sinyal dengan frekuensi tinggi. Rangkaian *high pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.8. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *high pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.2).



Gambar 2. 8 Rangkaian *High Pass Filter*

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_1}{1/sC_1 + R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{sC_1R_1}{1 + sC_1R_1}$$

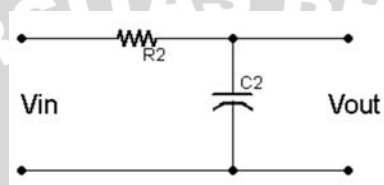
$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{j\omega_1 C_1 R_1}{1 + j\omega_1 C_1 R_1} \right| = \frac{\omega_1 C_1 R_1}{\sqrt{1^2 + (\omega_1 C_1 R_1)^2}}$$

$$\omega_1 C_1 R_1 = 1$$

$$\omega_1 = \frac{1}{R_1 C_1}; \omega_1 = 2\pi f_{c1}$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.2)$$

Low pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi tinggi dan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah. Rangkaian *low pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.9. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.3).



Gambar 2. 9 Rangkaian Low Pass Filter

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1/sC_2}{1/sC_2 + R_2}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + sC_2 R_2}$$

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{1}{1 + j\omega C_2 R_2} \right| = \frac{1}{\sqrt{1^2 + (\omega C_2 R_2)^2}}$$

$$\omega C_2 R_2 = 1$$

$$\omega = \frac{1}{R_2 C_2}; \omega = 2\pi f_{c2}$$

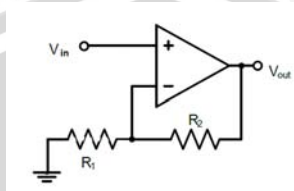
$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.3)$$

2.8 Op-amp Non Inverting

Op-amp pada dasarnya adalah penguat diferensial yang memiliki dua masukan. Masukan op-amp dinamakan input *inverting* dan *noninverting*. Op-amp ideal memiliki *open loop gain* (penguatan loop terbuka) yang tak terhingga besarnya. Penguatan yang besar ini membuat op-amp menjadi tidak stabil, dan penguatannya menjadi tidak terukur (*infinite*). Disinilah peran rangkaian umpan balik negatif diperlukan, sehingga op-amp dapat dirangkai menjadi aplikasi dengan nilai penguatan yang terukur (*finite*).



Pada tugas akhir ini, op-amp yang digunakan sebagai penguat *noninverting*. Penguat tersebut dinamakan penguat *noninverting* karena sinyal masukan penguat tersebut terletak pada input *noninverting* op-amp sehingga sinyal keluaran yang dihasilkan sefasa dengan sinyal keluarannya. Gambar 2.10 menunjukkan rangkaian penguat operasional *noninverting*. Besarnya tegangan keluaran penguat operasional *noninverting* ditunjukkan dalam Persamaan (2.4).



Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional *Noninverting*

Besar penguatan dari rangkaian tersebut dapat ditentukan dari persamaan 2.4:

$$\frac{V_{out} - V_-}{R_2} = \frac{V_{in} - 0}{R_1}$$

Dimana $V_- = V_+ = V_{in}$ maka,

$$\frac{V_{out} - V_{in}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1} + \frac{V_{in}}{R_2}$$

$$V_{out} = V_{in} + \frac{R_2}{R_1} V_{in}$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in} \dots\dots\dots (2.4)$$

2.9 Mikrokotroller Atmega 16

Pada dasarnya mikrokontroler terdiri atas mikroprosesor, *timer*, dan *counter*, perangkat I/O dan internal memori. Mikrokontroler termasuk perangkat yang sudah didesain dalam bentuk chip tunggal. Mikrokontroler dikemas dalam satu chip (*single chip*). Mikrokontroler didesain dengan instruksi-instruksi lebih luas dan 8 bit instruksi yang digunakan membaca data instruksi dari *internal* memori ke ALU.

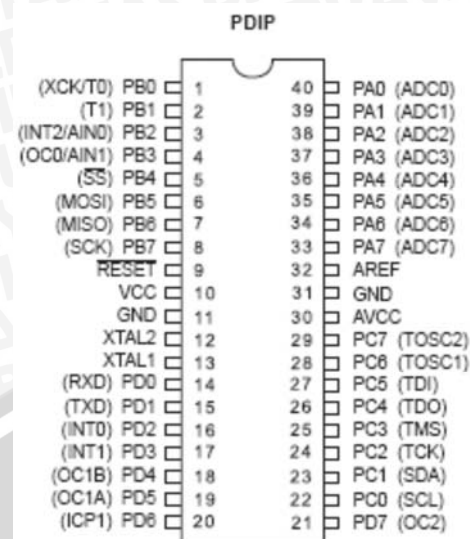
Mikrokontroller ATmega16 merupakan salah satu mikrokontroler produksi ATMEL keluarga AVR yang mempunyai 16 kbyte Flash PEROM (*Flash Programmable and Erasable Read Only Memory*), 2 kbyte SRAM, 32 pin I/O (4 buah port I/O bit) yang mana tiap pin tersebut dapat diprogram secara paralel dan tersendiri, mempunyai dua buah *timer/counter* 8 bit dan satu buah *timer/counter* 16 bit, mempunyai

8 bit 10 channel ADC, dan fitur *watchdog timer*. Karakteristik elektrik dari mikrokontroler ATmega16 untuk karakteristik DC adalah $T_A = -40^\circ\text{C}$ sampai dengan 85°C dan $V_{cc} = 2.7\text{V}$ sampai dengan 5.5V .

Sebagai suatu sistem kontrol mikrokontroler ATmega16 bila dibandingkan dengan mikroprosesor memiliki kemampuan dan segi ekonomis yang bisa diandalkan karena dalam mikrokontroler sudah terdapat RAM dan ROM sedangkan mikroprosesor didalamnya tidak terdapat keduanya. Secara umum konfigurasi yang dimiliki mikrokontroler ATmega16 adalah sebagai berikut :

- a) Sebuah CPU 8 bit dengan menggunakan teknologi dari Atmel.
- b) Memiliki memori baca-tulis sebesar 2 kbyte SRAM.
- c) Jalur dua arah (*bidirectional*) yang digunakan sebagai saluran masukan atau keluaran yang dikontrol oleh *register* DDR.
- d) Sebuah komunikasi serial USART yang dapat diprogram.
- e) Sebuah *master/slave* serial SPI yang dapat diprogram.
- f) Sebuah *Two Wire Serial Interface*.
- g) Dua buah *timer/counter* 8 bit dan sebuah *timer/counter* 16 bit.
- h) *Watchdog Timer* yang dapat diprogram.
- i) *Analog to Digital Converter (ADC)* 10-bit dan *Analog comparator* di dalam chip.
- j) Osilator internal dan rangkaian pewaktu.
- k) Flash PEROM yang besarnya 16 kbyte untuk memori program
- l) Mampu beroperasi sampai 16 MHz.

Konfigurasi pin mikrokontroler ATmega16 ditunjukkan dalam Gambar 2.11.



Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16
Sumber: Atmel, 2007: 2

2.8.1 Struktur dan Operasi Port

Mikrokontroler ATmega16 ini mempunyai 4 port, keempat port memiliki 8 jalur I/O. Beberapa karakteristik port mikrokontroler ATmega16 dijelaskan berikut ini:

- Unit I/O dapat dialamati perjalur atau per port
- Setiap jalur I/O memiliki *buffer*, penahan (*latch*), kemudi *input* dan kemudi *output*.
- Setiap jalur I/O terdapat register pengatur apakah dijadikan *input* atau dijadikan *output*.
- Port A merupakan port I/O 8 bit dua arah dengan *pull-up* internal.
- Fungsi tambahan dari port A adalah sebagai jalur konversi ADC, yaitu ADC0-ADC7. Fungsi tambahan port A ditunjukkan dalam Tabel 1.

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|----------------------------|
| PA7 | ADC7 (ADC Input Channel 7) |
| PA6 | ADC6 (ADC Input Channel 6) |
| PA5 | ADC5 (ADC Input Channel 5) |
| PA4 | ADC4 (ADC Input Channel 4) |
| PA3 | ADC3 (ADC Input Channel 3) |
| PA2 | ADC2 (ADC Input Channel 2) |
| PA1 | ADC1 (ADC Input Channel 1) |
| PA0 | ADC0 (ADC Input Channel 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 54

Port B merupakan port I/O dua arah dengan *pull-up* internal. Fungsi tambahan dari port B ditunjukkan dalam Tabel 2.

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PB7 | SCK (Bus serial clock SPI) |
| PB6 | MISO (Bus Master Input/Slave Output SPI) |
| PB5 | MOSI (Bus Master Output/Slave Input SPI) |
| PB4 | SS (Pemilih input slave SPI) |
| PB3 | OCO (output compare match pada timer/counter 0) |
| PB2 | AN2 (Input non-inverting analog comparator), INT0 |
| PB1 | T1 (Input counter pada timer/counter 1) |
| PB0 | T0 (Input counter pada timer/counter 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 55

Port C merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port C ditunjukkan dalam Tabel 3.

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

Sumber : Atmel, 2007: 58

Port D merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port D ditunjukkan dalam Tabel 4.

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PD7 | OC2 (Output Compare pada timer/counter 2) |
| PD6 | ICP (Timer/Counter1 Input Capture Pin) |
| PD5 | OC1A (Output compare A pada timer/counter 1) |
| PD4 | OC1B (Output Compare B pada timer1) |
| PD3 | INT1 (Interupt eksternal 1) |
| PD2 | INT0 (Interupt eksternal 0) |
| PD1 | TXD (output pin pada USART) |
| PD0 | RDX (Input pin pada USART) |

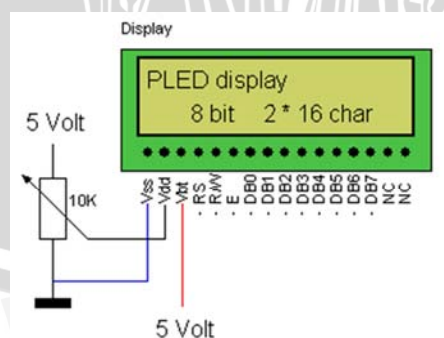
Sumber : Atmel, 2007: 60

2.10 LCD LMB162

LCD LMB162 adalah LCD dot matrik konsumsi daya rendah dengan tampilan 16x2 karakter. Spesifikasi pada LCD model LMB162 sebagai berikut :

- Menampilkan 16 karakter pada tiap baris dengan 5x7 dot matrik.
- Pembangkit karakter ROM untuk 192 jenis karakter.
- Pembangkit karakter RAM untuk 8 jenis karakter.
- RAM 80x8 bit.
- Antarmuka dengan mikrokontroler empat bit atau delapan bit
- Tegangan catu 5 volt
- Otomatis *reset* pada saat dihidupkan.

Skema LCD LMB162 ditunjukkan dalam gambar 2.12.



Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (*Liquid Cristal Display*)

Sumber: <http://fadilmuslim.blogspot.com/2010/02/LCD.html>

Tabel 5 menunjukkan deskripsi fungsi pin LCD.

Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD

| No. Kaki | Simbol | Level | Fungsi |
|----------|--------|-------|--|
| 1 | VSS | - | Ground |
| 2 | VDD | - | Power supply for logic (+5Volt) |
| 3 | VO | - | Power Supply for LCD |
| 4 | RS | H/L | Register Selection H : Display data L : Instruksi code |
| 5 | R/W | H/L | Read/Write Selection H : Read operation L : Write operation |
| 6 | E | H/L | Enable Signal |
| 7 | DB0 | H/L | |
| 8 | DB1 | H/L | In 8-bit mode, used as low order bidirectional data bus. |
| 9 | DB2 | H/L | In 4-bit mode, open these terminals. |
| 10 | DB3 | H/L | |
| 11 | DB4 | H/L | |
| 12 | DB5 | H/L | In 8-bit mode, used as high order bidirectional data bus. |
| 13 | DB6 | H/L | In 4-bit mode, used as both high and low order data bus. |
| 14 | DB7 | H/L | Order data bus |
| 15 | LED A | - | LED Power Supply(+5 Volt) |
| 16 | LED K | - | LED Power Supply (0 Volt) |

Sumber: LMB162ADC LCD Module User Manual, 2004: 4

Pengiriman data ke LCD ada dua macam yaitu data sebagai instruksi dan data sebagai character yang kita tampilkan di layar. Keduanya dibedakan oleh sebuah kaki yang diberi nama RS (*Register Select*) dimana bila logika = '1' (*high*) maka data yang diterima LCD adalah data character sedangkan bila RS = '0' (*low*) maka data yang diterima LCD adalah data instruksi bagi LCD.

2.11 Buzzer

Buzzer adalah sebuah komponen elektronika yang berfungsi untuk mengubah getaran listrik menjadi getaran suara. Pada dasarnya prinsip kerja *buzzer* dalam tugas akhir ini hampir sama dengan *loud speaker*, jadi *buzzer* juga terdiri dari kumparan yang terpasang pada diafragma dan kemudian kumparan tersebut dialiri arus sehingga menjadi elektromagnet, kumparan tadi akan tertarik ke dalam atau keluar, tergantung dari arah arus dan polaritas magnetnya, karena kumparan dipasang pada diafragma maka setiap gerakan kumparan akan menggerakkan diafragma secara bolak-balik sehingga membuat udara bergetar yang akan menghasilkan suara. *Buzzer* biasa digunakan sebagai indikator bahwa proses telah selesai atau terjadi suatu kesalahan

pada sebuah alat (alarm). *Buzzer* yang digunakan dalam pembuatan alat ini ditunjukkan dalam Gambar 2.13.



Gambar 2. 13 *Buzzer*

Sumber: [http:// www.chinasound.com](http://www.chinasound.com)

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Untuk menyelesaikan rumusan masalah dan merealisasikan tujuan penelitian yang terdapat di bab pendahuluan maka diperlukan metode untuk menyelesaikan masalah tersebut. Langkah-langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang dirancang adalah studi literatur, penentuan spesifikasi alat, perancangan dan pembuatan alat, pengujian alat, dan pengambilan kesimpulan.

3.1 Studi Literatur

Literatur yang dibutuhkan adalah dasar teori yang berhubungan dengan alat yang akan dirancang, yaitu sebagai berikut:

- a. Jantung
- b. Metode PhotoPlethysmograph
- c. Penyakit Jantung Koroner, Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- d. LED (*light-emitting diode*)
- e. LDR (*Light Dependent Resistor*)
- f. High Pass Filter dan Low Pass Filter
- g. Op-Amp Non Inverting
- h. Mikrokontroller Atmega16
- i. LCD
- j. Buzzer.

3.2 Penentuan Spesifikasi Alat

Sebelum melakukan perencanaan dan perealisasiian alat, maka ditentukan spesifikasi alat yang akan dibuat. Adapun spesifikasi alat yang akan direalisasikan sebagai berikut:

- a. Jangkauan jumlah detak jantung permenit yang dapat dihitung adalah 10 - 300 bpm disesuaikan dengan rate detak dari penyakit jantung bradikardia dan takikardia.
- b. Terdapat suara pemberitahuan apabila terdeteksi aritmia dan atau detak jantung kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm.
- c. Terdapat penampil menggunakan LCD untuk setiap perubahan jumlah detak jantung dan jenis penyakit yang terjadi.
- d. Sistem menggunakan catu daya baterai 12 volt.

3.3 Perancangan dan Perealisasian Alat

3.3.1 Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok

- a. Pembuatan blok diagram lengkap sistem.
- b. Penentuan dan perhitungan komponen yang akan digunakan.
- c. Desain papan rangkaian tercetak (PCB) menggunakan *software Eagle Layout Editor*.
- d. Merakit perangkat keras masing-masing blok.

3.3.2 Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak

Setelah kita mengetahui seperti apa perangkat keras yang dirancang, maka kita membutuhkan perangkat lunak untuk mengendalikan dan mengatur kerja dari alat ini. Desain dan parameter yang telah dirancang kemudian diterapkan kedalam mikrokontroler ATmega8 dengan menggunakan bahasa C dan *compiler CodeVision AVR*.

3.4 Pengujian Alat

Untuk memastikan bahwa sistem ini berjalan sesuai yang direncanakan maka perlu dilakukan pengujian alat meliputi perangkat keras (*hardware*) yang dilakukan baik per blok rangkaian maupun keseluruhan sistem.

3.5 Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan tujuan untuk menyesuaikan nilai tegangan dan arus yang diijinkan bekerja dalam komponen berdasarkan data sekunder komponen yang diambil dari buku data komponen elektronika maupun dari *datasheet*.

3.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian sistem secara keseluruhan dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui unjuk kerja alat setelah perangkat keras dan perangkat lunak diintegrasikan bersama.

3.7 Pengambilan Kesimpulan

Pengambilan kesimpulan dilakukan setelah didapatkan hasil dari pengujian. Jika hasil yang diperoleh telah sesuai dengan spesifikasi yang direncanakan maka alat tersebut telah memenuhi harapan dan memerlukan pengembangan untuk penyempurnaannya.

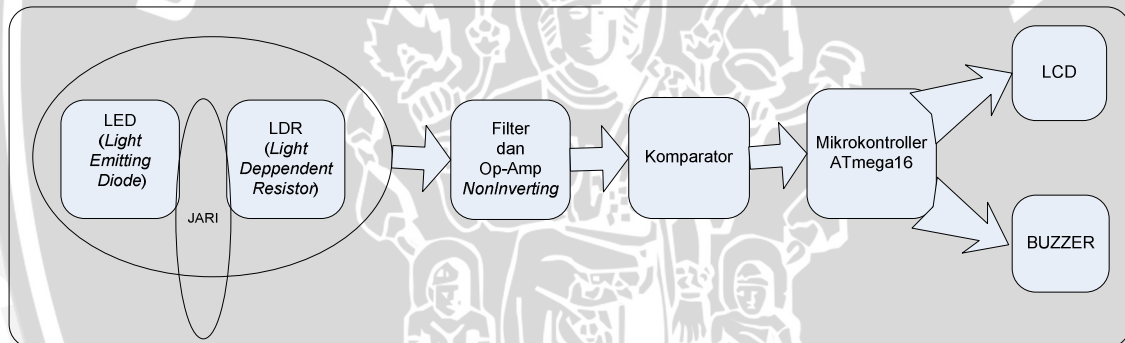
BAB IV PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

Perancangan alat ini dilakukan secara bertahap dalam bentuk blok sehingga akan memudahkan dalam analisis pada setiap bloknya maupun secara keseluruhan. Perancangan ini terdiri atas:

- Perancangan sistem.
- Perancangan perangkat keras (perancangan catu daya, perancangan sensor, perancangan filter dan op-amp *noninverting*, perancangan komparator, perancangan sistem minimum mikrokontroler, perancangan rangkaian LCD, perancangan rangkaian buzzer dan perancangan mekanik alat).
- Perancangan perangkat lunak mikrokontroler.

4.1 Perancangan Sistem

Diagram blok sistem yang dirancang ditunjukkan dalam Gambar 4.1.



Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem

Pengukuran denyut dilakukan dari denyut fisik jantung melalui pembuluh darah. Aliran darah disensor menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang di jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi volume aliran darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan oleh filter dan penguat operasional untuk dipilih sinyal dengan frekuensi antara 0,16 – 5 Hz. Keluaran dari filter dan penguat operasional masuk ke komparator untuk dikonversi menjadi level tegangan digital 0 – 4,5 volt. Kemudian sinyal yang masuk yang berupa sinyal digital diolah di mikrokontroler untuk mendapatkan jumlah

detak jantung permenit. Setelah didapatkan detak jantung permenitnya, maka dapat dideteksi apakah ada jantung normal, aritmia, takikardia maupun bradikardia.

Detak jantung permenit atau beat rata-rata didapat dari detak jantung selama 5 detik yang akan dijumlahkan kemudian dikalikan dengan 60, sehingga didapatkan detak jantung permenit. Sedangkan untuk pengambilan data detak jantung aritmia, diambil detak jantung per 5 detik atau beat sesaat nya, yaitu dengan menghitung interval per 5 detik tersebut.

Ketika alat mendeteksi adanya aritmia takikardia, aritmia bradikardia, takikardia dan bradikardia maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

4.2 Perancangan Perangkat Keras

4.2.1 Perancangan Catu Daya

Pada perancangan catu daya ini membutuhkan catu daya sebesar 6 volt untuk catu op-amp, 5,3 volt untuk sensor dan 5 volt untuk mikrokontroler, LCD dan buzzer.

Rangkaian catu daya ini menggunakan tegangan keluaran sesuai dengan datasheet LM78XX. Regulator yang digunakan adalah jenis LM7806 yang memiliki tegangan keluaran min 5,7 volt dan max 6,3 volt. Regulator yang kedua adalah jenis LM7805 yang memiliki tegangan keluaran min 4,8 volt dan max 5,2 volt.

Pada sensor dibutuhkan tegangan 5,3 volt. Maka dirancanglah rangkaian catu daya yang seperti ditunjukkan dalam gambar dengan perhitungan:

$$V_{cc_6v} = 6 \text{ volt}$$

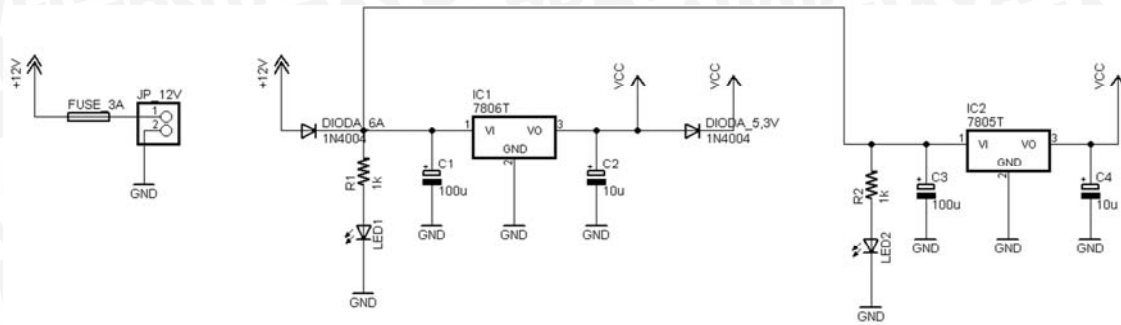
$$V_{dioda} = 0,7 \text{ volt}$$

$$V_{5,3v} = V_{cc_6v} - V_{dioda}$$

$$= 6 - 0,7$$

$$= 5,3 \text{ volt}$$

Rangkaian catu daya ditunjukkan dalam Gambar 4.2.

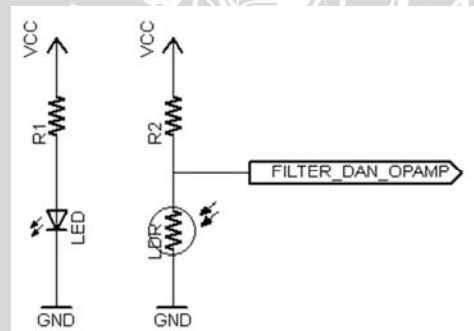


Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya

Besarnya resistor dan kapasitor yang digunakan adalah berdasarkan datasheet regulator 7805 dan 7806.

4.2.2 Perancangan Sensor

Sensor yang digunakan adalah sensor yang terbuat dari LED (*Light Emitting Diode*) yang berfungsi sebagai pemancar cahaya dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Rangkaian sensor ditunjukkan dalam Gambar 4.3.



Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor

Berdasarkan datasheet LED maka besar R_1 pada pemancar cahaya dapat ditentukan dalam persamaan:

$$V_{cc} = 5,3 \text{ volt} ; V_{led} = 2,2 \text{ volt}$$

$$R_1 = \frac{V_{cc} - V_{led}}{I_{led}}$$

$$R_1 = \frac{5,3 - 2,2}{30 \cdot 10^{-3}}$$

$$R_1 = 103,33 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_1 digunakan resistor sebesar 100 Ω .

Pada bagian penerima cahaya, dari hasil pengukuran Resistansi LDR pada kondisi sebenarnya yaitu berkisar antara 4260Ω dan 4270Ω . Untuk menentukan R_2 maka digunakan rumus pembagi tegangan pada sensor dan dicari sensitivitas rangkaian potensiometernya (S). Maka besar R_2 ditunjukkan dalam persamaan:

$$V_o = \frac{R_{ldr}}{R_{ldr} + R_2} \cdot V_{cc}$$

$$= (R_{ldr} \cdot V_{cc}) \cdot (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$S = \frac{dV_o}{dR_{ldr}}$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_{ldr} \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$V' = -(R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$R_{ldr} V_{cc} - (R_{ldr} + R_2)^{-2} + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)^{-1} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc}) + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{-R_{ldr} \cdot V_{cc} + R_2 \cdot V_{cc} + R_{ldr} \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

Kemudian rumus Sensitivitas rangkaian potensiometer tersebut diturunkan lagi terhadap resistansi tetapnya.

$$\frac{dS}{dR_2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_2 \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$V' = -2 (R_{ldr} + R_2)^{-3}$$

$$R_2 V_{CC} - (-2 (R_{ldr} + R_2)^{-2}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)^{-2} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{CC}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^3} = 0$$

$$-2 R_2 \cdot V_{CC} + R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} = R_{ldr} \cdot V_{CC}$$

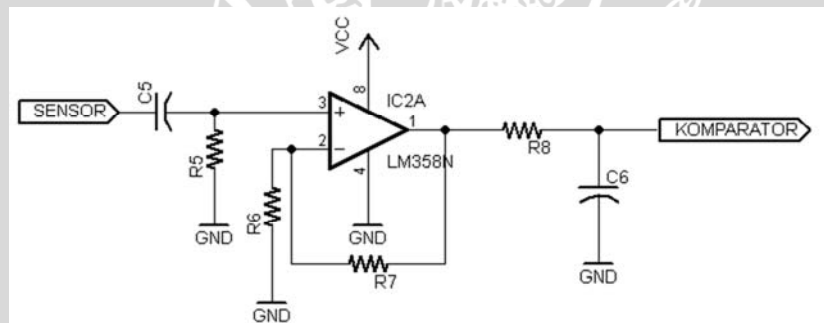
$$R_2 = R_{ldr}$$

$$R_2 = 4265 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_2 digunakan resistor sebesar $4k7\Omega$.

4.2.3 Perancangan Filter dan Op-Amp Noninverting

Rangkaian filter dan op-amp noninverting digunakan untuk menyaring frekuensi sensor yang diinginkan dan memperkuat sinyal keluaran sensor. Gambar rangkaian filter dan op-amp noninverting ditunjukkan dalam gambar 4.4.



Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting

Pada perancangan filter, frekuensi yang diinginkan dicari dari rate detak jantung per menit alat yang diinginkan. Pada Bradikardia, rate detak jantung umumnya kurang dari 60 bpm dengan batas minimal rata-rata 10 bpm dan Takikardia lebih dari 100 bpm dengan batas maksimal rata-rata 300 bpm. untuk frekuensi minimal dicari dari perhitungan sebagai berikut:

$$\text{detak jantung} = 10 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{10}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{10}{60} = 0,16 \text{ Hz}$$

Maka didapatkan frekuensi minimal 0,16 Hz. Sedangkan frekuensi maksimal dicari dari perhitungan berikut:

$$\text{detak jantung} = 300 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{300}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{300}{60} = 5 \text{ Hz}$$

Sehingga didapatkan frekuensi maksimal 5 Hz.

Oleh karena itu akan digunakan High Pass Filter dengan frekuensi cut off sebesar 0,16 Hz dan Low pass filter dengan frekuensi cut off sebesar 5 Hz.

Pada bagian HPF besarnya C dan R ditentukan oleh persamaan:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_5 C_5}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot C_5}$$

Dengan menggunakan C_5 sebesar 1μ F. Maka R_5 dapat diketahui sebesar:

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot 1\mu}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28 \cdot 10^{-6} \cdot R_5}$$

$$R_5 = \frac{1}{1,0048 \cdot 10^{-6}}$$

$$R_5 = 995k \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_5 digunakan resistor sebesar $1M\Omega$.

Pada bagian op-amp noninverting, akan dirancang dengan penguatan sebesar 112,5 kali untuk mendapatkan tegangan keluaran dengan level 0 – 4,5 Volt dari sinyal masukan dengan level tegangan 0 – 40mV. Besarnya R pada op-amp noninverting ditentukan dari persamaan berikut:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right) V_{in}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

Dengan R_6 sebesar $1k\Omega$ maka didapatkan R_7 sebesar:

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{1k} \right)$$

$$111,5 = \left(\frac{R_7}{1k} \right)$$

$$R_7 = 111,5k\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka digunakan R_7 sebesar $120k\Omega$.

Pada bagian LPF, untuk mendapatkan frekuensi cut off sebesar 5 Hz, maka besarnya R_8 dan C_6 ditentukan oleh persamaan berikut:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_8 C_6}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. C_6}$$

Dengan menggunakan C_6 sebesar $1\mu \text{ F}$. Maka R_8 dapat diketahui sebesar:

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. 1\mu}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28. 10^{-6}. R_8}$$

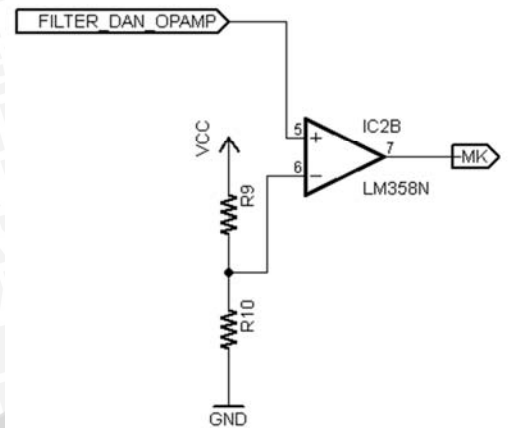
$$R_8 = \frac{1}{3,14. 10^{-5}}$$

$$R_8 = 31 \text{ k}\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_8 digunakan resistor sebesar $33 \text{ k}\Omega$.

4.2.4 Perancangan Rangkaian Komparator

Rangkaian komparator dibutuhkan untuk mengubah sinyal analog dari keluaran filter dan op-amp noninverting menjadi sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 Volt untuk masukan mikrokontroler. Gambar rangkaian komparator ditunjukkan dalam gambar 4.5.



Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator

Besarnya R pada komparator ditentukan oleh persamaan berikut:

$$V_{ref} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) V_{cc}$$

Diinginkan V_{ref} sebesar 2 volt, maka:

$$2 = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) 6$$

$$\frac{1}{3} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right)$$

$$(R_9 + R_{10}) = 3R_{10}$$

$$R_9 = 2R_{10}$$

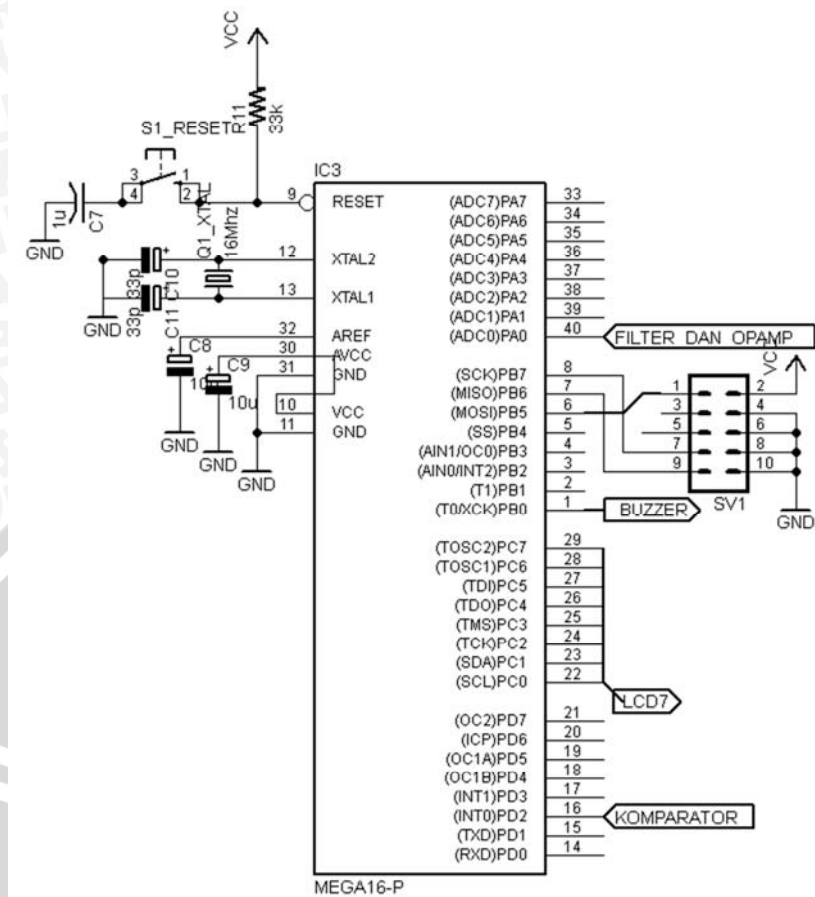
Jika R_{10} sebesar $1k\Omega$ maka:

$$R_9 = 2k\Omega$$

Jadi besar R_9 adalah $2k\Omega$ dan R_{10} adalah $1k\Omega$.

4.2.5 Perancangan Sistem Mikrokontroler

Mikrokontroler yang digunakan dalam alat ini adalah ATmega16, mikrokontroler ini dirancang untuk melakukan pemrosesan dan pengolahan data dari sensor kemudian dikeluarkan melalui LCD dan buzzer. Rangkaian sistem mikrokontroler ditunjukkan dalam Gambar 4.6.



Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroler

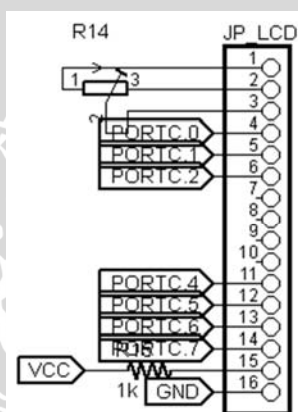
Mikrokontroler ATmega16 memiliki 4 port *input-outputbidirectional* yang dapat diprogram, yaitu PORTA, PORTB, PORTC, dan PORTD masing-masing 8 bit. Pembagian pin mikrokontroler yang digunakan dalam perancangan alat ini adalah:

- 1) PORT A
 - a) PORTA.0 digunakan sebagai data input dari filter dan op-amp noninverting.
- 2) PORT B
 - a) PORTB.0 digunakan sebagai data output ke buzzer.
 - b) PORTB.5 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MOSI-SPI)
 - c) PORTB.6 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MISO-SPI)
 - d) PORTB.7 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (SCK-SPI)
- 3) PORT C
 - a) PORTC.0 digunakan sebagai pengirim perintah RS pada LCD.
 - b) PORTC.1 digunakan sebagai pengirim perintah R/W pada LCD.

- c) PORTC.2 digunakan sebagai pengirim perintah *enable* pada LCD.
 - d) PORTC.4-PORTC.7 digunakan sebagai jalur data pada LCD port D4-D7.
- 4) PORT D
- a) PORTD.2 digunakan sebagai data input dari komparator.

4.2.6 Perancangan Rangkaian LCD

Perancangan antara mikrokontroler dengan LCD menggunakan tujuh buah pin, yaitu PORTC.0 untuk pin RS (*Register Select*), PORTC.1 untuk R/W (*Read/Write*), PORTC.2 untuk EN (*Enable*), dan PORTC.4 – PORTC.7 untuk jalur alamat DB4-DB7. Perancangan rangkaian LCD ditunjukkan dalam Gambar 4.7.

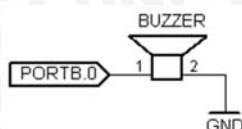


Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD

Kaki nomor 3 digunakan untuk mengatur kontras LCD, pada kaki ini digunakan variabel resistor dengan nilai 10 k Ω . Sedangkan kaki nomor 15 digunakan untuk mengatur lampu *back light* LCD dengan penambahan resistor 1k ohm.

4.2.7 Perancangan Rangkaian Buzzer

Rangkaian ini digunakan untuk mengaktifkan *buzzer*, sehingga pada saat mikrokontroler memberikan logika 1 (*high*) maka *buzzer* akan berbunyi, dan pada saat mikrokontroler memberikan logika 0 (*low*) maka *buzzer* tidak akan berbunyi. Dalam perancangan ini, *buzzer* akan berbunyi apabila alat mendeteksi adanya penyakit jantung koroner pada pasien. Perancangan rangkaian buzzer ditunjukkan dalam Gambar 4.8.



Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka Buzzer

4.3 Perancangan Perangkat Lunak

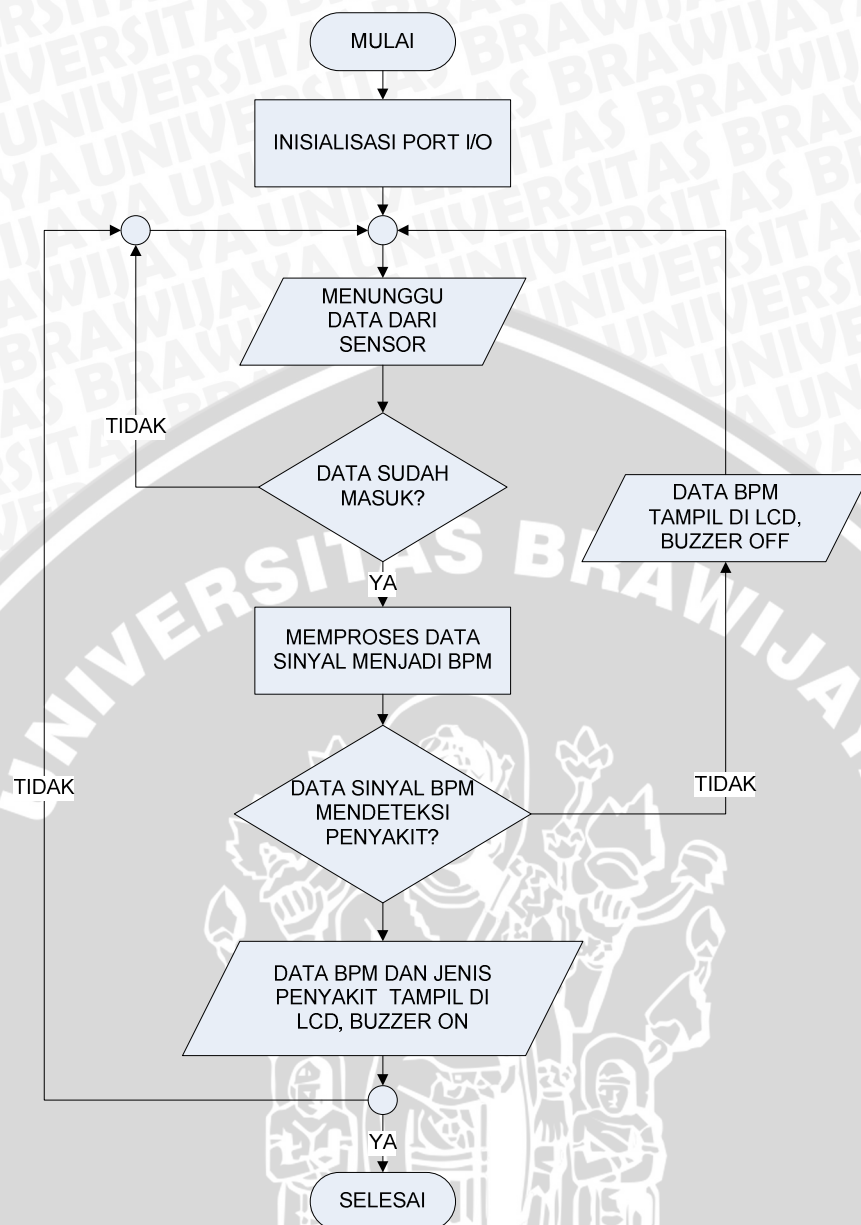
Perancangan perangkat lunak terdiri atas perancangan perangkat lunak pengambilan dan pengolahan data sensor dan perancangan perangkat lunak LCD dan buzzer.

Saat sistem diaktifkan yang pertama kali dilakukan adalah menginisialisasi variabel, inisialisasi register, inisialisasi LCD dan buzzer. Pada proses penginisialisasian register dilakukan pengaturan fitur interrupt external, timer dan I/O. Ketika sistem diaktifkan, sistem secara otomatis mengecek ada atau tidaknya perubahan logika dari variabel masukan pada port input mikrokontroler dari keluaran komparator, setelah terdapat perubahan logika, maka sub fungsi akan mengambil data dari rising edge dan menghitung waktunya. Setelah didapatkan data perdetik, data akan di proses lagi untuk didapatkan data beat per menit nya. Setelah itu baru diolah di program utama untuk dideteksi apakah jumlah detak jantung permenitnya terdapat indikasi penyakit jantung koroner. Indikasi penyakit didapat dengan cara:

1. Aritmia : apabila terdapat detak yang terjadi kurang dari 0,6 detik dan lebih dari 1 detik pada setiap 10 periode detak jantung.
2. Aritmia takikardia : apabila jumlah detak per menit lebih dari 100 bpm.
3. Aritmia bradikardia : apabila jumlah detak per menit kurang dari 60 bpm.

Apabila mikrokontroler mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner diatas, maka LCD akan menampilkan peringatan dan buzzer akan berbunyi selama 5 detik. Selama program masih mendeteksi adanya indikasi penyakit.

Gambar flowchart program mikrokontroler ditunjukkan dalam gambar 4.9.

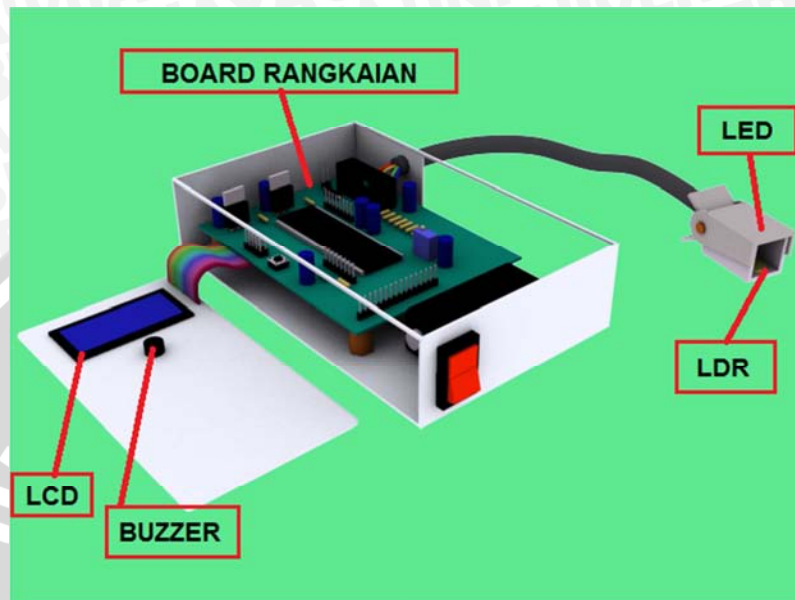


Gambar 4.9 flowchart program mikrokontroller

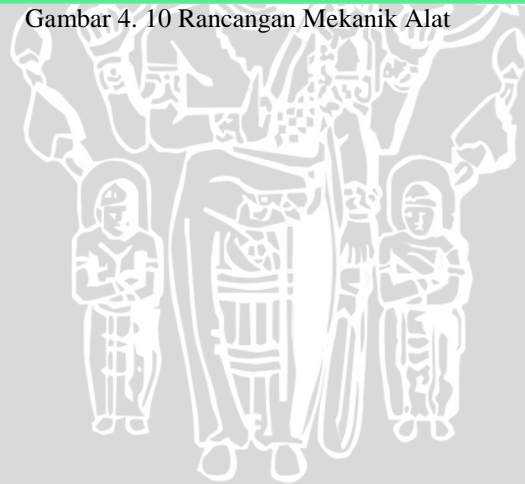
4.4 Perancangan Mekanik

Perancangan mekanik alat terdiri atas perancangan mekanik alat yang terpasang pada pasien dan perancangan mekanik alat pemantau yang terletak di ruang perawat.

Gambar 4.10 menunjukkan rancangan mekanik alat.



Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat



BAB V

PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pengujian dan analisis dilakukan untuk mengetahui apakah sistem telah bekerja sesuai perancangan. Pengujian dilakukan per blok kemudian secara keseluruhan. Adapun pengujian yang perlu dilakukan sebagai berikut:

- 1) Pengujian sensor.
- 2) Pengujian rangkaian *filter* dan op-amp *noninverting*.
 - a) Pengujian *high pass filter*.
 - b) Pengujian penguat operasional *noninverting*.
 - c) Pengujian *low pass filter*.
- 3) Pengujian rangkaian komparator.
- 4) Pengujian LCD.
- 5) Pengujian Buzzer.
- 6) Pengujian keseluruhan sistem.

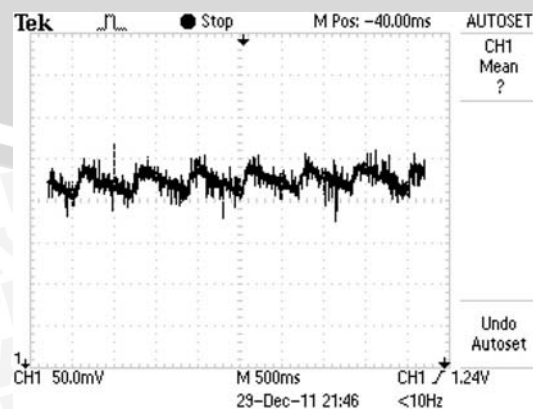
5.1 Pengujian Sensor

Pengujian sensor ini bertujuan untuk mengetahui amplitudo dan bentuk sinyal keluaran sensor. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan keluaran sensor dengan osiloskop TEKTRONIX TDS-1012B. Sensor dipasang pada jari dengan cara dijepit tepat pada letak pembuluh darah arteri di ujung jari telunjuk atau ibu jari tangan kiri. Rangkaian pengujian sensor dapat ditunjukkan dalam Gambar 5.1.



Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor

Gambar 5.2 menunjukkan hasil sinyal keluaran pengujian sensor.



Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor

Berdasarkan hasil pengujian diketahui amplitudo keluaran sensor sebesar 40mV. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa sensor sesuai perancangan.

5.2 Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting

5.2.1 Pengujian High Pass Filter

Pengujian High Pass Filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan blok diagram yang ditunjukkan dalam Gambar 5.3



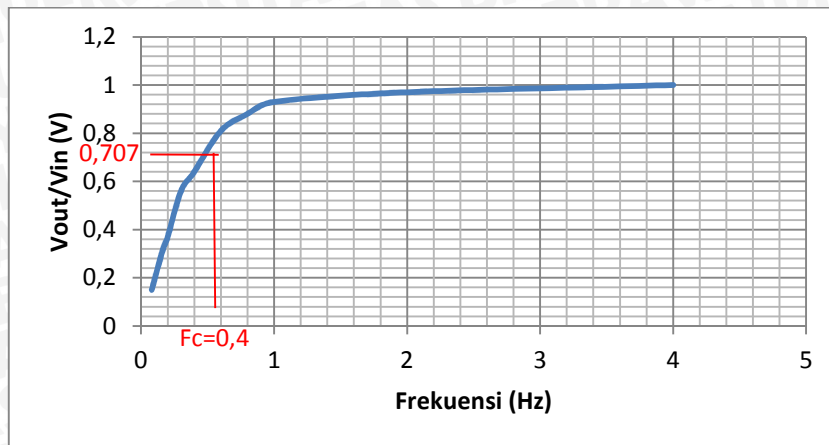
Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari high pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan frekuensi 0-10 Hz dan V_{pp} 1,8 volt sebagai masukan high pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 6 menunjukkan hasil keluaran pengujian high pass filter.

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter*

| Frekuensi (Hz) | V_{in} pp (volt) | V_{out} pp (volt) | V_{out}/V_{in} (volt) |
|----------------|--------------------|---------------------|-------------------------|
| 0,08 | 1,8 | 0,28 | 0,15 |
| 0,09 | 1,8 | 0,32 | 0,17 |
| 0,16 | 1,8 | 0,56 | 0,31 |
| 0,2 | 1,8 | 0,67 | 0,37 |
| 0,3 | 1,8 | 1,01 | 0,56 |
| 0,4 | 1,8 | 1,16 | 0,64 |
| 0,6 | 1,8 | 1,47 | 0,81 |
| 0,8 | 1,8 | 1,6 | 0,88 |
| 1 | 1,8 | 1,68 | 0,93 |
| 2 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 4 | 1,8 | 1,81 | 1 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam Tabel 6 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam Gambar 5.4.

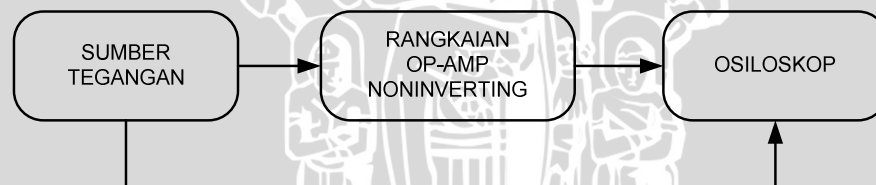


Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Berdasarkan hasil pengujian high pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 0,16 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 0,4 Hz.

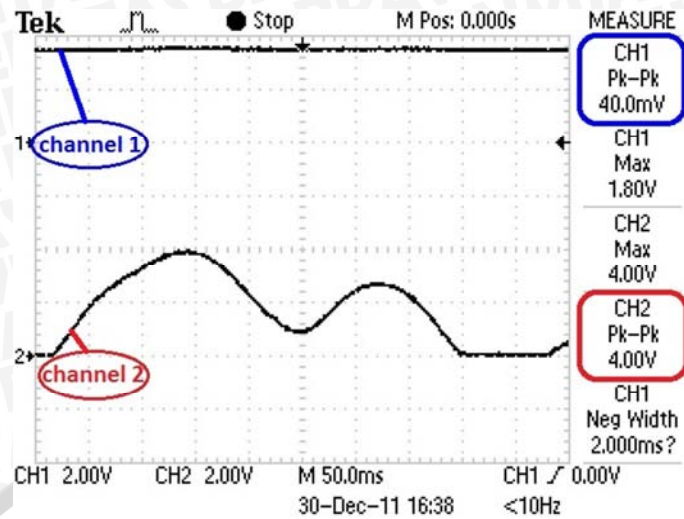
5.2.2 Pengujian Op-Amp Noninverting

Pengujian op-amp noninverting ini bertujuan untuk mengetahui besarnya penguatan yang dihasilkan, apakah telah sesuai atau tidak. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.5.



Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari penguat dengan channel 1 osiloskop dan keluaran dari penguat dengan channel 2 osiloskop. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 40mV sebagai masukan dari penguat. Kemudian dilihat hasil tegangan keluarannya. Gambar 5.6 menunjukkan hasil pengujian rangkaian op-amp noninverting.



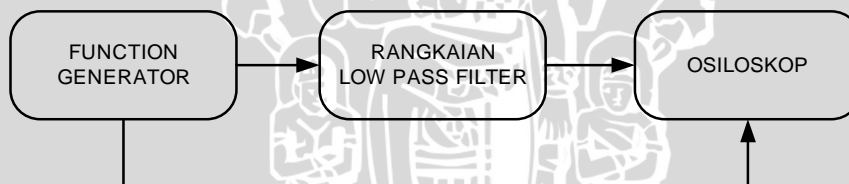
Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Dari hasil pengujian didapatkan tegangan keluaran sebesar 4V sehingga besarnya penguatan yang dihasilkan adalah:

$$A_V = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4V}{40mV} = 100 \text{ kali} \dots \dots \dots (5.1)$$

5.2.3 Pengujian Low Pass Filter

Pengujian low pass filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.7.



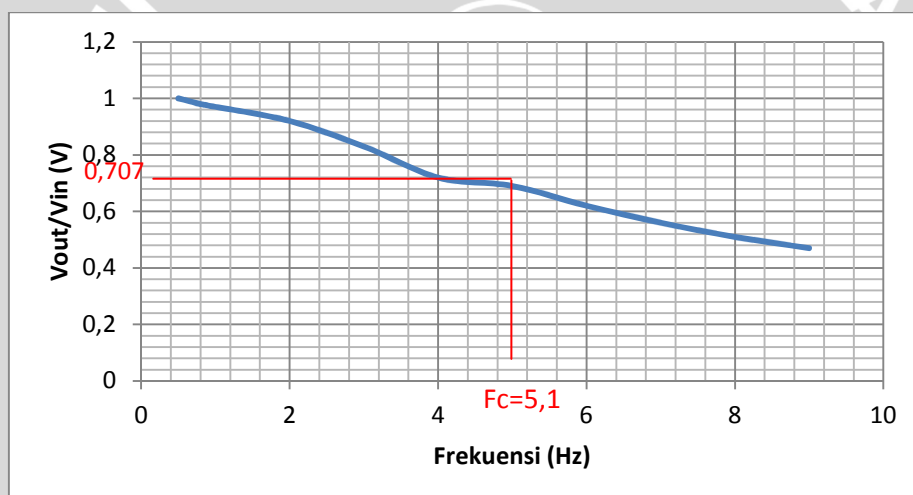
Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari low pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan V_{pp} 5v sebagai masukan low pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 7 menunjukkan hasil keluaran pengujian low pass filter.

Tabel 7 Hasil Pengujian Low Pass Filter

| Frekuensi (Hz) | Vin pp (volt) | Vout pp (volt) | Vout/Vin (volt) |
|----------------|---------------|----------------|-----------------|
| 0,5 | 1,8 | 1,8 | 1 |
| 0,8 | 1,8 | 1,78 | 0,98 |
| 1 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 2 | 1,8 | 1,66 | 0,92 |
| 3 | 1,8 | 1,5 | 0,83 |
| 4 | 1,8 | 1,3 | 0,72 |
| 5 | 1,8 | 1,25 | 0,69 |
| 6 | 1,8 | 1,12 | 0,62 |
| 7 | 1,8 | 1,02 | 0,56 |
| 8 | 1,8 | 0,93 | 0,51 |
| 9 | 1,8 | 0,85 | 0,47 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam tabel 7 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam gambar 5.8.



Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

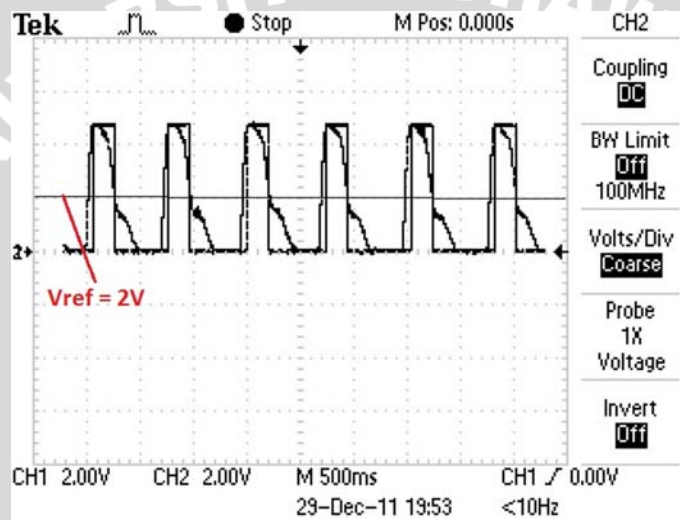
Berdasarkan hasil pengujian Low pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 5 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 5,1 Hz.

5.3 Pengujian Komparator

Pengujian komparator ini bertujuan untuk mengetahui besarnya V_{ref} dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.9.

Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator

Pengujian dilakukan dengan cara menghubungkan channel 1 osiloskop dengan sinyal masukan dari op-amp non inverting dan channel 2 osiloskop dengan sinyal keluaran dari komparator. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 4,5 V sebagai masukan dari penguat yang nantinya akan menjadi masukan di rangkaian komparator. Kemudian dilihat hasil V_{ref} dan bentuk sinyal keluarannya. Gambar 5.10 menunjukkan hasil pengujian rangkaian komparator.

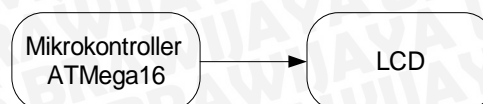


Gambar 5. 10 Hasil Pengujian Rangkaian Komparator

Dari hasil pengujian didapatkan V_{ref} sebesar 2 volt dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan adalah sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 volt. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa pengujian rangkaian komparator telah sesuai dengan perancangan.

5.4 Pengujian LCD

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui keberhasilan LCD menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler. Pengujian LCD dilakukan dengan menghubungkan LCD dengan mikrokontroler yang sudah berisi perangkat lunak untuk menampilkan tulisan tertentu. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.11.



Gambar 5. 11 Blok Diagram Pengujian LCD

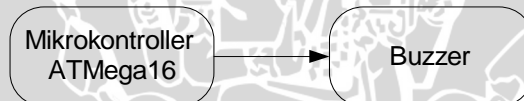
Pada pengujian ini, mikrokontroler diberikan program agar LCD dapat menampilkan tulisan “PASIEN RAWATINAP” pada baris pertama dan tulisan “JANTUNG KORONER” pada baris kedua. Kemudian *board* mikrokontroler diaktifkan dengan memberi catu daya sebesar 5 volt. Tampilan hasil pengujian modul LCD ditunjukkan dalam Gambar 5.12. Dari hasil pengujian dapat disimpulkan bahwa rangkaian LCD dapat menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler.



Gambar 5. 12 Hasil Pengujian LCD

5.5 Pengujian Buzzer

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui apakah rangkaian yang dirancang dapat mengaktifkan buzzer. Pengujian buzzer dilakukan dengan menggunakan program dari mikrokontroler Atmega16. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.13.



Gambar 5. 13 Blok Diagram Pengujian LCD

Pada pengujian ini, mikrokontroler diberi diberikan program untuk mengaktifkan buzzer dan ketika diberi logika 1 (high) dan tidak aktif jika diberikan logika 0 (low). Tabel 8 menunjukkan hasil keluaran pengujian buzzer.

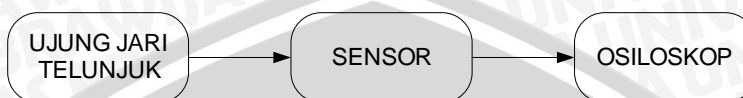
| Logika MK Atmega16 | Buzzer |
|--------------------|-------------|
| 1 | Aktif |
| 0 | Tidak aktif |

5.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

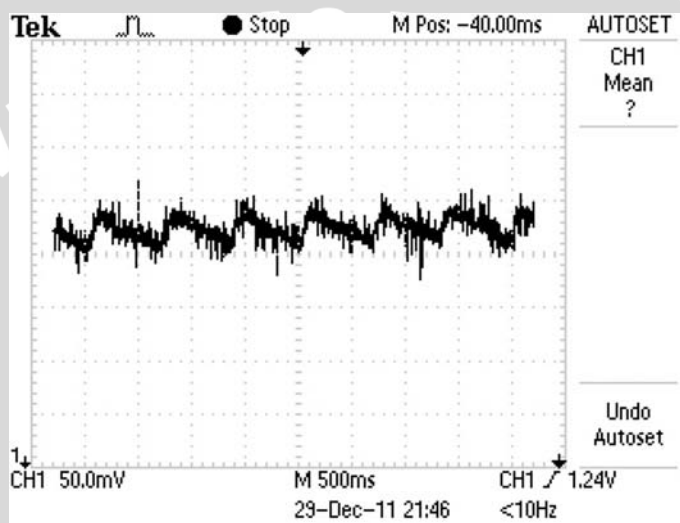
Pengujian keseluruhan sistem dilakukan dengan cara menggabungkan semua bagian alat yang dibuat dan melihat kinerja alat. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kinerja alat yang dibuat apakah telah bekerja sesuai dengan yang diharapkan.

Pengujian ini diawali dengan memasang sensor pada ujung jari telunjuk tangan kiri kemudian menghubungkan keluaran masing-masing blok ke osiloskop, hal ini

bertujuan untuk mengetahui bentuk sinyal dari masing-masing blok secara berurutan sesuai diagram blok pada perancangan. Selanjutnya dilakukan pengujian keseluruhan sistem dengan cara menguji adanya aritmia, takikardia dan bradikardia. Pengujian adanya penyakit jantung koroner ini diawali dengan penghitungan detak jantung permenit oleh alat. Gambar 5.14 menunjukkan diagram blok pengujian sensor pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.15 menunjukkan sinyal keluaran sensor.



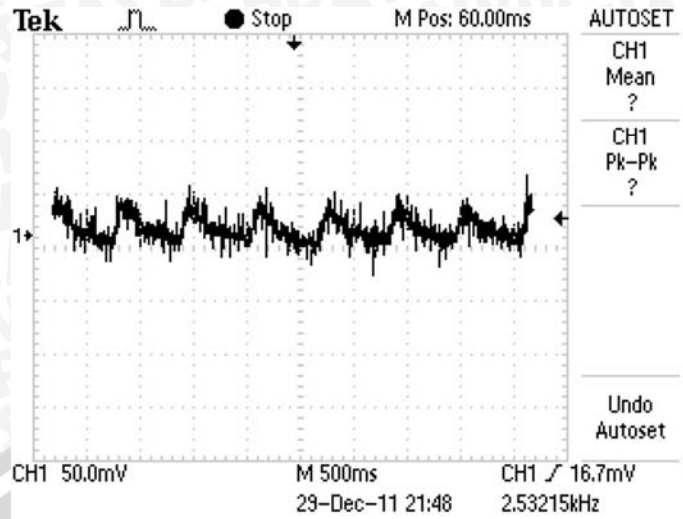
Gambar 5. 14 Diagram Blok Pengujian Sensor



Gambar 5. 15 Sinyal Keluaran Sensor

Gambar 5.16 menunjukkan diagram blok pengujian high pass filter pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.17 menunjukkan sinyal keluaran high pass filter.

Gambar 5. 16 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

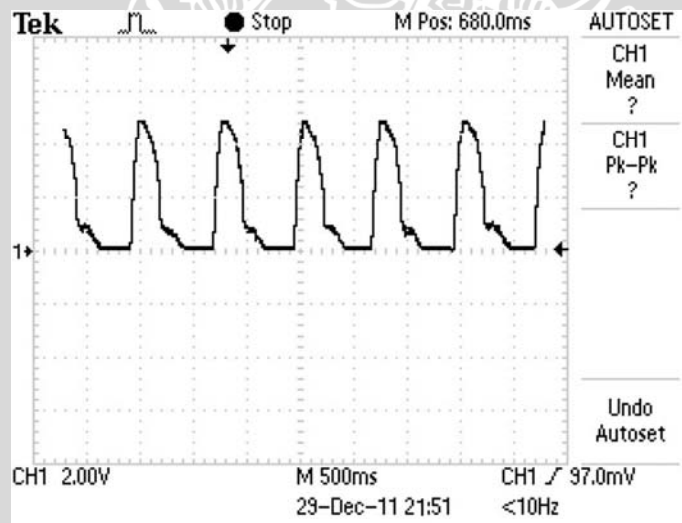


Gambar 5. 17 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Gambar 5.18 menunjukkan diagram blok pengujian penguat operasional *noninverting* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.19 menunjukkan sinyal keluaran penguat operasional *noninverting*.

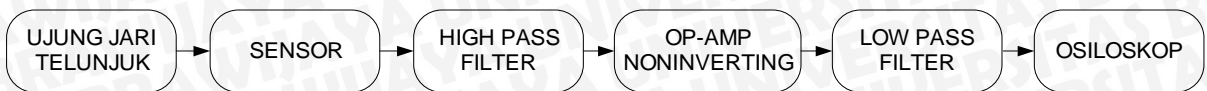


Gambar 5. 18 Diagram Blok Pengujian Penguat Operasional *Noninverting*

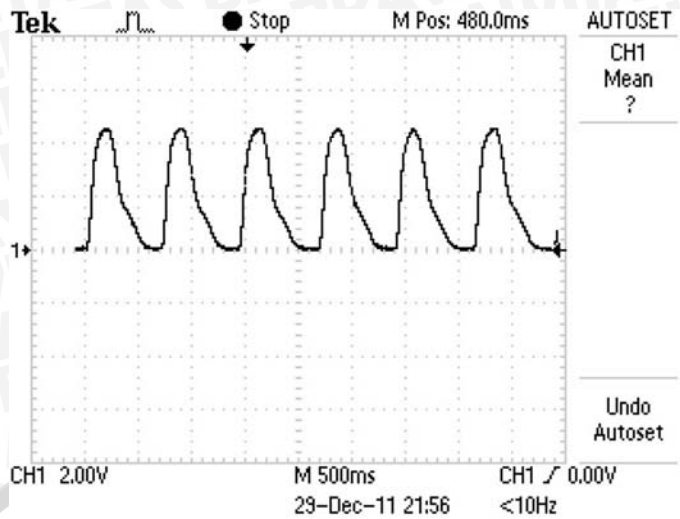


Gambar 5. 19 Sinyal Keluaran Penguat Operasional *Noninverting*

Gambar 5.20 menunjukkan diagram blok pengujian *low pass filter* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.21 menunjukkan sinyal keluaran *low pass filter*.

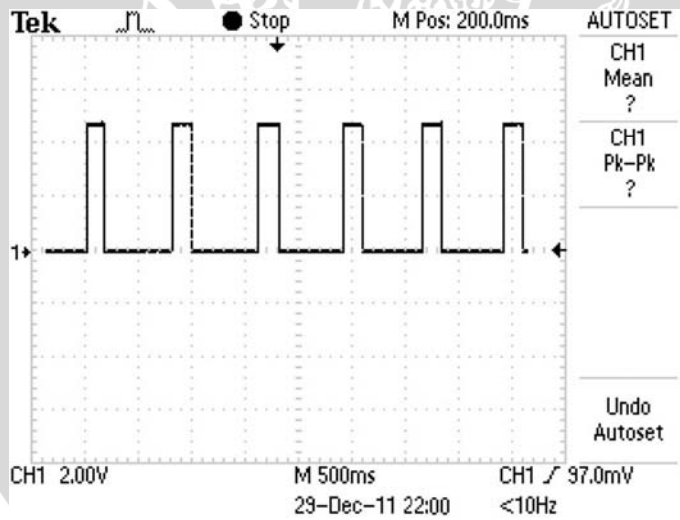


Gambar 5. 20 Diagram Blok Pengujian *Low Pass Filter*

Gambar 5. 21 Sinyal Keluaran *Low Pass Filter*

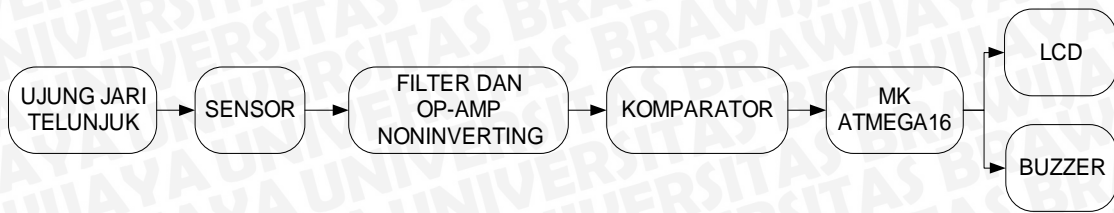
Gambar 5.22 menunjukkan diagram blok pengujian komparator pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.23 menunjukkan sinyal keluaran komparator.

Gambar 5. 22 Diagram Blok Pengujian Komparator

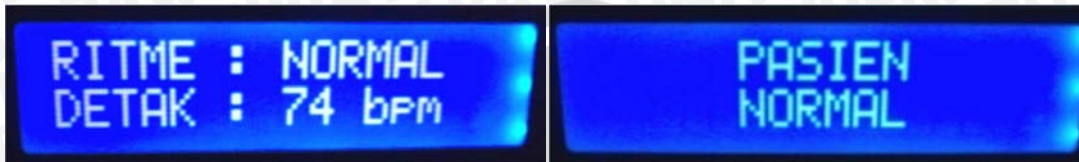


Gambar 5.23 Sinyal Keluaran Komparator

Gambar 5.24 menunjukkan diagram blok pengujian sistem secara keseluruhan dan Gambar 5.25 menunjukkan tampilan LCD hasil pengujian keseluruhan sistem.



Gambar 5.24 Diagram Blok Pengujian Keseluruhan



Gambar 5.25 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal

Untuk mengetahui adanya indikasi penyakit aritmia, takikardia dan bradikardia pertama-tama kita harus menghitung jumlah detak jantung permenit, setelah mendapatkan detak jantung permenitnya maka dapat ditentukan indikasi penyakit apakah yang terdeteksi.

Pengujian terdiri menjadi 2 bagian yaitu pengujian perhitungan detak jantung per menit yang dilakukan dengan membandingkan hasil pembacaan alat dengan perhitungan manual. Perhitungan manual dilakukan dengan cara menghitung denyut nadi setiap satu menit. Dan pengujian mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner, yaitu:

1. Aritmia (Ritme jantung tidak teratur)
2. Aritmia takikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung lebih dari 100 bpm)
3. Aritmia bradikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung kurang dari 60 bpm)
4. Normal (Ritme jantung teratur, detak jantung 60-100 bpm)

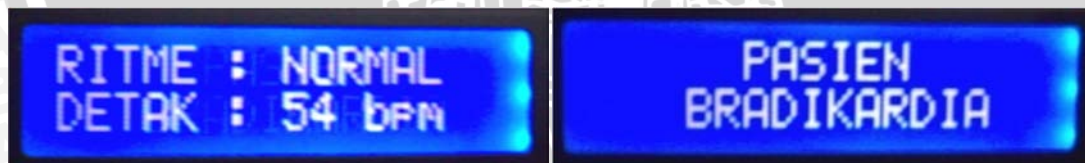
Tabel 9 menunjukkan perbandingan antara hasil pembacaan jumlah detak jantung per menit dengan hasil perhitungan dan Gambar 5.26 , Gambar 5.27 dan Gambar 5.28 menunjukkan tampilan LCD hasil pembacaan alat.

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual

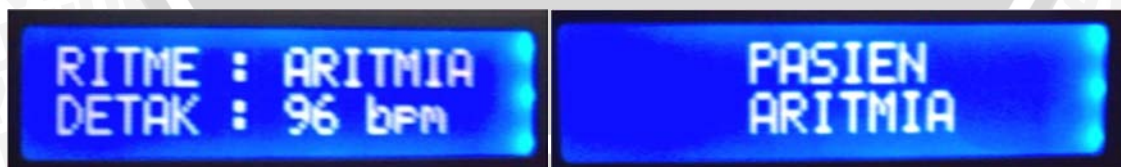
| No. | Pasien | Hasil Pembacaan Alat | | | Kondisi Buzzer | Hasil Perhitungan Manual (bpm) | Tingkat Kesalahan Perhitungan (%) |
|-----|----------|----------------------|----------------------------|--------------------------------|----------------|--------------------------------|-----------------------------------|
| | | Ritme | Jumlah Detak Jantung (bpm) | Jenis Penyakit yang Terdeteksi | | | |
| 1 | Pasien 1 | Normal | 46 | Bradikardia | Bunyi | 50 | 8 |
| 2 | | Normal | 54 | Bradikardia | Bunyi | 54 | 0 |
| 3 | | Normal | 58 | Bradikardia | Bunyi | 55 | 5,45 |
| 4 | | Normal | 75 | - | - | 64 | 17,1 |
| 5 | | Normal | 72 | - | - | 68 | 5,88 |
| 6 | Pasien 2 | Aritmia | 74 | Aritmia | Bunyi | 73 | 1,36 |
| 7 | | Aritmia | 78 | Aritmia | Bunyi | 80 | 2,5 |
| 8 | | Aritmia | 80 | Aritmia | Bunyi | 76 | 5,26 |
| 9 | | Aritmia | 81 | Aritmia | Bunyi | 80 | 1,25 |
| 10 | | Normal | 121 | Takikardia | Bunyi | 124 | 2,41 |
| 11 | Pasien 3 | Normal | 59 | Bradikardia | Bunyi | 60 | 1,66 |
| 12 | | Normal | 74 | - | - | 74 | 0 |
| 13 | | Normal | 83 | - | - | 79 | 5,06 |
| 14 | | Normal | 94 | - | - | 75 | 25,33 |
| 15 | | Normal | 101 | Takikardia | Bunyi | 101 | 0 |
| | | | | | | | 5,41 |



Gambar 5.26 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia



Gambar 5.27 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia



Gambar 5.28 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia

Hasil pengujian diambil dari 3 sample pasien yang berbeda, dengan penghitungan dengan waktu real time yang berbeda. Sehingga didapatkan hasil yang berbeda-beda pula.

Dari hasil pengujian ketepatan perhitungan jumlah detak jantung per menit didapatkan kesalahan rata-rata sebesar 5,41 %. Hal ini disebabkan perbedaan metode perhitungan yang digunakan. Hasil perhitungan secara langsung atau manual merupakan jumlah detak jantung dalam 15 detik yang kemudian diolah, dikalikan 4 sehingga didapat beat permenitnya. Sedangkan pada alat, hasil pembacaan merupakan nilai rata-rata dari lima periode detak jantung.

Dari tabel dan gambar hasil pengujian LCD juga dapat dilihat bahwa pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung normal tidak terkena penyakit, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung lebih dari 100 bpm terkena Takikardia, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung kurang dari 60 bpm terkena bradikardia dan pasien yang mempunyai ritme tidak normal dan detak jantung normal terkena aritmia. Kondisi buzzer juga telah terbukti berbunyi hanya ketika alat mendeteksi adanya penyakit. Hal ini sudah membuktikan bahwa program keseluruhan telah sesuai dengan perancangan.



BAB VI PENUTUP

6.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil perancangan dan pengujian yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Rangkaian pengkondisi sinyal untuk jumlah detak jantung antara 10 – 300 bpm terdiri atas rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,16 Hz, rangkaian penguat operasional *noninverting* dengan penguatan sebesar 110 kali, rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 5 Hz dan rangkaian komparator dengan tegangan referensi sebesar 2 volt.
- 2) Sistem Pendeteksi aritmia yang dirancang terdiri atas pengolah data dan penampil data. Pengolah data akan mengolah data dari sensor dan rangkaian pengkondisi sinyal kemudian hasilnya ditampilkan ke penampil data berupa tampilan LCD dan buzzer sebagai alat peringatan pada perawat.
- 3) Perangkat lunak mikrokontroler Atmega16 menggunakan bahasa C telah dapat mengambil data keluaran komparator, menghitung waktu hasil keluarannya, mengolahnya menjadi jumlah beat per menit dan menentukan jenis penyakit jantung koroner apa yang dideteksi. Mikrokontroler juga telah dapat menampilkan data jumlah beat per menit pada LCD, dan dapat mendeteksi adanya penyakit jantung berdasarkan data yang didapat dan dapat mengaktifkan buzzer sesuai dengan indikasi penyakit jantung koroner apa yang terdeteksi.

6.2 Saran

Saran-saran dalam pengimplementasian maupun peningkatan unjuk kerja sistem ini dapat diuraikan sebagai berikut:

- 1) Sistem yang dirancang hanya menyediakan satu sensor yang hanya dapat digunakan untuk satu pasien saja, sehingga dalam pengembangannya diharapkan dapat menyediakan lebih banyak sensor sehingga akan lebih banyak pasien yang dapat dipantau secara otomatis oleh sistem.
- 2) Sistem hanya dibuat untuk memantau aritmia, takikardia dan bradikardia saja, diharapkan untuk pengembangan selanjutnya dapat memantau lebih banyak jenis penyakit jantung koroner.



- 3) Sistem dapat dikembangkan untuk pasien rawat inap rumah pasca serangan jantung koroner, dengan pemanggilan dokter atau perawat menggunakan teknologi GPS, telepon atau sms.



DAFTAR PUSTAKA

- Adil, Ratna. 2009. *Perancangan Sistem Monitoring Online Pasca Pasien Penderita Jantung Koroner Berbasis Identifikasi Sinyal Elevasi ST*. Surabaya: Politeknik Elektronika Negeri Surabaya-Institut Teknologi Sepuluh November.
- Abdulloh, Yusuf. 2010. *Penghitng Detak Jantung Portabel Wireless dengan Media Penyimpan Komputer*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Atmel. 2007. *ATMEGA16/ATMEGA16L, 8-bit AVR with 16 kbytes in System Programable Flash*. www.atmel.com/literatur. Diakses tanggal: 26 Januari 2011.
- CUI INC. 2010. *Description: Magnetic Buzzer*. www.cui.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Damai Yanti, Asri. 2009. *Karakteristik Penderita Penyakit Jantung Koroner Rawat Inap di RSU Dr. Pirngadi Medan tahun 2003-2006*. Medan: Universitas Sumatera Utara
- Dharma, MD, FIHA, Surya. 2010. *Arrhythmia*. Jakarta: *Department of Cardiology and Vascular Medicine*, Universitas Indonesia.
- Elane. 2010. *2x16 LCD Module Datasheet*. www.elane.net. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Erliyanto, Machriz. 2008. *Perancangan Perangkat Monitoring Denyut Jantung Dengan Visualisasi Lcd Grafik Berbasis Atmel At89c51*. Bandung: Institut Teknologi Telkom.
- G, Jakson. 1984. *Cadiovasculer Update, Insight in to Heart Disease, Update Publications*. England.
- Khandpur, RS. 1997. *Handbook of Biomedical Instrumentation*. McGraw-hill.
- Koehler, Kenneth R. 1996. *The Human Cardiovascular System*. www.rwc.uc.edu/koehler/biophys.
- Mascaro, Stephen A. Dan H. Harry Asada. 2001. *Photoplethysmograph Fingernail Sensors For Measuring Forces Without Haptic Obstruction*. IEEE Transactions on Robotics AND Automation, vol 17, no.5.
- Miswanto, Andi Sulistiono. 2010. *Sistem Pendeteksi Musik Pada Model Robot Penari Dalam Studi Kasus Kontes Robot Seni Indonesia*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia. 2009. *Advanced Cardiac Life Support*. Jakarta: PERKI.
- Peacock, Todd, Chong-Meng Teh, K'lvin Sui dan Craig Williamson. 2001. *Design of a Heart Monitor*. Departement of Electrical and Computer Engineering Mississipi State University. Mississipi

- Richard, H, MD. 1980. *The American Heart Book*. The American Heart Association. USA.
- Roger L. Tokhrin. 1990. *Digital Electronic*. Mc Graw Hill Inc, Singapore.
- Setiawan, Jan. 2003. *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. Bogor: Institut Pertanian Bogor.
- Sunrom. 2008. *Light Dependent Resistor – LDR*. <http://www.sunrom.com>. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Sutrisno. 1987. *Elektronika, Teori dan Penerapannya*. Bandung: ITB
- Soemitro, Herman Widodo. 1992. *Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linier*. Jakarta: Erlangga
- Texas instrument. 2004. *LM158, LM258, LM358 Dual Operational Amplifiers*. www.alldatasheet.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Webster, John G. *Medical Instrumentation Application and Design*. New York: John Wiley and Sons.



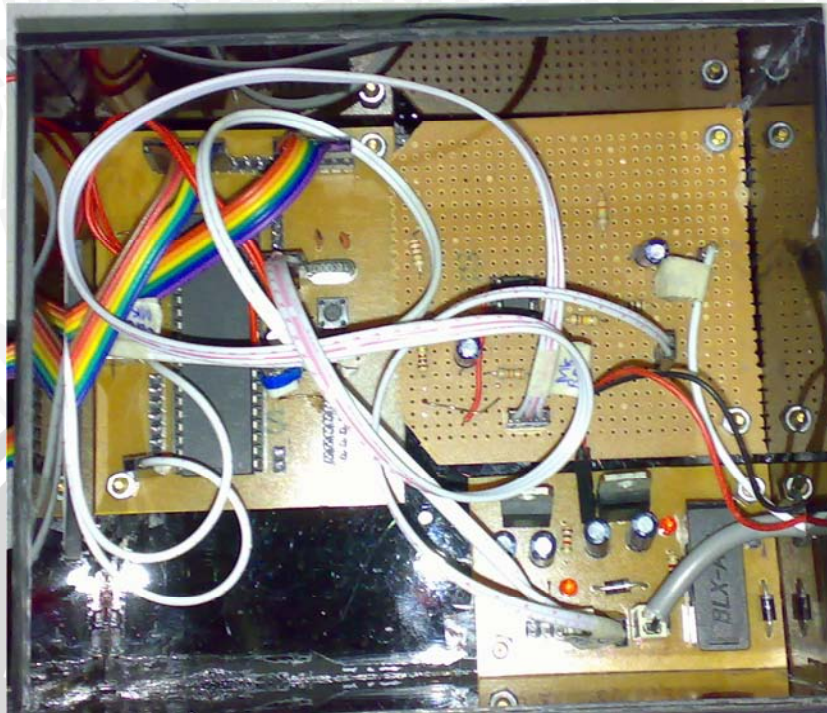
LAMPIRAN



LAMPIRAN I

FOTO ALAT





Gambar 1 Board Rangkaian di dalam Sistem



Gambar 2 Sistem Secara Keseluruhan



Gambar 3 Pemasangan Sensor pada Ujung Jari

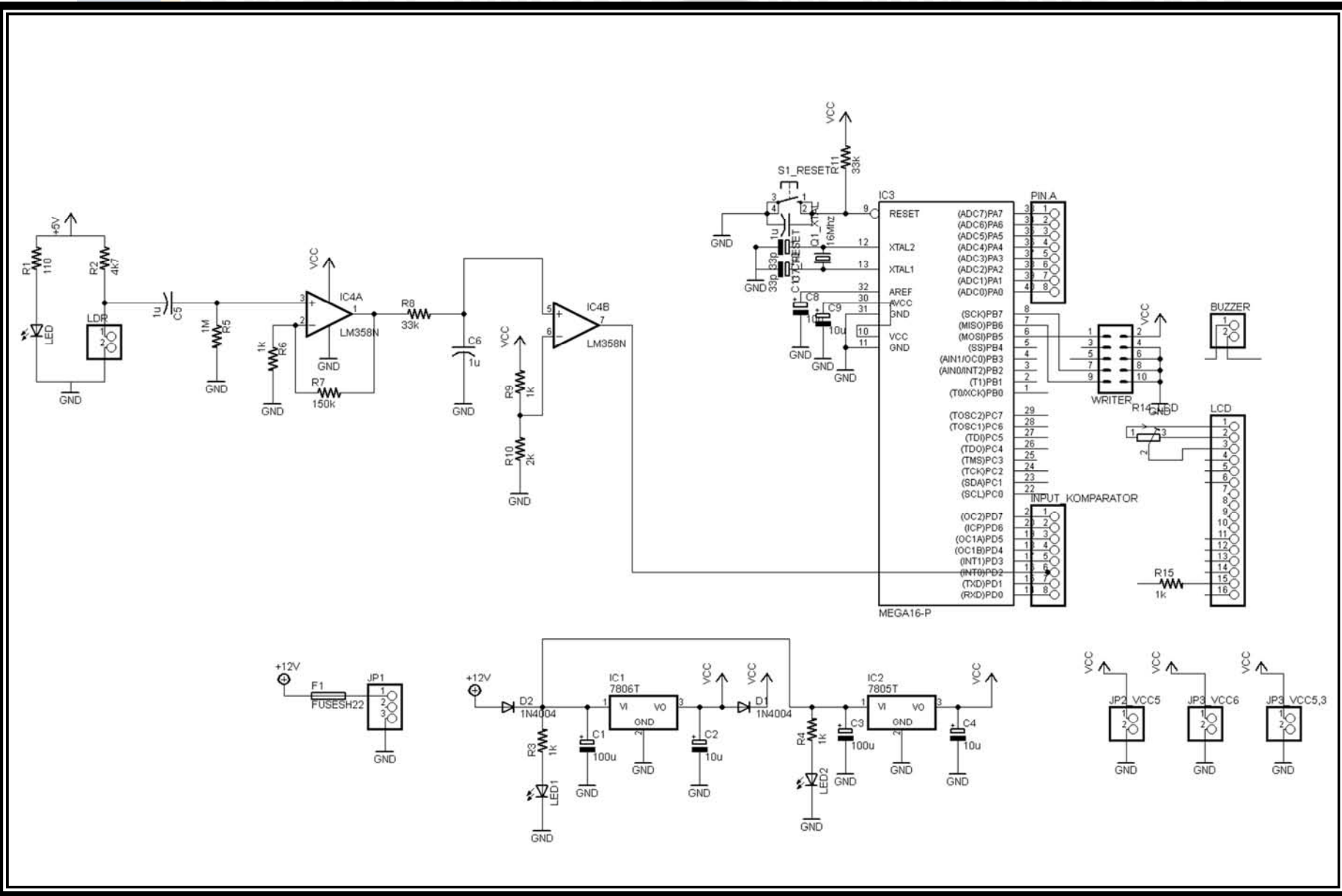


Gambar 3 Sistem pada saat Kondisi Menyala

LAMPIRAN II

GAMBAR RANGKAIAN





LAMPIRAN III

LISTING PROGRAM MIKROKONTROLER ATmega16



```

/*****
This program was produced by the
CodeWizardAVR V2.04.4a Advanced
Automatic Program Generator
© Copyright 1998-2009 Pavel Haiduc, HP InfoTech s.r.l.
http://www.hpinfotech.com

```

```

Project : Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca
Serangan Jantung Koroner
Version :
Date : 12/24/2011
Author : NeVaDa
Company :
Comments:

```

```

Chip type           : ATmega16
Program type        : Application
AVR Core Clock frequency: 16.000000 MHz
Memory model        : Small
External RAM size   : 0
Data Stack size     : 256
*****/

```

```

#include <mega16.h>
#include <stdio.h>
#include <delay.h>

```

```

#define buzzer_off   PORTB.0=0
#define buzzer_on    PORTB.0=1

```

```

#define tinggi  0
#define rendah  1

```

```

#define t10      10
#define t1000   1000

```

```

unsigned int bpm_tertampil,n=1;
unsigned int aritmia_tertampil ;
char data[17];
bit pertama;
unsigned int time1000,time10;
unsigned int bpm, bpm0, bpm1, bpm2, bpm3, bpm4;
unsigned int aritmia, aritmia0, aritmial, aritmia2, aritmia3,
aritmia4;
unsigned int data_ctr;
int a;

```

```

// Alphanumeric LCD Module functions
#asm
.equ __lcd_port=0x15 ;PORTC
#endasm
#include <lcd.h>

```

```

// External Interrupt 0 service routine
interrupt [EXT_INT0] void ext_int0_isr(void)
{
PORTA.0=~PORTA.0;
if (pertama == tinggi)
{
TCCR1B = 0x05;

```

```
    pertama = rendah;
    }
    else if (pertama == rendah){
        TCCR1B = 0x00;
        aritmia = TCNT1;

        bpm = ((60*15625)/TCNT1);
        if(data_ctr == 0){bpm0 = bpm;aritmia0=aritmia;}
            else if(data_ctr == 1){bpm1 = bpm; aritmia1 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 2){bpm2 = bpm; aritmia2 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 3){bpm3 = bpm; aritmia3 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 4){bpm4 = bpm; aritmia4 = aritmia;}

            if(data_ctr < 4){data_ctr++;}
            else {
                bpm_tertampil = ((bpm0+bpm1+bpm2+bpm3+bpm4)/5);
                aritmia_tertampil =
                (aritmia0+aritmia1+aritmia2+aritmia3+aritmia4);
                bpm0 = bpm1;
                bpm1 = bpm2;
                bpm2 = bpm3;
                bpm3 = bpm4;
            }
        TCNT1 = 0x00;
        pertama = tinggi;
    }
}

// Timer 0 overflow interrupt service routine
interrupt [TIM0_OVF] void timer0_ovf_isr(void)
{
    TCNT0=0x06;
    if(time10>0){time10--;}
    if(time1000>0){time1000--;}
}

// Declare your global variables here

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

    // Input/Output Ports initialization
    // Port A initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=Out
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=0
    PORTA=0x00;
    DDRA=0x01;

    // Port B initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=In
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=T
    PORTB=0b00000100;
    DDRB=0b00001111;

    // Port C initialization
```



```
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTC=0b00010010;
DDRC=0b00011110;

// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0x00;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 2000.000 kHz
// Mode: Normal top=FFh
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x03; // Clock value: 250.000 kHz-->1ms
TCNT0=0x06;
TIMSK=0x01;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer1 Stopped
// Mode: Normal top=FFFFh
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

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

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: On
// INT0 Mode: Low level
// INT1: Off
```

```
// INT2: Off
GICR|=0x40; //INT0 Mode: Rising Edge
MCUCR=0x03;
MCUCSR=0x00;
GIFR=0x40;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK=0x01;

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

// LCD module initialization
lcd_init(16);

// Global enable interrupts
#asm("sei")

if (n==1){
    lcd_gotoxy(0,0);
    lcd_putsf("PASIEN RAWATINAP");
    lcd_gotoxy(0,1);
    lcd_putsf("JANTUNG KORONER");
    delay_ms(5000);
    n=0;
}
while (1)
{
    //1
    if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100)
    {
        //a=1;
        // while(a==1)
        for(a=0;a<2;a++)
        {
            //{
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
            lcd_gotoxy(0,1);
            sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
            lcd_puts(data);
            delay_ms(1000);
            //a=0;
            //}
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf(" Pasien ");
            lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf(" Normal ");
            delay_ms(1000);
        };
        //a=1;
    }

    //2
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil <60) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
    }
}
```

```
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Bradikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //3
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Takikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //4
    else if(aritmia_tertampil <=0,6 || aritmia_tertampil >=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Aritmia ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Aritmia    ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
};
}
```


LAMPIRAN IV

DATASHEET



**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA
PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:
REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN NASIONAL
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
MALANG
2012**

LEMBAR PERSETUJUAN

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR

NIM. 0710630058-63

Telah diperiksa dan disetujui oleh:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc.
NIP 19590304 198903 1 001

Mochammad Rif'an, ST., MT.
NIP. 19710301 200012 1 003

LEMBAR PENGESAHAN

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan untuk memenuhi persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Teknik*

Disusun oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

Skripsi ini telah diuji dan dinyatakan lulus pada
tanggal 09 Februari 2012

DOSEN PENGUJI

Ir. M. Julius St, MS
NIP. 19540720 198203 1 002

Ir. Nurussa'adah, MT.
NIP. 19680706 199203 2 001

Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT.
NIP. 19721218 199903 1 002

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Elektro

Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono, MS
NIP. 19580728 198701 1 001

PENGANTAR

Alhamdulillah, segenap puji dan syukur penulis ucapkan kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat, hidayah, ridho, nikmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul “Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner”. Tidak lupa shalawat serta salam semoga senantiasa tercurahkan untuk Rasulullah Muhammad SAW beserta keluarga, sahabat, kerabat dan para pengikutnya sampai akhir jaman.

Dalam menyelesaikan skripsi ini, banyak bantuan, bimbingan, dan dorongan yang diterima oleh penulis. Untuk itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- Papa Edy Suwanto, mama Lilin Herlina, mas Hanif Wanadri Kautsar, mas Edwin Ibnu Kautsar, adek Neysha Riskiania Putri dan seluruh keluarga besar penulis atas segala didikan, doa, dukungan, perhatian, kasih sayang dan kesabarannya selama ini,
- Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono., MS selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- M. Aziz Muslim, ST., MT., Ph.D selaku Sekretaris Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. M. Julius St, MS selaku Ketua Kelompok Dosen Keahlian Elektronika Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc. dan Mochammad Rif'an, ST.,MT selaku Dosen Pembimbing 1 dan Dosen Pembimbing 2 atas segala bimbingan, nasehat, arahan, motivasi, kritik, saran dan masukan yang telah diberikan,
- Alm. Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT atas segala bimbingan, dukungan dan nasehatnya dan seluruh dosen-dosen di Teknik Elektro Universitas Brawijaya atas bimbingan dan didikannya selama masa perkuliahan,
- Staff Recording Jurusan Teknik Elektro,
- Indrawan Riza Firmansyah, atas segala kesabaran, dukungan, doa, kepercayaan dan kasih sayangnya.
- Sahabat-sahabat setia penulis, Allen Nimas Yudita,. Sari, Kanya, Nina, Gandis, Kiki, Liling dan Evi.
- Handiny Indah Purnama dan Atika Iqlimah atas persahabatan dan setiap detik waktu yang berharga kita sejak jaman maba. Hafrida Rahmah, Rizal Maulana,

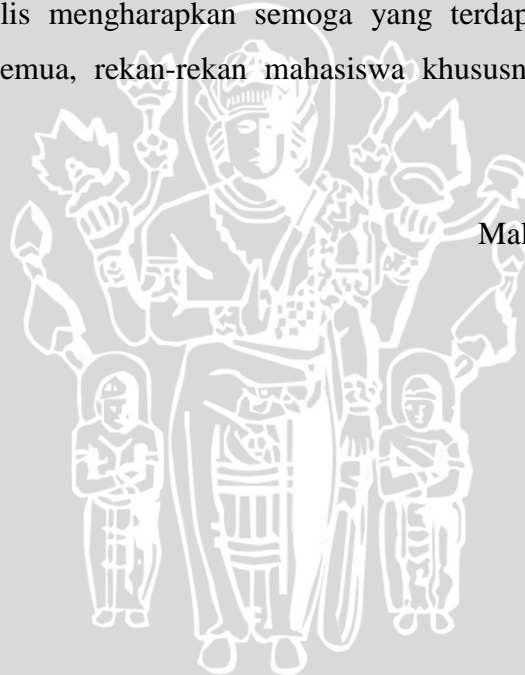
Yuli Khoirul Dan Farishal Anas Ramadhan atas setiap bantuan, kepercayaan, dukungan, kata-kata ‘pedas’ dan pacuan semangatnya,

- Mas Ucup, Mas Andi, Taufik, Judis, Irfan ‘parampa’, Ucup, Angga ‘carock’, Wahyu, Zubed dan Akka atas bantuannya selama ini,
- Teman-teman bermain, Puput, Kecil, Nyaz, Dela, Ano, Icha, Depi, Maul, Cici, Turen, Vandra, Galih, Indra, Awe, Brian, Tommy, Arys, Gosong dan Teman-teman kos 49, Ita, Titis, Firda, Fay, Yuli, Wulan, dan Ika.
- Teman-teman konsentrasi elektronika, tim robot angk. 2007, 2008 dan 2009, lab. Elka, WS, Himpunan, seluruh teman-teman CORE angk. 2007 dan teman-teman, senior serta semua pihak yang tidak mungkin bagi penulis untuk mencantumkan namanya satu-persatu, terima kasih banyak atas bantuan dan dukungannya.

Akhir kata, penulis mengharapkan semoga yang terdapat dalam skripsi ini bermanfaat untuk kita semua, rekan-rekan mahasiswa khususnya dan bagi seluruh pembaca pada umumnya.

Malang, Februari 2012

Penulis

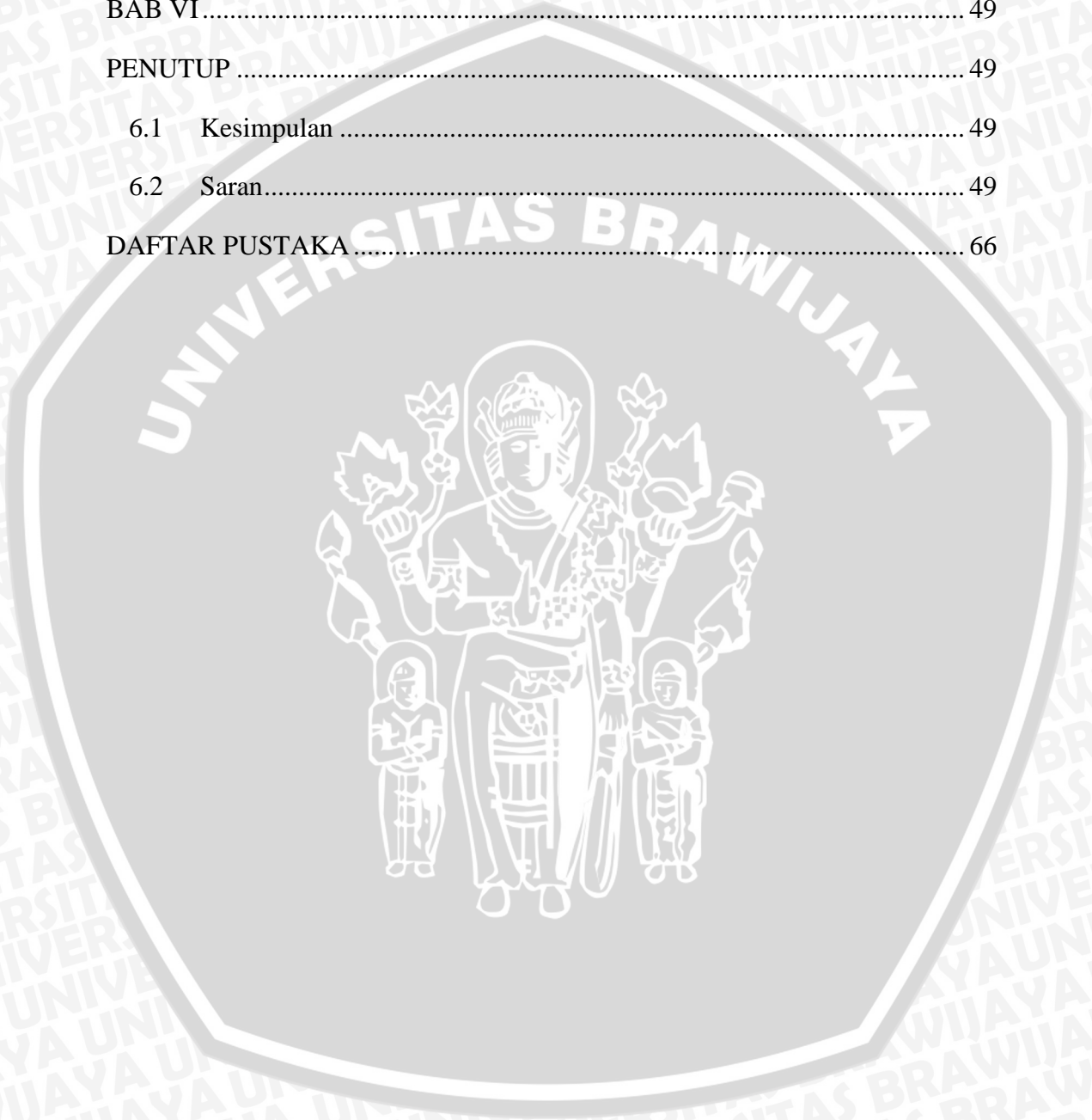


DAFTAR ISI

| | |
|---|-----|
| ABSTRAK..... | 1 |
| DAFTAR ISI..... | iii |
| BAB I..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang..... | 1 |
| 1.2 Rumusan Masalah..... | 3 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 3 |
| 1.4 Tujuan..... | 3 |
| 1.5 Sistematika Pembahasan..... | 4 |
| BAB II..... | 5 |
| 2.1 Jantung..... | 5 |
| 2.2 Metode PhotoPlethysmograph..... | 7 |
| 2.3 Penyakit Jantung Koroner..... | 9 |
| 2.4 Aritmia..... | 9 |
| 2.5 LED (Light Emitting Diode)..... | 11 |
| 2.6 LDR (Light Dependent Resistor)..... | 11 |
| 2.7 Filter..... | 12 |
| 2.8 Op-amp Non Inverting..... | 13 |
| 2.9 Mikrokontroler Atmega 16..... | 14 |
| 2.8.1 Struktur dan Operasi Port..... | 16 |
| 2.10 LCD LMB162..... | 18 |
| 2.11 Buzzer..... | 19 |
| BAB III..... | 21 |
| METODOLOGI PENELITIAN..... | 21 |
| 3.1 Studi Literatur..... | 21 |
| 3.2 Penentuan Spesifikasi Alat..... | 21 |

| | | |
|-------------------------------------|--|----|
| 3.3 | Perancangan dan Perealisasian Alat..... | 22 |
| 3.3.1 | Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok..... | 22 |
| 3.3.2 | Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak | 22 |
| 3.4 | Pengujian Alat..... | 22 |
| 3.5 | Pengujian Perangkat Keras | 22 |
| 3.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 22 |
| 3.7 | Pengambilan Kesimpulan..... | 22 |
| BAB IV | | 23 |
| PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT..... | | 23 |
| 4.1 | Perancangan Sistem | 23 |
| 4.2 | Perancangan Perangkat Keras..... | 24 |
| 4.2.1 | Perancangan Catu Daya..... | 24 |
| 4.2.2 | Perancangan Sensor..... | 25 |
| 4.2.3 | Perancangan Filter dan Op-Amp <i>Noninverting</i> | 27 |
| 4.2.4 | Perancangan Rangkaian Komparator | 29 |
| 4.2.5 | Perancangan Sistem Mikrokontroler..... | 30 |
| 4.2.6 | Perancangan Rangkaian LCD..... | 32 |
| 4.2.7 | Perancangan Rangkaian Buzzer | 32 |
| 4.3 | Perancangan Perangkat Lunak..... | 33 |
| 4.4 | Perancangan Mekanik | 35 |
| BAB V | | 36 |
| PENGUJIAN DAN ANALISIS..... | | 36 |
| 5.1 | Pengujian Sensor..... | 36 |
| 5.2 | Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting..... | 37 |
| 5.2.1 | Pengujian High Pass Filter | 37 |
| 5.2.2 | Pengujian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| 5.2.3 | Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |

| | | |
|---------------------|-----------------------------------|----|
| 5.3 | Pengujian Komparator | 40 |
| 5.4 | Pengujian LCD..... | 41 |
| 5.5 | Pengujian Buzzer | 42 |
| 5.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 42 |
| BAB VI..... | | 49 |
| PENUTUP | | 49 |
| 6.1 | Kesimpulan | 49 |
| 6.2 | Saran..... | 49 |
| DAFTAR PUSTAKA..... | | 66 |



DAFTAR GAMBAR

| | |
|--|-----|
| Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya..... | 6 |
| Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari..... | 8 |
| Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia..... | 9 |
| Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia..... | 10 |
| Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia..... | 11 |
| Gambar 2. 6 Simbol LED..... | 11 |
| Gambar 2. 7 LDR (<i>Light Dependent Resistor</i>)..... | 12 |
| Gambar 2. 8 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> | 12 |
| Gambar 2. 9 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> | 13 |
| Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional <i>Noninverting</i> | 14 |
| Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16..... | 16 |
| Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (<i>Liquid Cristal Display</i>)..... | 18 |
| Gambar 2. 13 <i>Buzzer</i> | 20 |
| Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem..... | 23 |
| Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya..... | 25 |
| Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor..... | 25 |
| Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting..... | 27 |
| Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator..... | 30 |
| Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroller..... | 31 |
| Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD..... | 32 |
| Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka <i>Buzzer</i> | 32 |
| Gambar 4. 9 Flowchart Program Mikrokontroller..... | 324 |
| Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat..... | 35 |
| Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter..... | 37 |
| Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter..... | 38 |
| Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noniverting..... | 39 |
| Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |
| Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter..... | 40 |
| Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator..... | 41 |

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A 16

Tabel 2 Fungsi Tambahan Port B 17

Tabel 3 Fungsi Tambahan Port C 17

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D 18

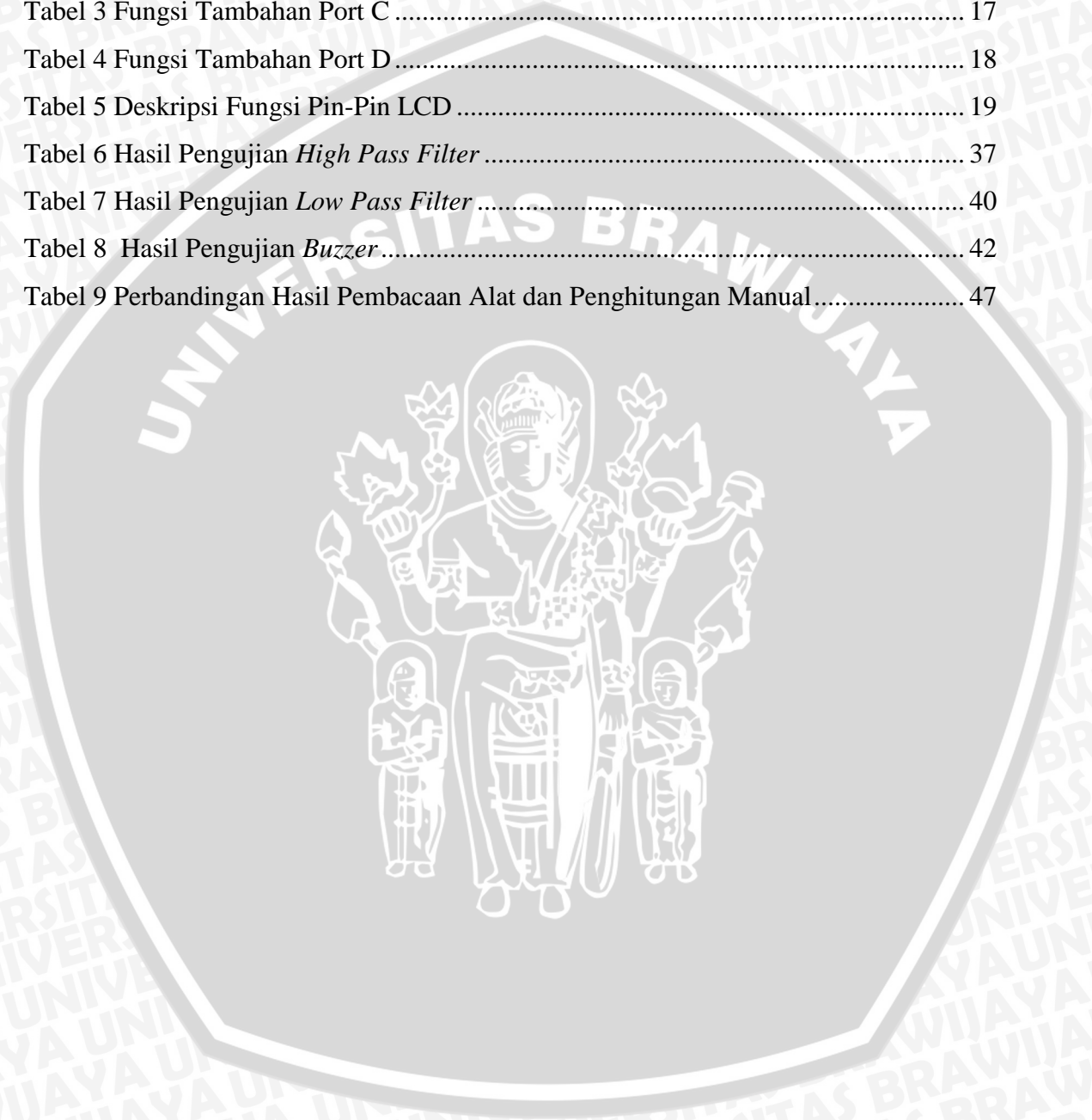
Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD 19

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter* 37

Tabel 7 Hasil Pengujian *Low Pass Filter* 40

Tabel 8 Hasil Pengujian *Buzzer* 42

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual 47



ABSTRAK

Refita Edna Kautsar, Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Februari 2012, *Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner*. Dosen Pembimbing : Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc, dan Mochammad Rif'an, ST., MT.

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang berujung pada kematian mendadak. Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia. Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan ruang intermediate monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia. Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Oleh karena itu dibutuhkan suatu alat untuk memonitoring frekuensi jantung untuk pasien rawat inap biasa pasca serangan jantung koroner. Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah super bright dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari. Cahaya yang dipancarkan LED akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroller. Ketika alat mendeteksi adanya aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

Kata kunci: LED, LDR, Jantung Koroner, Detak Jantung, Aritmia, Takikardia, Bradikardia.

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang akhirnya berujung pada kematian mendadak. Hal yang lebih mengejutkan adalah penyakit jantung koroner umumnya bersifat menahun dan banyak diderita kelompok usia produktif (25-40 tahun). Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia.

Ada lebih dari 4 juta kasus baru gagal jantung setiap tahunnya didiagnosis di Amerika Serikat. Diperkirakan ada 15 juta kasus baru tentang penyakit gagal jantung setiap tahunnya di seluruh dunia, jumlahnya meningkat dengan cepat dikarenakan adanya populasi penuaan yang meningkat pula. Jumlah kematian dalam satu tahun akibat gagal jantung yang parah adalah 50-60%, 15-30% untuk kasus yang ringan sampai menengah dan sekitar 10% untuk kasus ringan atau bahkan tidak bergejala. Di Indonesia, semua kasus tersebut diperparah lagi dengan kenyataan di lapangan mengenai terbatasnya jumlah tenaga medis yang memadai, kelayakan sistem pelayanan kesehatan profesional (spesialis), infrastruktur, luas wilayah (faktor geografis) dan pengetahuan masyarakat yang kurang. Hal ini tentunya menjadi masalah yang cukup krusial untuk bidang kesehatan di Indonesia.

Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah dan pernafasan sudah stabil, pasien akan dipindahkan ke Ruang Intermediate yang merupakan ruangan semi ICU. Di sini pemantauan dilakukan terhadap EKG secara terus menerus. Kemudian Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Kebanyakan pasien berada di rumah sakit selama 7 – 10 hari setelah operasi. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia.

Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, Aritmia ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung

normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Ketika jantung berdetak lebih cepat dari 100 bpm hal itu disebut aritmia takikardia. Ketika jantung berdetak terlalu lambat atau kurang dari 60 bpm disebut aritmia bradikardia. Jika keadaan ini berlanjut, akan dapat mengakibatkan Fibrilasi Ventrikular.

Fibrilasi ventrikular adalah irama jantung yang tidak terkordinasi, tidak teratur dan sangat cepat yang timbul dari banyak tempat dalam bilik jantung. Fibrilasi ventrikular adalah aritmia paling serius dan mengancam nyawa. Karena terlalu cepat jantung bergetar sehingga jantung tidak memompa darah ke seluruh tubuh, terutama ke otak dan paru-paru, sehingga kematian dapat menyusul dalam beberapa menit, kecuali ada pengobatan darurat yang memulihkan jantung menjadi normal kembali. Bila pengobatan darurat tertunda selama lebih dari 5-10 menit, akan terjadi kerusakan otak permanen walaupun irama jantung telah pulih. Dengan demikian, pengobatan darurat untuk aritmia sangat penting. Beberapa pasien ada yang sama sekali tidak sadar adanya aritmia. Yang lain ada mengeluh tentang gejala-gejala termasuk perasaan lompatan atau getaran jantung, pusing, sesak napas atau nyeri dada.

Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroler. Ketika alat mendeteksi detak jantung aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, dapat disusun rumusan masalah sebagai berikut:

- 1) Bagaimana merancang rangkaian pengkondisi sinyal untuk detak jantung antara 10 – 300 bpm.
- 2) Bagaimana merancang sistem elektronika alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner berdasarkan jumlah detak jantung per menit.
- 3) Bagaimana merancang rangkaian indikator alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner dengan keluaran tampilan LCD dan buzzer.

1.3 Batasan Masalah

Pada tugas akhir ini dibatasi oleh hal-hal sebagai berikut:

- 1) Perangkat yang akan dibuat diutamakan untuk memantau kondisi kesehatan jantung pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner.
- 2) Tidak membahas penyakit jantung lain selain aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia.
- 3) Alat hanya bersifat sebagai alarm deteksi dini, keputusan penyakit tetap ada di tangan dokter.
- 4) Pembahasan pada sistem mikrokontroler dibatasi pada pengolahan data sensor hingga proses penampil data.
- 5) Tidak membahas catu daya.
- 6) Parameter keberhasilan alat adalah sesuai dengan spesifikasi alat yang diinginkan.

1.4 Tujuan

Tujuan penyusunan skripsi ini adalah merealisasikan sebuah alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner sehingga dapat mempermudah masyarakat khususnya kalangan medis dalam mempercepat pemberian pertolongan pertama yang intensif pada pasien pasca serangan jantung koroner yang terkena aritmia.

1.5 Sistematika Pembahasan

Penelitian ini terdiri atas enam bab dengan sistematika pembahasan sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan

Membahas latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan dan sistematika pembahasan.

BAB II Tinjauan Pustaka

Membahas teori-teori yang mendukung dalam perencanaan dan pembuatan alat, yang meliputi jantung, Metode PhotoPlethysmograph, penyakit jantung koroner, aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia, LED (*light-emitting diode*), LDR (*Light Dependent Resistor*), High Pass Filter, Low Pass Filter, Op-Amp Non Inverting, Mikrokontroler Atmega16, LCD dan buzzer.

BAB III Metodologi Penulisan

Membahas metode penelitian dan perencanaan alat.

BAB IV Perencanaan dan Pembuatan Alat

Membahas tentang rangkaian elektronika sistem, algoritma perangkat lunak pada unit pengolah data, dan mekanik sistem.

BAB V Pengujian dan Analisis

Membahas hasil pengujian sistem terhadap alat yang telah direalisasikan.

BAB VI Kesimpulan dan Saran

Membahas kesimpulan perancangan dan saran-saran yang diperlukan untuk melakukan pengembangan aplikasi selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Untuk memudahkan dalam memahami cara kerja rangkaian maupun dasar-dasar perencanaan sistem yang dibuat, maka perlu adanya penjelasan dan uraian mengenai teori penunjang yang digunakan dalam penulisan tugas akhir ini. Teori penunjang yang akan dijelaskan dalam bab ini adalah:

- Jantung
- Penyakit Jantung Koroner
- Metode PhotoPlethysmograph
- Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- LED (*light-emitting diode*)
- LDR (*Light Dependent Resistor*)
- High Pass Filter dan Low Pass Filter
- Op-Amp Non Inverting
- Mikrokontroler Atmega16
- LCD
- Buzzer

2.1 Jantung

Jantung adalah alat tubuh yang berfungsi sebagai pemompa darah. Jantung terletak dalam rongga dada bagian kiri agak ke tengah, tepatnya diatas sekat diafragma yang memisahkan rongga dada dengan rongga perut. Jantung terbentuk dari serabut-serabut otot bersifat khusus dan dilengkapi dengan saraf yang secara teratur dan otomatis memberikan rangsangan berdenyut bagi otot jantung. Dengan denyutan ini jantung memompa darah yang kaya akan oksigen dan zat makanan keseluruh tubuh, termasuk *arteri koroner*.

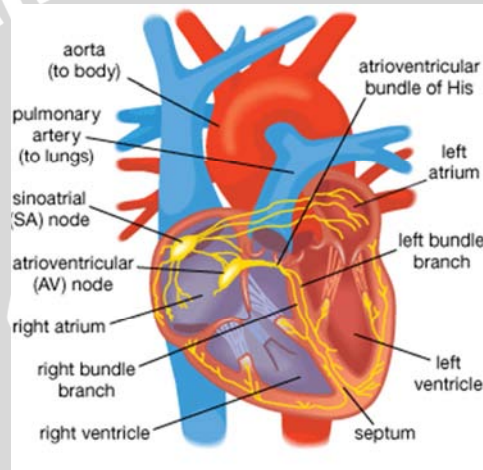
Agar dapat mendorong sirkulasi darah ke seluruh bagian tubuh, jantung normal berdenyut rata-rata 70 kali per menit, atau 60 - 100 permenit. Tiap kali berdenyut, jantung memompakan 60 cc darah ke pembuluh nadi dengan tekanan sampai 130 mmHg. Dalam keadaan bekerja fisik atau berolahraga, kerja jantung dapat meningkat menjadi 2 - 5 kali dibandingkan dengan keadaan istirahat.



Jantung terdiri atas:

- Dua ruang atas yang disebut serambi jantung atau *atrium* sebelah kanan dan kiri. Dua ruang bawah disebut bilik jantung atau *ventrikel* sebelah kanan dan kiri.
- Empat buah klep jantung, dua diantaranya menghubungkan serambi dan bilik kanan serta serambi dan bilik kiri (*tricuspid* dan *mitral*). Sedangkan dua buah yang lain mengatur aliran darah ke luar jantung dari bilik kiri dan kanan (*aorta* dan *pulmonary*).
- Suatu sistem listrik yang terdiri atas simpul-simpul *sinoatrial node* (SA) dan *atrioventricular node* (AV).

Bagian-bagian jantung ditunjukkan dalam Gambar 2.1



Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya
Sumber: www.luqmankhairi.blogspot.com

Proses pemompaan darah sehingga darah dapat bersirkulasi ke tubuh dan paru-paru mengikuti urutan sebagai berikut:

- Pada saat jantung sedang relaks (*diastol*), darah kurang oksigen dari vena tubuh mengalir ke serambi kanan. Pada saat yang sama, serambi kiri terisi dengan darah yang kaya oksigen dari paru-paru.
- Pusat listrik (*SA node*) yang ada di serambi kanan menembakkan impuls listrik yang menyebabkan kedua serambi mengkerut secara serempak. Pada saat yang sama, katup-katup diantara serambi dan bilik terbuka, memungkinkan darah mengalir kedalam bilik.
- Tahap berikutnya adalah pemompaan dari bilik. Pada tahap ini sinyal listrik dari *node* yang lain menyebabkan kedua bilik berkerut secara serempak. Hal ini mendorong darah yang kurang oksigen dari bilik kanan kedalam paru-paru.

Darah yang kaya oksigen dari bilik kiri didesak kedalam arteri utama yang disebut *aorta* dan dari sini darah disebarkan keseluruh bagian tubuh. Klep-klep tertutup untuk menjamin agar tidak ada aliran balik kedalam serambi.

- d. Setelah pengerutan bilik, jantung mengendur, dan memungkinkan serambi terisi darah, sehingga proses sirkulasi dimulai kembali.

Perjalanan darah akan memasuki arteriola yang lebih kecil lagi dibanding arteri, tubuh menggunakan arteriola sebagai pengatur aliran darah di berbagai bagian. Selanjutnya darah dari arteriola akan memasuki satu kapiler atau lebih. Ukuran kapiler sangat kecil, sehingga aliran darah di dalamnya bertekanan konstan.

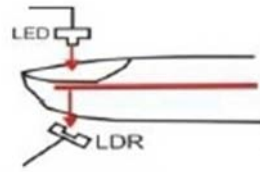
Urutan kejadian ini berlangsung kira-kira 60-70 kali permenit bila tubuh sedang istirahat. Jumlah detak jantung umumnya dinyatakan dalam satuan bpm (*beat per minute*). Frekuensi atau irama kerja jantung dibagi dalam 3 kondisi, yaitu:

- Bradikardia yaitu denyut jantung yang lambat kurang dari 60 kali/menit.
- Normal yaitu denyut jantung diantara 60 – 100 kali/menit.
- Takikardia yaitu denyut jantung yang cepat lebih dari 100 kali/menit.

2.2 Metode PhotoPlethysmograph

PhotoPlethysmograph merupakan sebuah metode pengukuran suatu besaran berdasarkan perubahan volum yang menggunakan sifat-sifat optik. Metode ini digunakan untuk mendeteksi atau mengukur perubahan volume didalam suatu organ. Photoplethysmograph digunakan untuk mengukur kondisi peredaran darah yang di pompa oleh jantung pada organ dalam tubuh manusia. Pemanfaatan sinyal photoplethysmograph akan di fokuskan pada perhitungan denyut jantung seseorang selama periode tertentu, data detak jantung tersebut dapat dimanfaatkan oleh ahli medis untuk mengetahui kondisi jantung seseorang.

Aliran darah adalah sumber informasi utama. Ketika melakukan pengukuran dipilih bagian tubuh yang mengandung banyak arteri atau arteriola, salah satunya adalah jari tangan. PhotoPlethysmograph dilakukan dengan cara melewatkan cahaya menembus jari tangan dan cahaya yang ditangkap oleh sensor cahaya. Sumber cahaya diletakkan berseberangan dengan sensor cahaya seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari
 Sumber: *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. 2003:12

Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah yang merupakan representasi dari detak jantung. Sinyal pada ujung jari yang ditangkap oleh sensor, merupakan sinyal dari panjang gelombang penyerapan dua format Hemoglobin yang sama yaitu Hemoglobin (Hb) dan Oxygenated Hemoglobin (HbO₂). Denyutan pembuluh darah arteri membawa tingkatan oksigen yang paling tinggi, oksigen dalam darah sebagian besar berbentuk Hemoglobin.

Hubungan aliran darah dan intensitas cahaya yang diterima sensor dapat dijelaskan sebagai berikut. Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah. Secara matematis hubungan intensitas cahaya yang dipancarkan sumber dengan intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan dinyatakan dalam hukum Lambert-Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-A} \dots\dots\dots(2.1)$$

$$A = LC\varepsilon$$

I₀ : intensitas cahaya yang dipancarkan sumber

I : intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan

A : penyerapan

L : panjang lintasan yang dilalui cahaya

C : konsentrasi dari larutan penyerap

ε : koefisien absorpsi yang merupakan fungsi dari panjang gelombang cahaya yang lewat.

(Stephen A. Mascaro, 2001:6)

2.3 Penyakit Jantung Koroner

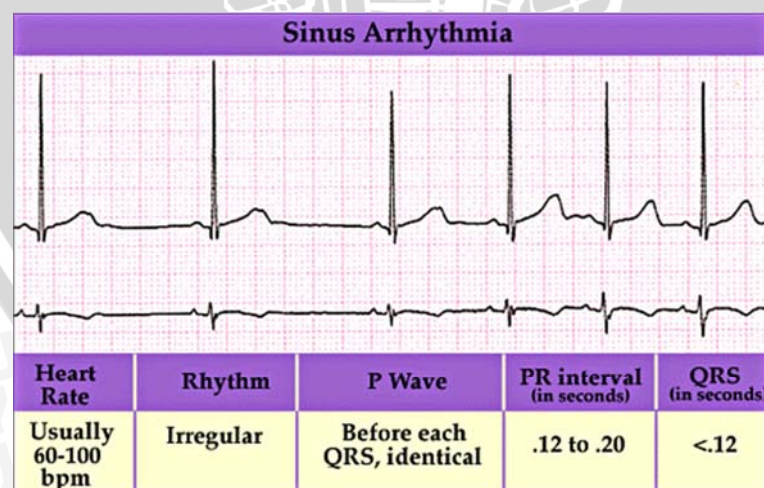
Penyakit jantung koroner merupakan ketidakmampuan jantung akut maupun kronik yang timbul karena kekurangan suplai darah pada *miokardium* sehubungan dengan proses penyakit pada sistem nadi koroner atau dengan kata lain merupakan kelainan pada satu atau lebih pembuluh darah arteri koroner dimana terdapat penebalan dari dinding dalam pembuluh darah disertai adanya plak yang mengganggu aliran darah ke otot jantung yang berakibat mengganggu fungsi jantung.

2.4 Aritmia

Aritmia adalah sebuah istilah untuk kondisi di mana terdapat aktivitas listrik abnormal di dalam jantung. Irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Beberapa aritmia yang mengancam nyawa, dapat menyebabkan serangan jantung dan kematian mendadak. Namun juga dapat menyebabkan gejala seperti gangguan kesadaran, jantung berdetak abnormal dan mungkin hanya mengganggu. (Dharma, 2010:12).

Gambar 2.3 menunjukkan EKG sinus aritmia. Terlihat dalam Gambar 2.3 bahwa irama detak jantung yang tidak teratur, terlalu cepat maupun terlalu lambat.

Bila kita melihat sebuah elektrokardiogram, maka pada awal rekaman harus kita buat kalibrasi, yaitu sebuah atau defleksi yang sesuai dengan 1 milivolt. Secara standart, defleksi 10mm sesuai dengan 1mV. Kecepatan kertas perekam secara standart adalah 25mm/detik. 1mm = 0,04 detik, 5mm = 0,2 detik, 10mm = 0,4 detik. (Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia, 2009:19)



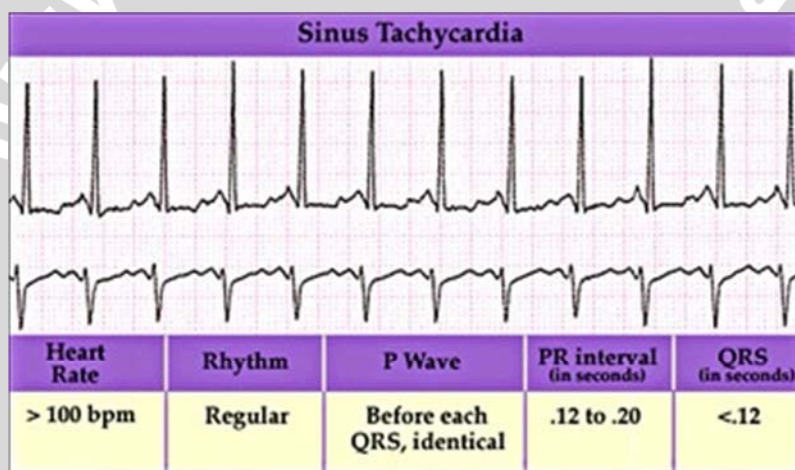
Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusArrhythmias.htm

Aritmia terdiri dari macam-macam jenis. Dalam tugas akhir ini hanya membahas aritmia takikardia dan aritmia bradikardia saja.

a. Aritmia Takikardia

Takikardia adalah aritmia cepat yaitu denyut jantung lebih cepat dari 100 detak/menit. Takikardia terjadi karena pengeluaran signal listrik yang cepat oleh SA node. Takikardia umumnya adalah kontraksi cepat dari jantung yang normal sebagai reaksi atas kondisi atau keadaan sakit. Takikardia dapat menyebabkan debar jantung. Penyebab takikardia termasuk sakit, demam, hormon tiroid yang berlebihan, tingkat oksigen darah yang rendah, kopi dan obat-obatan seperti *cocaine* dan *amphetamine*. Pada beberapa pasien, Takikardia dapat sebagai gejala gagal jantung atau penyakit klep jantung yang signifikan. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.4 menunjukkan EKG sinus takikardia. Terlihat dalam Gambar 2.4 bahwa detak jantung mempunyai ritme yang sangat cepat.

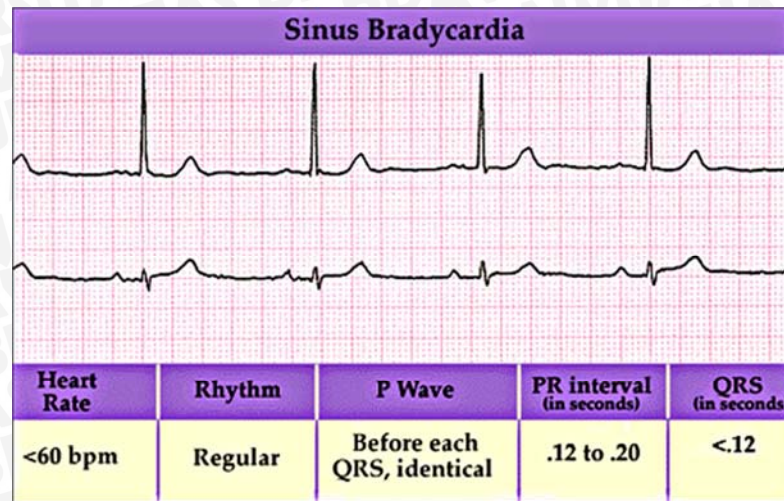


Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusTachycardia.htm

b. Aritmia Bradikardia

Bradikardia adalah aritmia lambat yaitu denyut jantung lebih lambat dari 60 detak/menit. Bradikardia dapat terjadi karena perlambatan dari sinyal-sinyal elektrik yang diawali oleh SA node. Bradikardia dapat juga berakibat dari derajat-derajat yang bervariasi dari "*heart block* (rintangan jantung)", dimana obat-obat tertentu atau penyakit-penyakit sistim konduksi elektrik jantung menghalangi transmisi (pengantaran) sinyal-sinyal dari *atria* ke *ventricles*. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.5 menunjukkan EKG sinus bradikardia. Terlihat dalam Gambar 2.5 bahwa ritme detak jantung sangat lambat.



Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusBradycardia.htm

Pada takikardia dan bradikardia dapat terjadi kekurangan aliran darah ke otak, arteri koroner dan bagian tubuh lainnya. Aliran darah yang kurang ke otak dapat menyebabkan pusing atau hilang kesadaran atau pingsan. Suplai darah yang kurang ke arteri koroner menyebabkan *angina*. Suplai darah yang tidak memadai ke paru-paru, otak dan seluruh tubuh dapat menyebabkan kematian.

2.5 LED (Light Emitting Diode)

Dioda cahaya atau lebih dikenal dengan sebutan LED (*light-emitting diode*) adalah suatu semikonduktor yang memancarkan cahaya monokromatik yang tidak koheren ketika diberi tegangan maju. LED yang digunakan dalam tugas akhir ini adalah LED merah superbright 5mm. Karena sifat jaringan tubuh sebagai filter cahaya merah, dengan LED merah super bright nilai intensitas cahaya yang diteruskan akan maksimal. LED ini mempunyai kutub positif dan negatif dan hanya akan menyala bila diberikan arus maju. Ini dikarenakan LED terbuat dari bahan semikonduktor yang hanya akan mengizinkan arus listrik mengalir ke satu arah dan tidak ke arah sebaliknya.

Simbol LED ditunjukkan dalam Gambar 2.6



Gambar 2. 6 Simbol LED

2.6 LDR (Light Dependent Resistor)

LDR (*Light Dependent Resistor*) adalah resistor yang nilai resistansinya berubah-ubah karena adanya intensitas cahaya yang diserap. LDR yang digunakan ini merupakan resistor yang mempunyai koefisien temperature negative, dimana

resistansinya dipengaruhi oleh intensitas cahaya. Jika intensitas cahaya yang diterima tinggi maka hambatan juga akan tinggi yang mengakibatkan tegangan yang keluar juga akan tinggi begitu juga sebaliknya disinilah mekanisme proses perubahan cahaya menjadi listrik terjadi. Apabila LDR terkena sinar maka tahanannya turun. Apabila tidak terkena sinar maka tahanannya naik.

Bentuk LDR (*Light Dependent Resistor*) ditunjukkan dalam Gambar 2.7.

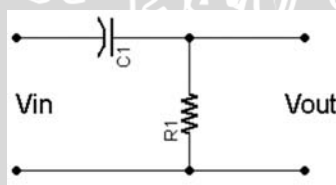


Gambar 2. 7 LDR (*Light Dependent Resistor*)
Sumber: robotron-umm.blogspot.com

2.7 Filter

Filter adalah sebuah rangkaian yang dirancang agar melewatkan suatu jangkauan frekuensi tertentu dan meredam frekuensi lainnya. Filter dapat berupa filter aktif maupun pasif. Filter pasif terdiri atas komponen pasif saja seperti resistor, kapasitor dan induktor, sedangkan filter aktif terdiri atas komponen pasif dan komponen aktif seperti transistor dan op-amp. Induktor jarang digunakan dalam filter aktif. Terdapat empat jenis filter diantaranya *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter* dan *band stop* atau *band reject filter*. Filter yang digunakan pada tugas akhir ini adalah high pass filter dan low pass filter.

High pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi rendah dan melewatkan sinyal dengan frekuensi tinggi. Rangkaian *high pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.8. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *high pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.2).



Gambar 2. 8 Rangkaian *High Pass Filter*

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_1}{1/sC_1 + R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{sC_1R_1}{1 + sC_1R_1}$$

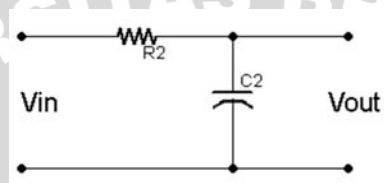
$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{j\omega_1 C_1 R_1}{1 + j\omega_1 C_1 R_1} \right| = \frac{\omega_1 C_1 R_1}{\sqrt{1^2 + (\omega_1 C_1 R_1)^2}}$$

$$\omega_1 C_1 R_1 = 1$$

$$\omega_1 = \frac{1}{R_1 C_1}; \omega_1 = 2\pi f_{c1}$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.2)$$

Low pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi tinggi dan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah. Rangkaian *low pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.9. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.3).



Gambar 2. 9 Rangkaian Low Pass Filter

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1/sC_2}{1/sC_2 + R_2}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + sC_2 R_2}$$

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{1}{1 + j\omega C_2 R_2} \right| = \frac{1}{\sqrt{1^2 + (\omega C_2 R_2)^2}}$$

$$\omega C_2 R_2 = 1$$

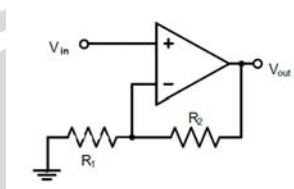
$$\omega = \frac{1}{R_2 C_2}; \omega = 2\pi f_{c2}$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.3)$$

2.8 Op-amp Non Inverting

Op-amp pada dasarnya adalah penguat diferensial yang memiliki dua masukan. Masukan op-amp dinamakan input *inverting* dan *noninverting*. Op-amp ideal memiliki *open loop gain* (penguatan loop terbuka) yang tak terhingga besarnya. Penguatan yang besar ini membuat op-amp menjadi tidak stabil, dan penguatannya menjadi tidak terukur (*infinite*). Disinilah peran rangkaian umpan balik negatif diperlukan, sehingga op-amp dapat dirangkai menjadi aplikasi dengan nilai penguatan yang terukur (*finite*).

Pada tugas akhir ini, op-amp yang digunakan sebagai penguat *noninverting*. Penguat tersebut dinamakan penguat *noninverting* karena sinyal masukan penguat tersebut terletak pada input *noninverting* op-amp sehingga sinyal keluaran yang dihasilkan sefasa dengan sinyal keluarannya. Gambar 2.10 menunjukkan rangkaian penguat operasional *noninverting*. Besarnya tegangan keluaran penguat operasional *noninverting* ditunjukkan dalam Persamaan (2.4).



Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional *Noninverting*

Besar penguatan dari rangkaian tersebut dapat ditentukan dari persamaan 2.4:

$$\frac{V_{out} - V_-}{R_2} = \frac{V_{in} - 0}{R_1}$$

Dimana $V_- = V_+ = V_{in}$ maka,

$$\frac{V_{out} - V_{in}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1} + \frac{V_{in}}{R_2}$$

$$V_{out} = V_{in} + \frac{R_2}{R_1} V_{in}$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in} \dots\dots\dots (2.4)$$

2.9 Mikrokotroller Atmega 16

Pada dasarnya mikrokontroler terdiri atas mikroprosesor, *timer*, dan *counter*, perangkat I/O dan internal memori. Mikrokontroler termasuk perangkat yang sudah didesain dalam bentuk chip tunggal. Mikrokontroler dikemas dalam satu chip (*single chip*). Mikrokontroler didesain dengan instruksi-instruksi lebih luas dan 8 bit instruksi yang digunakan membaca data instruksi dari *internal* memori ke ALU.

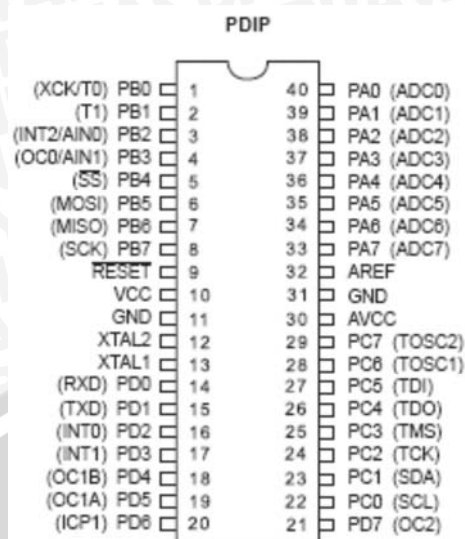
Mikrokontroller ATmega16 merupakan salah satu mikrokontroler produksi ATMEL keluarga AVR yang mempunyai 16 kbyte Flash PEROM (*Flash Programmable and Erasable Read Only Memory*), 2 kbyte SRAM, 32 pin I/O (4 buah port I/O bit) yang mana tiap pin tersebut dapat diprogram secara paralel dan tersendiri, mempunyai dua buah *timer/counter* 8 bit dan satu buah *timer/counter* 16 bit, mempunyai

8 bit 10 channel ADC, dan fitur *watchdog timer*. Karakteristik elektrik dari mikrokontroler ATmega16 untuk karakteristik DC adalah $T_A = -40^\circ\text{C}$ sampai dengan 85°C dan $V_{cc} = 2.7\text{V}$ sampai dengan 5.5V .

Sebagai suatu sistem kontrol mikrokontroler ATmega16 bila dibandingkan dengan mikroprosesor memiliki kemampuan dan segi ekonomis yang bisa diandalkan karena dalam mikrokontroler sudah terdapat RAM dan ROM sedangkan mikroprosesor didalamnya tidak terdapat keduanya. Secara umum konfigurasi yang dimiliki mikrokontroler ATmega16 adalah sebagai berikut :

- a) Sebuah CPU 8 bit dengan menggunakan teknologi dari Atmel.
- b) Memiliki memori baca-tulis sebesar 2 kbyte SRAM.
- c) Jalur dua arah (*bidirectional*) yang digunakan sebagai saluran masukan atau keluaran yang dikontrol oleh *register* DDR.
- d) Sebuah komunikasi serial USART yang dapat diprogram.
- e) Sebuah *master/slave* serial SPI yang dapat diprogram.
- f) Sebuah *Two Wire Serial Interface*.
- g) Dua buah *timer/counter* 8 bit dan sebuah *timer/counter* 16 bit.
- h) *Watchdog Timer* yang dapat diprogram.
- i) *Analog to Digital Converter (ADC)* 10-bit dan *Analog comparator* di dalam chip.
- j) Osilator internal dan rangkaian pewaktu.
- k) Flash PEROM yang besarnya 16 kbyte untuk memori program
- l) Mampu beroperasi sampai 16 MHz.

Konfigurasi pin mikrokontroler ATmega16 ditunjukkan dalam Gambar 2.11.



Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16

Sumber: Atmel, 2007: 2

2.8.1 Struktur dan Operasi Port

Mikrokontroler ATmega16 ini mempunyai 4 port, keempat port memiliki 8 jalur I/O. Beberapa karakteristik port mikrokontroler ATmega16 dijelaskan berikut ini:

- Unit I/O dapat dialamati perjalur atau per port
- Setiap jalur I/O memiliki *buffer*, penahan (*latch*), kemudi *input* dan kemudi *output*.
- Setiap jalur I/O terdapat register pengatur apakah dijadikan *input* atau dijadikan *output*.
- Port A merupakan port I/O 8 bit dua arah dengan *pull-up* internal.
- Fungsi tambahan dari port A adalah sebagai jalur konversi ADC, yaitu ADC0-ADC7. Fungsi tambahan port A ditunjukkan dalam Tabel 1.

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|----------------------------|
| PA7 | ADC7 (ADC Input Channel 7) |
| PA6 | ADC6 (ADC Input Channel 6) |
| PA5 | ADC5 (ADC Input Channel 5) |
| PA4 | ADC4 (ADC Input Channel 4) |
| PA3 | ADC3 (ADC Input Channel 3) |
| PA2 | ADC2 (ADC Input Channel 2) |
| PA1 | ADC1 (ADC Input Channel 1) |
| PA0 | ADC0 (ADC Input Channel 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 54

Port B merupakan port I/O dua arah dengan *pull-up* internal. Fungsi tambahan dari port B ditunjukkan dalam Tabel 2.

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PB7 | SCK (Bus serial clock SPI) |
| PB6 | MISO (Bus Master Input/Slave Output SPI) |
| PB5 | MOSI (Bus Master Output/Slave Input SPI) |
| PB4 | SS (Pemilih input slave SPI) |
| PB3 | OCO (output compare match pada timer/counter 0) |
| PB2 | AN2 (Input non-inverting analog comparator), INT0 |
| PB1 | T1 (Input counter pada timer/counter 1) |
| PB0 | T0 (Input counter pada timer/counter 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 55

Port C merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port C ditunjukkan dalam Tabel 3.

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

Sumber : Atmel, 2007: 58

Port D merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port D ditunjukkan dalam Tabel 4.

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PD7 | OC2 (Output Compare pada timer/counter 2) |
| PD6 | ICP (Timer/Counter1 Input Capture Pin) |
| PD5 | OC1A (Output compare A pada timer/counter 1) |
| PD4 | OC1B (Output Compare B pada timer1) |
| PD3 | INT1 (Interupt eksternal 1) |
| PD2 | INT0 (Interupt eksternal 0) |
| PD1 | TXD (output pin pada USART) |
| PD0 | RDX (Input pin pada USART) |

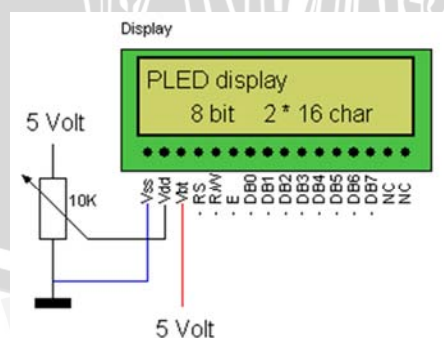
Sumber : Atmel, 2007: 60

2.10 LCD LMB162

LCD LMB162 adalah LCD dot matrik konsumsi daya rendah dengan tampilan 16x2 karakter. Spesifikasi pada LCD model LMB162 sebagai berikut :

- Menampilkan 16 karakter pada tiap baris dengan 5x7 dot matrik.
- Pembangkit karakter ROM untuk 192 jenis karakter.
- Pembangkit karakter RAM untuk 8 jenis karakter.
- RAM 80x8 bit.
- Antarmuka dengan mikrokontroler empat bit atau delapan bit
- Tegangan catu 5 volt
- Otomatis *reset* pada saat dihidupkan.

Skema LCD LMB162 ditunjukkan dalam gambar 2.12.



Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (*Liquid Cristal Display*)

Sumber: <http://fadilmuslim.blogspot.com/2010/02/LCD.html>

Tabel 5 menunjukkan deskripsi fungsi pin LCD.

Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD

| No. Kaki | Simbol | Level | Fungsi |
|----------|--------|-------|--|
| 1 | VSS | - | Ground |
| 2 | VDD | - | Power supply for logic (+5Volt) |
| 3 | VO | - | Power Supply for LCD |
| 4 | RS | H/L | Register Selection H : Display data L : Instruksi code |
| 5 | R/W | H/L | Read/Write Selection H : Read operation L : Write operation |
| 6 | E | H/L | Enable Signal |
| 7 | DB0 | H/L | |
| 8 | DB1 | H/L | In 8-bit mode, used as low order bidirectional data bus. |
| 9 | DB2 | H/L | In 4-bit mode, open these terminals. |
| 10 | DB3 | H/L | |
| 11 | DB4 | H/L | |
| 12 | DB5 | H/L | In 8-bit mode, used as high order bidirectional data bus. |
| 13 | DB6 | H/L | In 4-bit mode, used as both high and low order data bus. |
| 14 | DB7 | H/L | Order data bus |
| 15 | LED A | - | LED Power Supply(+5 Volt) |
| 16 | LED K | - | LED Power Supply (0 Volt) |

Sumber: LMB162ADC LCD Module User Manual, 2004: 4

Pengiriman data ke LCD ada dua macam yaitu data sebagai instruksi dan data sebagai character yang kita tampilkan di layar. Keduanya dibedakan oleh sebuah kaki yang diberi nama RS (*Register Select*) dimana bila logika = '1' (*high*) maka data yang diterima LCD adalah data character sedangkan bila RS = '0' (*low*) maka data yang diterima LCD adalah data instruksi bagi LCD.

2.11 Buzzer

Buzzer adalah sebuah komponen elektronika yang berfungsi untuk mengubah getaran listrik menjadi getaran suara. Pada dasarnya prinsip kerja *buzzer* dalam tugas akhir ini hampir sama dengan *loud speaker*, jadi *buzzer* juga terdiri dari kumparan yang terpasang pada diafragma dan kemudian kumparan tersebut dialiri arus sehingga menjadi elektromagnet, kumparan tadi akan tertarik ke dalam atau keluar, tergantung dari arah arus dan polaritas magnetnya, karena kumparan dipasang pada diafragma maka setiap gerakan kumparan akan menggerakkan diafragma secara bolak-balik sehingga membuat udara bergetar yang akan menghasilkan suara. *Buzzer* biasa digunakan sebagai indikator bahwa proses telah selesai atau terjadi suatu kesalahan

pada sebuah alat (alarm). *Buzzer* yang digunakan dalam pembuatan alat ini ditunjukkan dalam Gambar 2.13.



Gambar 2. 13 *Buzzer*

Sumber: [http:// www.chinasound.com](http://www.chinasound.com)

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Untuk menyelesaikan rumusan masalah dan merealisasikan tujuan penelitian yang terdapat di bab pendahuluan maka diperlukan metode untuk menyelesaikan masalah tersebut. Langkah-langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang dirancang adalah studi literatur, penentuan spesifikasi alat, perancangan dan pembuatan alat, pengujian alat, dan pengambilan kesimpulan.

3.1 Studi Literatur

Literatur yang dibutuhkan adalah dasar teori yang berhubungan dengan alat yang akan dirancang, yaitu sebagai berikut:

- a. Jantung
- b. Metode PhotoPlethysmograph
- c. Penyakit Jantung Koroner, Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- d. LED (*light-emitting diode*)
- e. LDR (*Light Dependent Resistor*)
- f. High Pass Filter dan Low Pass Filter
- g. Op-Amp Non Inverting
- h. Mikrokontroler Atmega16
- i. LCD
- j. Buzzer.

3.2 Penentuan Spesifikasi Alat

Sebelum melakukan perencanaan dan perealisasiian alat, maka ditentukan spesifikasi alat yang akan dibuat. Adapun spesifikasi alat yang akan direalisasikan sebagai berikut:

- a. Jangkauan jumlah detak jantung permenit yang dapat dihitung adalah 10 - 300 bpm disesuaikan dengan rate detak dari penyakit jantung bradikardia dan takikardia.
- b. Terdapat suara pemberitahuan apabila terdeteksi aritmia dan atau detak jantung kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm.
- c. Terdapat penampil menggunakan LCD untuk setiap perubahan jumlah detak jantung dan jenis penyakit yang terjadi.
- d. Sistem menggunakan catu daya baterai 12 volt.

3.3 Perancangan dan Perealisasian Alat

3.3.1 Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok

- Pembuatan blok diagram lengkap sistem.
- Penentuan dan perhitungan komponen yang akan digunakan.
- Desain papan rangkaian tercetak (PCB) menggunakan *software Eagle Layout Editor*.
- Merakit perangkat keras masing-masing blok.

3.3.2 Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak

Setelah kita mengetahui seperti apa perangkat keras yang dirancang, maka kita membutuhkan perangkat lunak untuk mengendalikan dan mengatur kerja dari alat ini. Desain dan parameter yang telah dirancang kemudian diterapkan kedalam mikrokontroler ATmega8 dengan menggunakan bahasa C dan *compiler CodeVision AVR*.

3.4 Pengujian Alat

Untuk memastikan bahwa sistem ini berjalan sesuai yang direncanakan maka perlu dilakukan pengujian alat meliputi perangkat keras (*hardware*) yang dilakukan baik per blok rangkaian maupun keseluruhan sistem.

3.5 Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan tujuan untuk menyesuaikan nilai tegangan dan arus yang diijinkan bekerja dalam komponen berdasarkan data sekunder komponen yang diambil dari buku data komponen elektronika maupun dari *datasheet*.

3.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian sistem secara keseluruhan dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui unjuk kerja alat setelah perangkat keras dan perangkat lunak diintegrasikan bersama.

3.7 Pengambilan Kesimpulan

Pengambilan kesimpulan dilakukan setelah didapatkan hasil dari pengujian. Jika hasil yang diperoleh telah sesuai dengan spesifikasi yang direncanakan maka alat tersebut telah memenuhi harapan dan memerlukan pengembangan untuk penyempurnaannya.

BAB IV

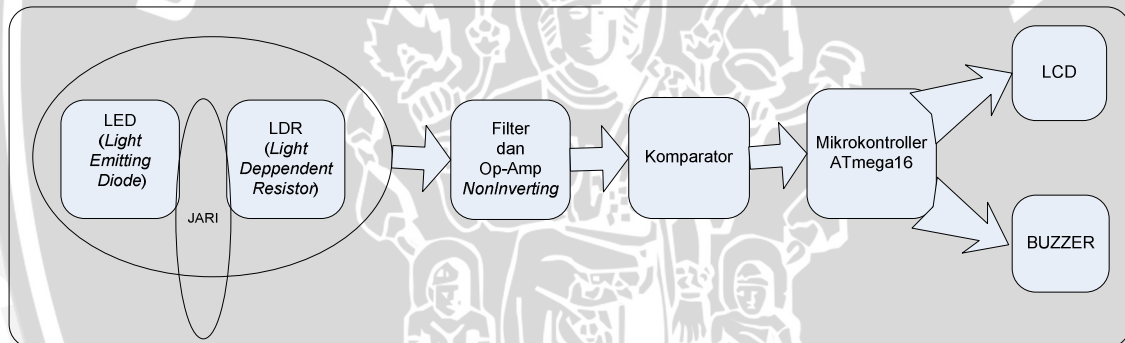
PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

Perancangan alat ini dilakukan secara bertahap dalam bentuk blok sehingga akan memudahkan dalam analisis pada setiap bloknya maupun secara keseluruhan. Perancangan ini terdiri atas:

- Perancangan sistem.
- Perancangan perangkat keras (perancangan catu daya, perancangan sensor, perancangan filter dan op-amp *noninverting*, perancangan komparator, perancangan sistem minimum mikrokontroler, perancangan rangkaian LCD, perancangan rangkaian buzzer dan perancangan mekanik alat).
- Perancangan perangkat lunak mikrokontroler.

4.1 Perancangan Sistem

Diagram blok sistem yang dirancang ditunjukkan dalam Gambar 4.1.



Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem

Pengukuran denyut dilakukan dari denyut fisik jantung melalui pembuluh darah. Aliran darah disensor menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang di jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi volume aliran darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan oleh filter dan penguat operasional untuk dipilih sinyal dengan frekuensi antara 0,16 – 5 Hz. Keluaran dari filter dan penguat operasional masuk ke komparator untuk dikonversi menjadi level tegangan digital 0 – 4,5 volt. Kemudian sinyal yang masuk yang berupa sinyal digital diolah di mikrokontroler untuk mendapatkan jumlah

detak jantung permenit. Setelah didapatkan detak jantung permenitnya, maka dapat dideteksi apakah ada jantung normal, aritmia, takikardia maupun bradikardia.

Detak jantung permenit atau beat rata-rata didapat dari detak jantung selama 5 detik yang akan dijumlahkan kemudian dikalikan dengan 60, sehingga didapatkan detak jantung permenit. Sedangkan untuk pengambilan data detak jantung aritmia, diambil detak jantung per 5 detik atau beat sesaat nya, yaitu dengan menghitung interval per 5 detik tersebut.

Ketika alat mendeteksi adanya aritmia takikardia, aritmia bradikardia, takikardia dan bradikardia maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

4.2 Perancangan Perangkat Keras

4.2.1 Perancangan Catu Daya

Pada perancangan catu daya ini membutuhkan catu daya sebesar 6 volt untuk catu op-amp, 5,3 volt untuk sensor dan 5 volt untuk mikrokontroler, LCD dan buzzer.

Rangkaian catu daya ini menggunakan tegangan keluaran sesuai dengan datasheet LM78XX. Regulator yang digunakan adalah jenis LM7806 yang memiliki tegangan keluaran min 5,7 volt dan max 6,3 volt. Regulator yang kedua adalah jenis LM7805 yang memiliki tegangan keluaran min 4,8 volt dan max 5,2 volt.

Pada sensor dibutuhkan tegangan 5,3 volt. Maka dirancnglah rangkaian catu daya yang seperti ditunjukkan dalam gambar dengan perhitungan:

$$V_{cc_6v} = 6 \text{ volt}$$

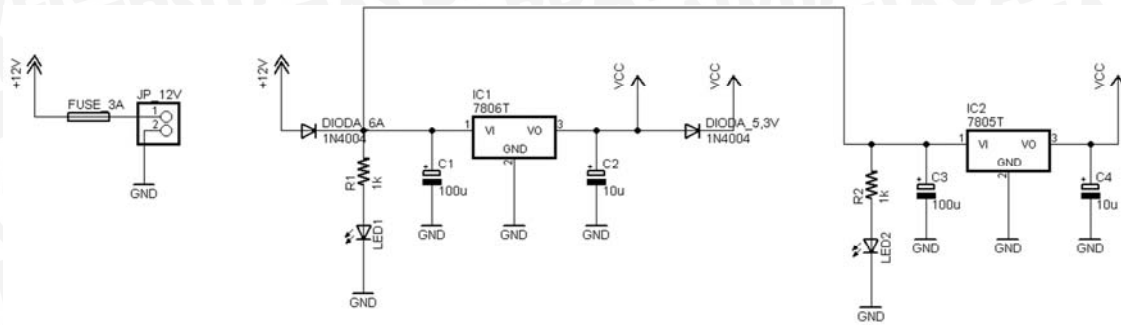
$$V_{dioda} = 0,7 \text{ volt}$$

$$V_{5,3v} = V_{cc_6v} - V_{dioda}$$

$$= 6 - 0,7$$

$$= 5,3 \text{ volt}$$

Rangkaian catu daya ditunjukkan dalam Gambar 4.2.

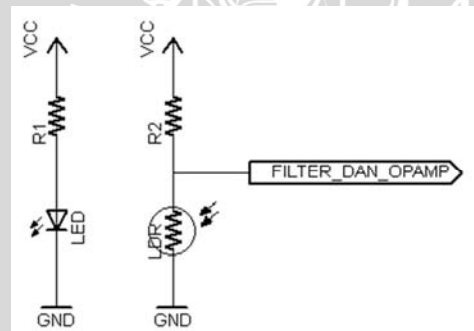


Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya

Besarnya resistor dan kapasitor yang digunakan adalah berdasarkan datasheet regulator 7805 dan 7806.

4.2.2 Perancangan Sensor

Sensor yang digunakan adalah sensor yang terbuat dari LED (*Light Emitting Diode*) yang berfungsi sebagai pemancar cahaya dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Rangkaian sensor ditunjukkan dalam Gambar 4.3.



Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor

Berdasarkan datasheet LED maka besar R_1 pada pemancar cahaya dapat ditentukan dalam persamaan:

$$V_{cc} = 5,3 \text{ volt} ; V_{led} = 2,2 \text{ volt}$$

$$R_1 = \frac{V_{cc} - V_{led}}{I_{led}}$$

$$R_1 = \frac{5,3 - 2,2}{30 \cdot 10^{-3}}$$

$$R_1 = 103,33 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_1 digunakan resistor sebesar 100 Ω .

Pada bagian penerima cahaya, dari hasil pengukuran Resistansi LDR pada kondisi sebenarnya yaitu berkisar antara 4260Ω dan 4270Ω . Untuk menentukan R_2 maka digunakan rumus pembagi tegangan pada sensor dan dicari sensitivitas rangkaian potensiometernya (S). Maka besar R_2 ditunjukkan dalam persamaan:

$$V_o = \frac{R_{ldr}}{R_{ldr} + R_2} \cdot V_{cc}$$

$$= (R_{ldr} \cdot V_{cc}) \cdot (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$S = \frac{dV_o}{dR_{ldr}}$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_{ldr} \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$V' = -(R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$R_{ldr} V_{cc} - (R_{ldr} + R_2)^{-2} + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)^{-1} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc}) + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{-R_{ldr} \cdot V_{cc} + R_2 \cdot V_{cc} + R_{ldr} \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

Kemudian rumus Sensitivitas rangkaian potensiometer tersebut diturunkan lagi terhadap resistansi tetapnya.

$$\frac{dS}{dR_2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_2 \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$V' = -2 (R_{ldr} + R_2)^{-3}$$

$$R_2 V_{CC} - (-2 (R_{ldr} + R_2)^{-2}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)^{-2} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{CC}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^3} = 0$$

$$-2 R_2 \cdot V_{CC} + R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} = R_{ldr} \cdot V_{CC}$$

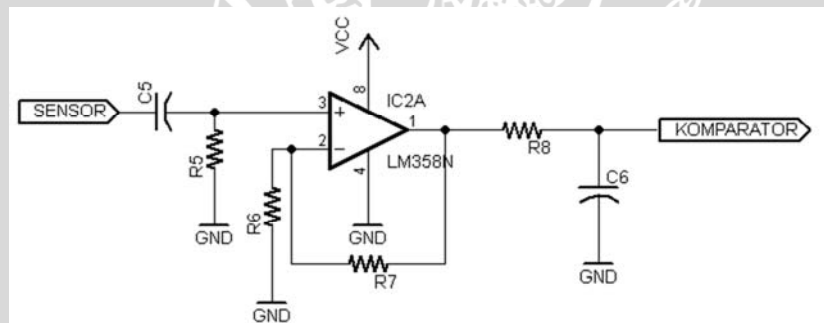
$$R_2 = R_{ldr}$$

$$R_2 = 4265 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_2 digunakan resistor sebesar $4k7\Omega$.

4.2.3 Perancangan Filter dan Op-Amp Noninverting

Rangkaian filter dan op-amp noninverting digunakan untuk menyaring frekuensi sensor yang diinginkan dan memperkuat sinyal keluaran sensor. Gambar rangkaian filter dan op-amp noninverting ditunjukkan dalam gambar 4.4.



Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting

Pada perancangan filter, frekuensi yang diinginkan dicari dari rate detak jantung per menit alat yang diinginkan. Pada Bradikardia, rate detak jantung umumnya kurang dari 60 bpm dengan batas minimal rata-rata 10 bpm dan Takikardia lebih dari 100 bpm dengan batas maksimal rata-rata 300 bpm. untuk frekuensi minimal dicari dari perhitungan sebagai berikut:

$$\text{detak jantung} = 10 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{10}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{10}{60} = 0,16 \text{ Hz}$$

Maka didapatkan frekuensi minimal 0,16 Hz. Sedangkan frekuensi maksimal dicari dari perhitungan berikut:

$$\text{detak jantung} = 300 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{300}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{300}{60} = 5 \text{ Hz}$$

Sehingga didapatkan frekuensi maksimal 5 Hz.

Oleh karena itu akan digunakan High Pass Filter dengan frekuensi cut off sebesar 0,16 Hz dan Low pass filter dengan frekuensi cut off sebesar 5 Hz.

Pada bagian HPF besarnya C dan R ditentukan oleh persamaan:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_5 C_5}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot C_5}$$

Dengan menggunakan C_5 sebesar 1μ F. Maka R_5 dapat diketahui sebesar:

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot 1\mu}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28 \cdot 10^{-6} \cdot R_5}$$

$$R_5 = \frac{1}{1,0048 \cdot 10^{-6}}$$

$$R_5 = 995k \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_5 digunakan resistor sebesar $1M\Omega$.

Pada bagian op-amp noninverting, akan dirancang dengan penguatan sebesar 112,5 kali untuk mendapatkan tegangan keluaran dengan level 0 – 4,5 Volt dari sinyal masukan dengan level tegangan 0 – 40mV. Besarnya R pada op-amp noninverting ditentukan dari persamaan berikut:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right) V_{in}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

Dengan R_6 sebesar $1k\Omega$ maka didapatkan R_7 sebesar:

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{1k} \right)$$

$$111,5 = \left(\frac{R_7}{1k} \right)$$

$$R_7 = 111,5k\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka digunakan R_7 sebesar $120k\Omega$.

Pada bagian LPF, untuk mendapatkan frekuensi cut off sebesar 5 Hz, maka besarnya R_8 dan C_6 ditentukan oleh persamaan berikut:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_8 C_6}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. C_6}$$

Dengan menggunakan C_6 sebesar $1\mu \text{ F}$. Maka R_8 dapat diketahui sebesar:

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. 1\mu}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28. 10^{-6}. R_8}$$

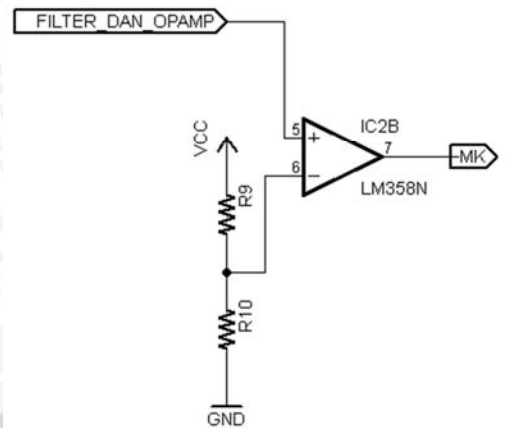
$$R_8 = \frac{1}{3,14. 10^{-5}}$$

$$R_8 = 31 \text{ k}\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_8 digunakan resistor sebesar $33 \text{ k}\Omega$.

4.2.4 Perancangan Rangkaian Komparator

Rangkaian komparator dibutuhkan untuk mengubah sinyal analog dari keluaran filter dan op-amp noninverting menjadi sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 Volt untuk masukan mikrokontroler. Gambar rangkaian komparator ditunjukkan dalam gambar 4.5.



Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator

Besarnya R pada komparator ditentukan oleh persamaan berikut:

$$V_{ref} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) V_{cc}$$

Diinginkan V_{ref} sebesar 2 volt, maka:

$$2 = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) 6$$

$$\frac{1}{3} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right)$$

$$(R_9 + R_{10}) = 3R_{10}$$

$$R_9 = 2R_{10}$$

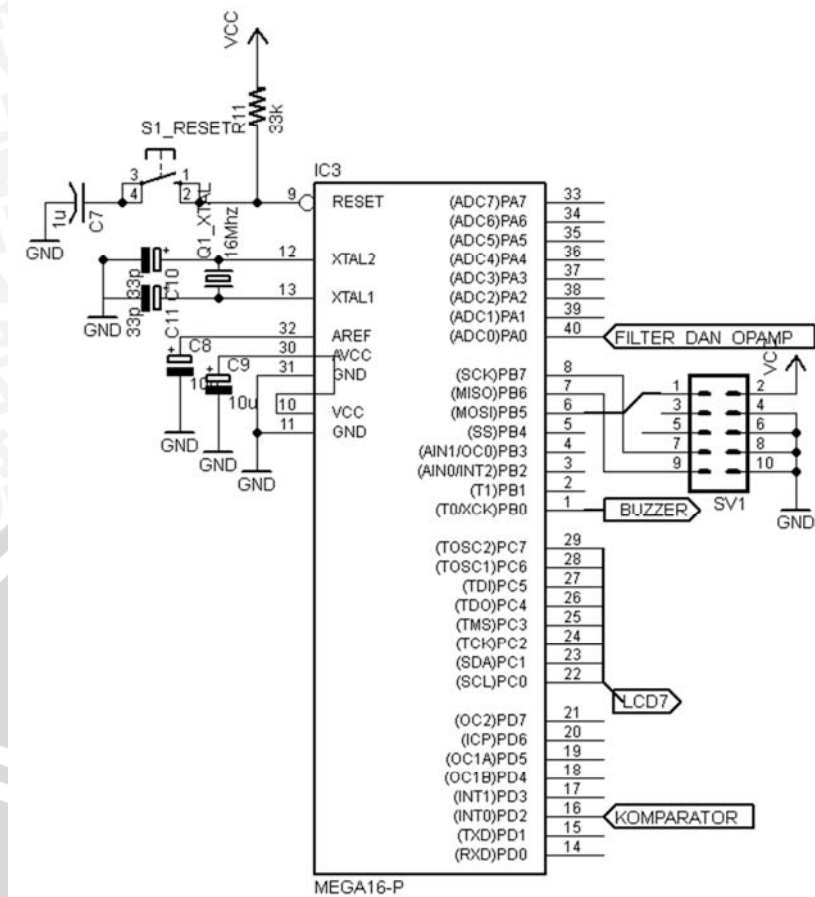
Jika R_{10} sebesar $1k\Omega$ maka:

$$R_9 = 2k\Omega$$

Jadi besar R_9 adalah $2k\Omega$ dan R_{10} adalah $1k\Omega$.

4.2.5 Perancangan Sistem Mikrokontroler

Mikrokontroler yang digunakan dalam alat ini adalah ATmega16, mikrokontroler ini dirancang untuk melakukan pemrosesan dan pengolahan data dari sensor kemudian dikeluarkan melalui LCD dan buzzer. Rangkaian sistem mikrokontroler ditunjukkan dalam Gambar 4.6.



Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroler

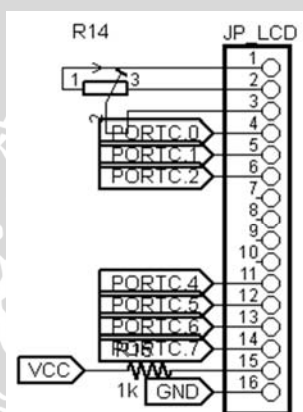
Mikrokontroler ATmega16 memiliki 4 port *input-outputbidirectional* yang dapat diprogram, yaitu PORTA, PORTB, PORTC, dan PORTD masing-masing 8 bit. Pembagian pin mikrokontroler yang digunakan dalam perancangan alat ini adalah:

- 1) PORT A
 - a) PORTA.0 digunakan sebagai data input dari filter dan op-amp noninverting.
- 2) PORT B
 - a) PORTB.0 digunakan sebagai data output ke buzzer.
 - b) PORTB.5 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MOSI-SPI)
 - c) PORTB.6 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MISO-SPI)
 - d) PORTB.7 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (SCK-SPI)
- 3) PORT C
 - a) PORTC.0 digunakan sebagai pengirim perintah RS pada LCD.
 - b) PORTC.1 digunakan sebagai pengirim perintah R/W pada LCD.

- c) PORTC.2 digunakan sebagai pengirim perintah *enable* pada LCD.
 - d) PORTC.4-PORTC.7 digunakan sebagai jalur data pada LCD port D4-D7.
- 4) PORT D
- a) PORTD.2 digunakan sebagai data input dari komparator.

4.2.6 Perancangan Rangkaian LCD

Perancangan antara mikrokontroler dengan LCD menggunakan tujuh buah pin, yaitu PORTC.0 untuk pin RS (*Register Select*), PORTC.1 untuk R/W (*Read/Write*), PORTC.2 untuk EN (*Enable*), dan PORTC.4 – PORTC.7 untuk jalur alamat DB4-DB7. Perancangan rangkaian LCD ditunjukkan dalam Gambar 4.7.

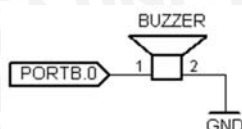


Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD

Kaki nomor 3 digunakan untuk mengatur kontras LCD, pada kaki ini digunakan variabel resistor dengan nilai 10 k Ω . Sedangkan kaki nomor 15 digunakan untuk mengatur lampu *back light* LCD dengan penambahan resistor 1k ohm.

4.2.7 Perancangan Rangkaian Buzzer

Rangkaian ini digunakan untuk mengaktifkan *buzzer*, sehingga pada saat mikrokontroler memberikan logika 1 (*high*) maka *buzzer* akan berbunyi, dan pada saat mikrokontroler memberikan logika 0 (*low*) maka *buzzer* tidak akan berbunyi. Dalam perancangan ini, *buzzer* akan berbunyi apabila alat mendeteksi adanya penyakit jantung koroner pada pasien. Perancangan rangkaian buzzer ditunjukkan dalam Gambar 4.8.



Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka Buzzer

4.3 Perancangan Perangkat Lunak

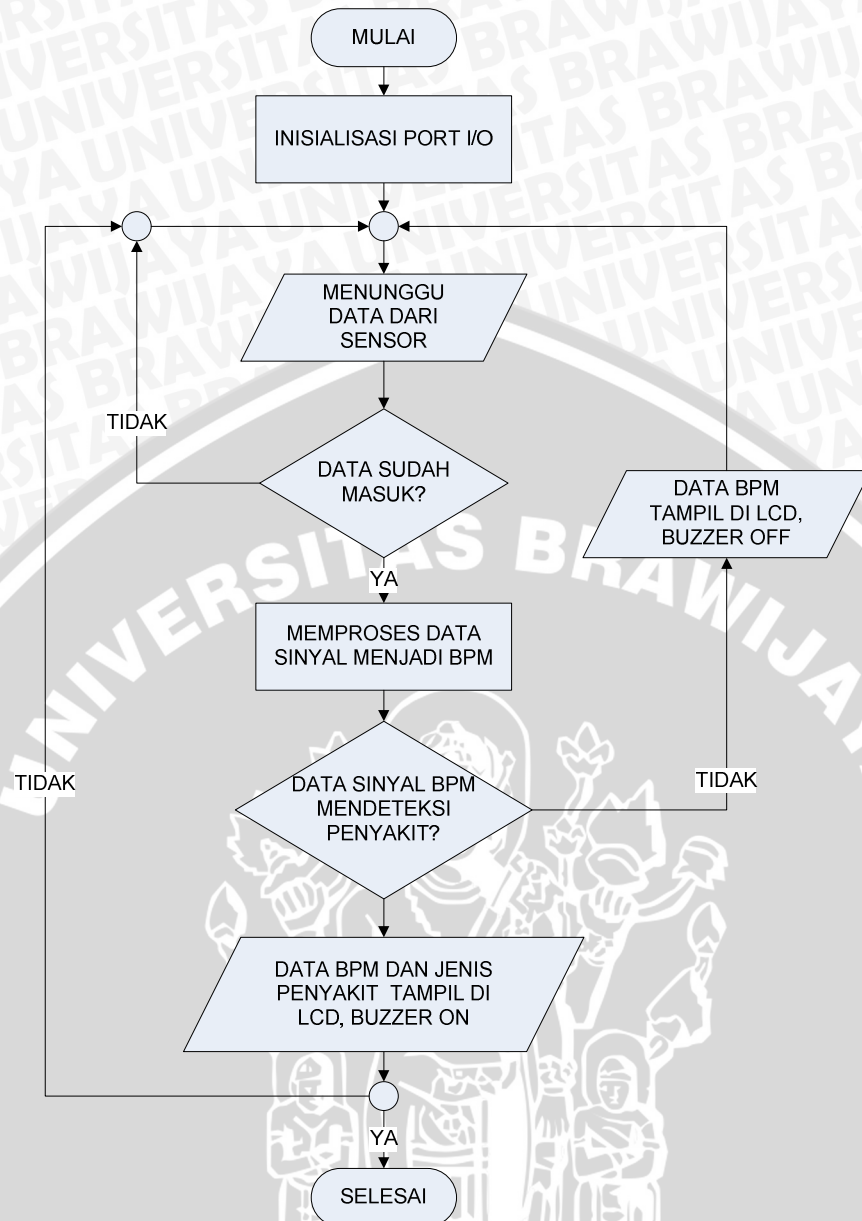
Perancangan perangkat lunak terdiri atas perancangan perangkat lunak pengambilan dan pengolahan data sensor dan perancangan perangkat lunak LCD dan buzzer.

Saat sistem diaktifkan yang pertama kali dilakukan adalah menginisialisasi variabel, inisialisasi register, inisialisasi LCD dan buzzer. Pada proses penginisialisasian register dilakukan pengaturan fitur interrupt external, timer dan I/O. Ketika sistem diaktifkan, sistem secara otomatis mengecek ada atau tidaknya perubahan logika dari variabel masukan pada port input mikrokontroler dari keluaran komparator, setelah terdapat perubahan logika, maka sub fungsi akan mengambil data dari rising edge dan menghitung waktunya. Setelah didapatkan data perdetik, data akan di proses lagi untuk didapatkan data beat per menit nya. Setelah itu baru diolah di program utama untuk dideteksi apakah jumlah detak jantung permenitnya terdapat indikasi penyakit jantung koroner. Indikasi penyakit didapat dengan cara:

1. Aritmia : apabila terdapat detak yang terjadi kurang dari 0,6 detik dan lebih dari 1 detik pada setiap 10 periode detak jantung.
2. Aritmia takikardia : apabila jumlah detak per menit lebih dari 100 bpm.
3. Aritmia bradikardia : apabila jumlah detak per menit kurang dari 60 bpm.

Apabila mikrokontroler mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner diatas, maka LCD akan menampilkan peringatan dan buzzer akan berbunyi selama 5 detik. Selama program masih mendeteksi adanya indikasi penyakit.

Gambar flowchart program mikrokontroler ditunjukkan dalam gambar 4.9.

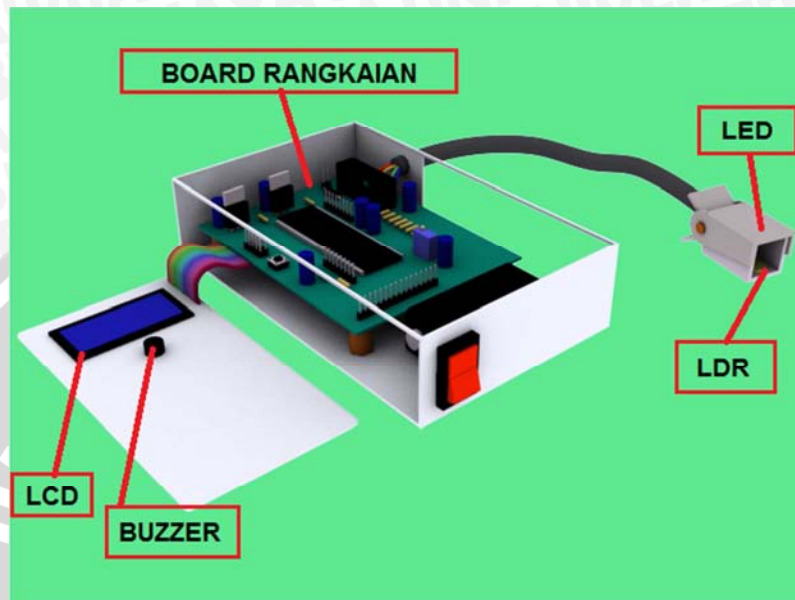


Gambar 4.9 flowchart program mikrokontroller

4.4 Perancangan Mekanik

Perancangan mekanik alat terdiri atas perancangan mekanik alat yang terpasang pada pasien dan perancangan mekanik alat pemantau yang terletak di ruang perawat.

Gambar 4.10 menunjukkan rancangan mekanik alat.



Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat

BAB V

PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pengujian dan analisis dilakukan untuk mengetahui apakah sistem telah bekerja sesuai perancangan. Pengujian dilakukan per blok kemudian secara keseluruhan. Adapun pengujian yang perlu dilakukan sebagai berikut:

- 1) Pengujian sensor.
- 2) Pengujian rangkaian *filter* dan op-amp *noninverting*.
 - a) Pengujian *high pass filter*.
 - b) Pengujian penguat operasional *noninverting*.
 - c) Pengujian *low pass filter*.
- 3) Pengujian rangkaian komparator.
- 4) Pengujian LCD.
- 5) Pengujian Buzzer.
- 6) Pengujian keseluruhan sistem.

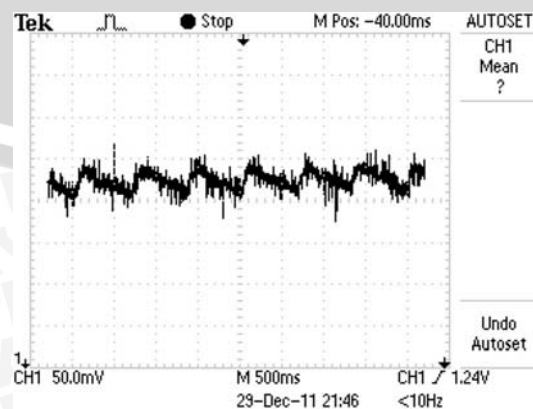
5.1 Pengujian Sensor

Pengujian sensor ini bertujuan untuk mengetahui amplitudo dan bentuk sinyal keluaran sensor. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan keluaran sensor dengan osiloskop TEKTRONIX TDS-1012B. Sensor dipasang pada jari dengan cara dijepit tepat pada letak pembuluh darah arteri di ujung jari telunjuk atau ibu jari tangan kiri. Rangkaian pengujian sensor dapat ditunjukkan dalam Gambar 5.1.



Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor

Gambar 5.2 menunjukkan hasil sinyal keluaran pengujian sensor.



Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor

Berdasarkan hasil pengujian diketahui amplitudo keluaran sensor sebesar 40mV. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa sensor sesuai perancangan.

5.2 Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting

5.2.1 Pengujian High Pass Filter

Pengujian High Pass Filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan blok diagram yang ditunjukkan dalam Gambar 5.3



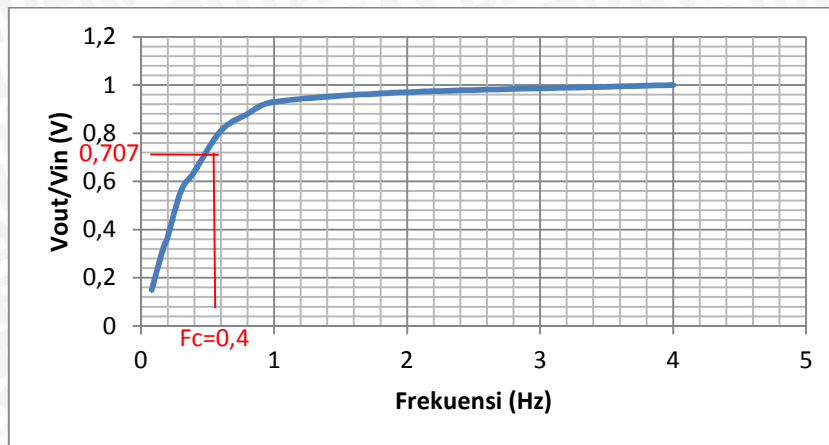
Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari high pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan frekuensi 0-10 Hz dan V_{pp} 1,8 volt sebagai masukan high pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 6 menunjukkan hasil keluaran pengujian high pass filter.

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter*

| Frekuensi (Hz) | V_{in} pp (volt) | V_{out} pp (volt) | V_{out}/V_{in} (volt) |
|----------------|--------------------|---------------------|-------------------------|
| 0,08 | 1,8 | 0,28 | 0,15 |
| 0,09 | 1,8 | 0,32 | 0,17 |
| 0,16 | 1,8 | 0,56 | 0,31 |
| 0,2 | 1,8 | 0,67 | 0,37 |
| 0,3 | 1,8 | 1,01 | 0,56 |
| 0,4 | 1,8 | 1,16 | 0,64 |
| 0,6 | 1,8 | 1,47 | 0,81 |
| 0,8 | 1,8 | 1,6 | 0,88 |
| 1 | 1,8 | 1,68 | 0,93 |
| 2 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 4 | 1,8 | 1,81 | 1 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam Tabel 6 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam Gambar 5.4.

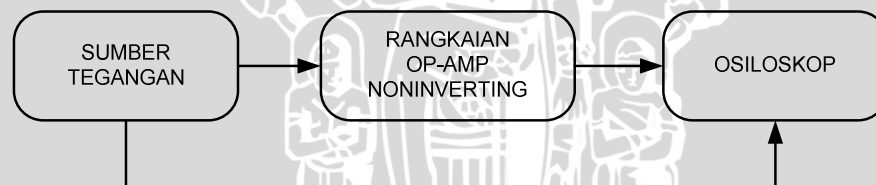


Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Berdasarkan hasil pengujian high pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 0,16 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 0,4 Hz.

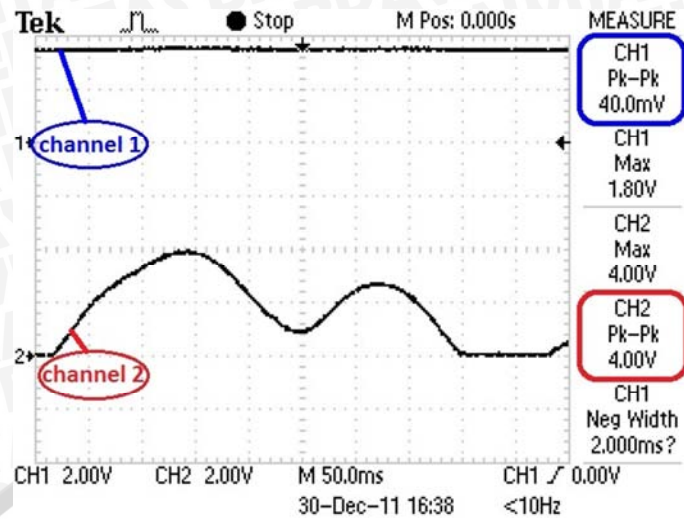
5.2.2 Pengujian Op-Amp Noninverting

Pengujian op-amp noninverting ini bertujuan untuk mengetahui besarnya penguatan yang dihasilkan, apakah telah sesuai atau tidak. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.5.



Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari penguat dengan channel 1 osiloskop dan keluaran dari penguat dengan channel 2 osiloskop. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 40mV sebagai masukan dari penguat. Kemudian dilihat hasil tegangan keluarannya. Gambar 5.6 menunjukkan hasil pengujian rangkaian op-amp noninverting.



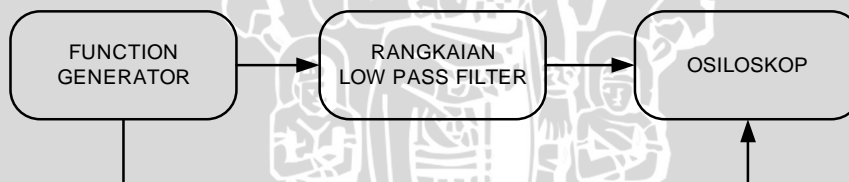
Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Dari hasil pengujian didapatkan tegangan keluaran sebesar 4V sehingga besarnya penguatan yang dihasilkan adalah:

$$A_V = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4V}{40mV} = 100 \text{ kali} \dots \dots \dots (5.1)$$

5.2.3 Pengujian Low Pass Filter

Pengujian low pass filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.7.



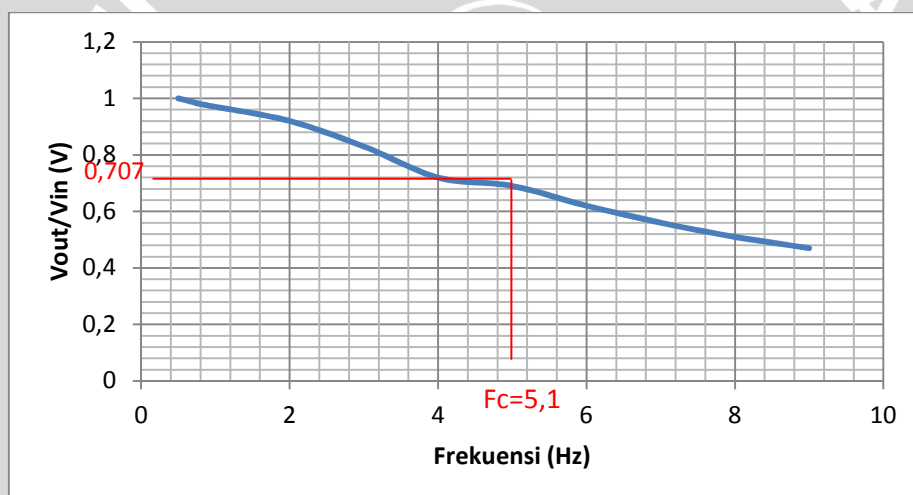
Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari low pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan V_{pp} 5v sebagai masukan low pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 7 menunjukkan hasil keluaran pengujian low pass filter.

Tabel 7 Hasil Pengujian Low Pass Filter

| Frekuensi (Hz) | Vin pp (volt) | Vout pp (volt) | Vout/Vin (volt) |
|----------------|---------------|----------------|-----------------|
| 0,5 | 1,8 | 1,8 | 1 |
| 0,8 | 1,8 | 1,78 | 0,98 |
| 1 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 2 | 1,8 | 1,66 | 0,92 |
| 3 | 1,8 | 1,5 | 0,83 |
| 4 | 1,8 | 1,3 | 0,72 |
| 5 | 1,8 | 1,25 | 0,69 |
| 6 | 1,8 | 1,12 | 0,62 |
| 7 | 1,8 | 1,02 | 0,56 |
| 8 | 1,8 | 0,93 | 0,51 |
| 9 | 1,8 | 0,85 | 0,47 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam tabel 7 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam gambar 5.8.



Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

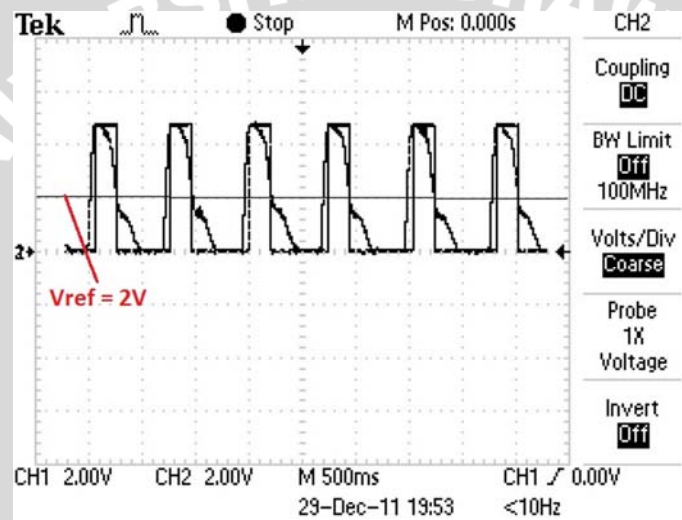
Berdasarkan hasil pengujian Low pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 5 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 5,1 Hz.

5.3 Pengujian Komparator

Pengujian komparator ini bertujuan untuk mengetahui besarnya V_{ref} dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.9.

Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator

Pengujian dilakukan dengan cara menghubungkan channel 1 osiloskop dengan sinyal masukan dari op-amp non inverting dan channel 2 osiloskop dengan sinyal keluaran dari komparator. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 4,5 V sebagai masukan dari penguat yang nantinya akan menjadi masukan di rangkaian komparator. Kemudian dilihat hasil V_{ref} dan bentuk sinyal keluarannya. Gambar 5.10 menunjukkan hasil pengujian rangkaian komparator.

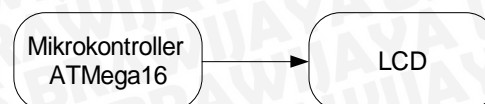


Gambar 5. 10 Hasil Pengujian Rangkaian Komparator

Dari hasil pengujian didapatkan V_{ref} sebesar 2 volt dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan adalah sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 volt. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa pengujian rangkaian komparator telah sesuai dengan perancangan.

5.4 Pengujian LCD

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui keberhasilan LCD menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler. Pengujian LCD dilakukan dengan menghubungkan LCD dengan mikrokontroler yang sudah berisi perangkat lunak untuk menampilkan tulisan tertentu. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.11.



Gambar 5. 11 Blok Diagram Pengujian LCD

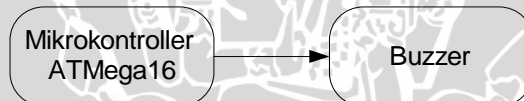
Pada pengujian ini, mikrokontroler diberikan program agar LCD dapat menampilkan tulisan “PASIEN RAWATINAP” pada baris pertama dan tulisan “JANTUNG KORONER” pada baris kedua. Kemudian *board* mikrokontroler diaktifkan dengan memberi catu daya sebesar 5 volt. Tampilan hasil pengujian modul LCD ditunjukkan dalam Gambar 5.12. Dari hasil pengujian dapat disimpulkan bahwa rangkaian LCD dapat menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler.



Gambar 5. 12 Hasil Pengujian LCD

5.5 Pengujian Buzzer

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui apakah rangkaian yang dirancang dapat mengaktifkan buzzer. Pengujian buzzer dilakukan dengan menggunakan program dari mikrokontroler Atmega16. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.13.



Gambar 5. 13 Blok Diagram Pengujian LCD

Pada pengujian ini, mikrokontroler diberi diberikan program untuk mengaktifkan buzzer dan ketika diberi logika 1 (high) dan tidak aktif jika diberikan logika 0 (low). Tabel 8 menunjukkan hasil keluaran pengujian buzzer.

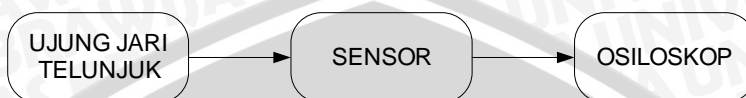
| Logika MK Atmega16 | Buzzer |
|--------------------|-------------|
| 1 | Aktif |
| 0 | Tidak aktif |

5.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

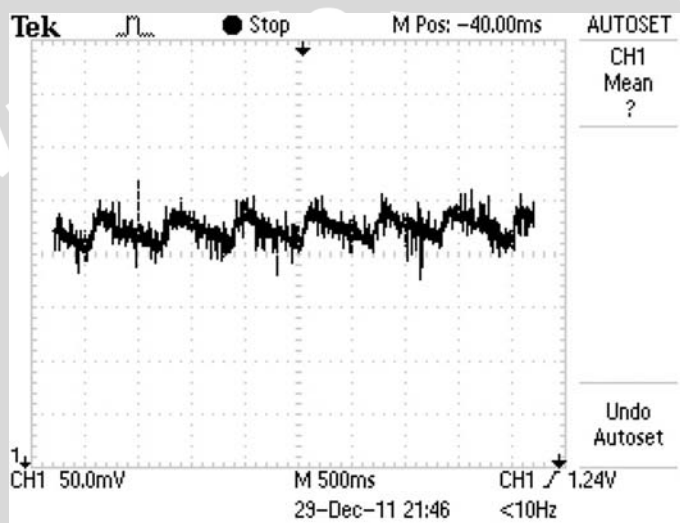
Pengujian keseluruhan sistem dilakukan dengan cara menggabungkan semua bagian alat yang dibuat dan melihat kinerja alat. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kinerja alat yang dibuat apakah telah bekerja sesuai dengan yang diharapkan.

Pengujian ini diawali dengan memasang sensor pada ujung jari telunjuk tangan kiri kemudian menghubungkan keluaran masing-masing blok ke osiloskop, hal ini

bertujuan untuk mengetahui bentuk sinyal dari masing-masing blok secara berurutan sesuai diagram blok pada perancangan. Selanjutnya dilakukan pengujian keseluruhan sistem dengan cara menguji adanya aritmia, takikardia dan bradikardia. Pengujian adanya penyakit jantung koroner ini diawali dengan penghitungan detak jantung permenit oleh alat. Gambar 5.14 menunjukkan diagram blok pengujian sensor pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.15 menunjukkan sinyal keluaran sensor.



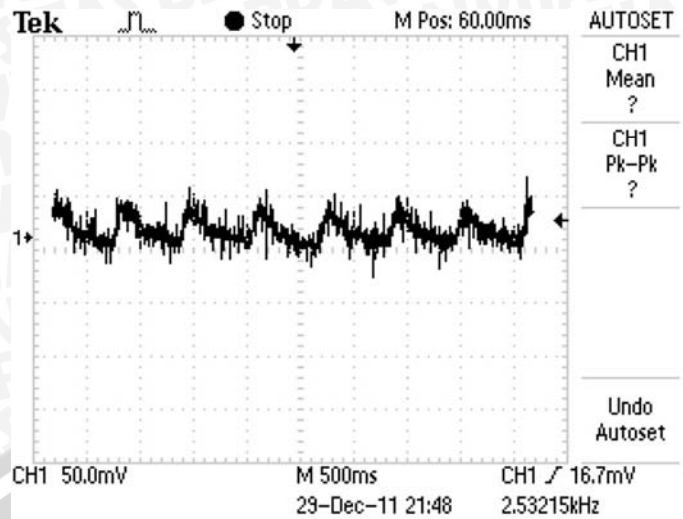
Gambar 5. 14 Diagram Blok Pengujian Sensor



Gambar 5. 15 Sinyal Keluaran Sensor

Gambar 5.16 menunjukkan diagram blok pengujian high pass filter pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.17 menunjukkan sinyal keluaran high pass filter.

Gambar 5. 16 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

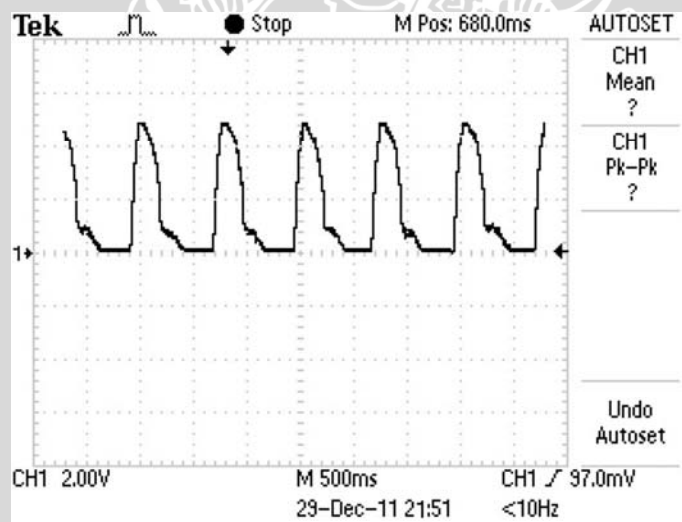


Gambar 5. 17 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Gambar 5.18 menunjukkan diagram blok pengujian penguat operasional *noninverting* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.19 menunjukkan sinyal keluaran penguat operasional *noninverting*.

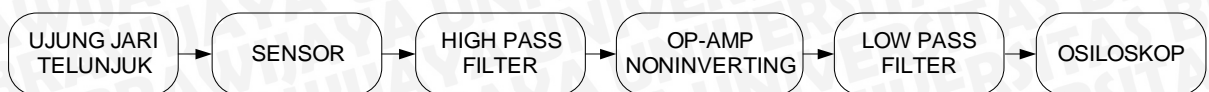


Gambar 5. 18 Diagram Blok Pengujian Penguat Operasional *Noninverting*



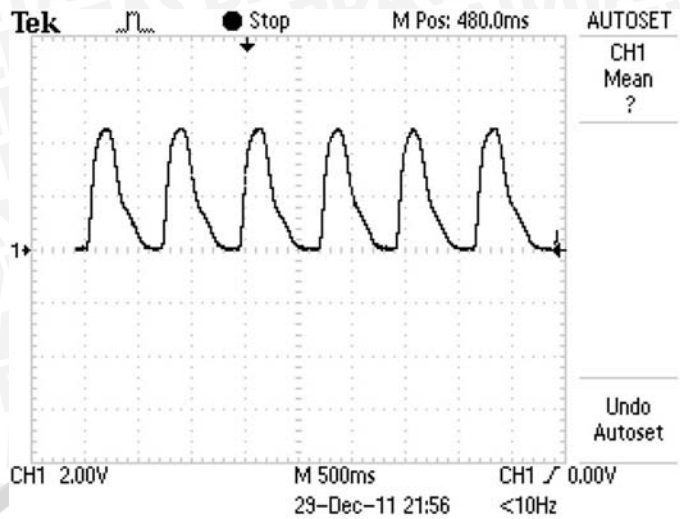
Gambar 5. 19 Sinyal Keluaran Penguat Operasional *Noninverting*

Gambar 5.20 menunjukkan diagram blok pengujian *low pass filter* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.21 menunjukkan sinyal keluaran *low pass filter*.



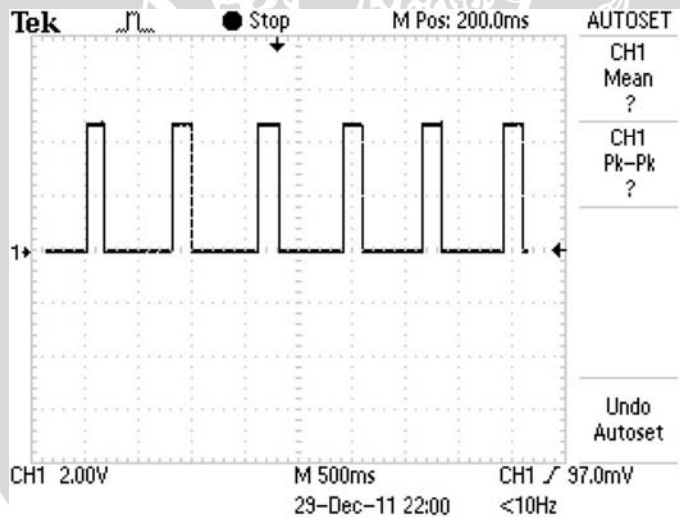
Gambar 5. 20 Diagram Blok Pengujian *Low Pass Filter*



Gambar 5. 21 Sinyal Keluaran *Low Pass Filter*

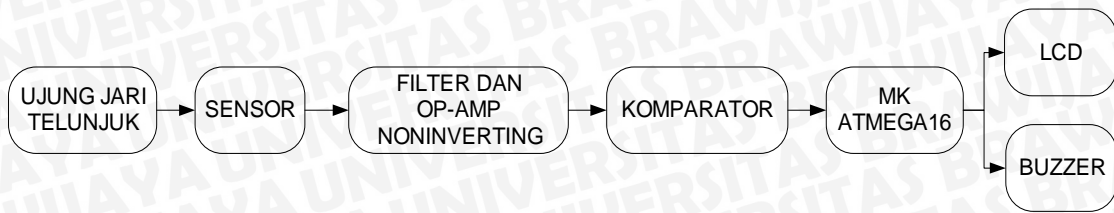
Gambar 5.22 menunjukkan diagram blok pengujian komparator pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.23 menunjukkan sinyal keluaran komparator.

Gambar 5. 22 Diagram Blok Pengujian Komparator

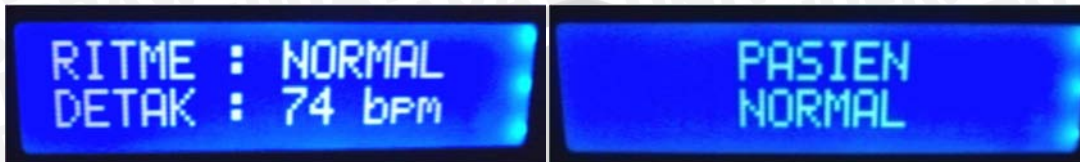


Gambar 5.23 Sinyal Keluaran Komparator

Gambar 5.24 menunjukkan diagram blok pengujian sistem secara keseluruhan dan Gambar 5.25 menunjukkan tampilan LCD hasil pengujian keseluruhan sistem.



Gambar 5.24 Diagram Blok Pengujian Keseluruhan



Gambar 5.25 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal

Untuk mengetahui adanya indikasi penyakit aritmia, takikardia dan bradikardia pertama-tama kita harus menghitung jumlah detak jantung permenit, setelah mendapatkan detak jantung permenitnya maka dapat ditentukan indikasi penyakit apakah yang terdeteksi.

Pengujian terdiri menjadi 2 bagian yaitu pengujian perhitungan detak jantung per menit yang dilakukan dengan membandingkan hasil pembacaan alat dengan perhitungan manual. Perhitungan manual dilakukan dengan cara menghitung denyut nadi setiap satu menit. Dan pengujian mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner, yaitu:

1. Aritmia (Ritme jantung tidak teratur)
2. Aritmia takikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung lebih dari 100 bpm)
3. Aritmia bradikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung kurang dari 60 bpm)
4. Normal (Ritme jantung teratur, detak jantung 60-100 bpm)

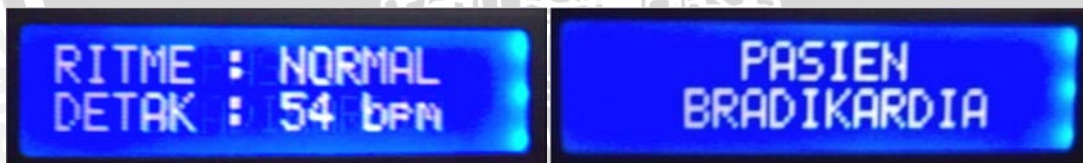
Tabel 9 menunjukkan perbandingan antara hasil pembacaan jumlah detak jantung per menit dengan hasil perhitungan dan Gambar 5.26 , Gambar 5.27 dan Gambar 5.28 menunjukkan tampilan LCD hasil pembacaan alat.

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual

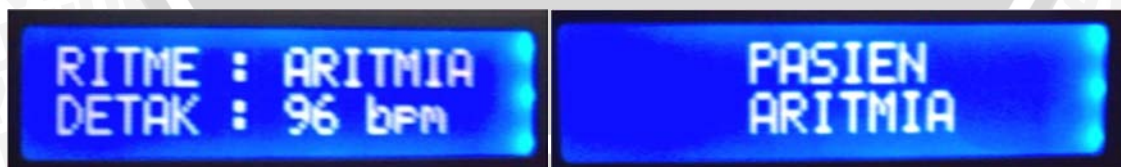
| No. | Pasien | Hasil Pembacaan Alat | | | Kondisi Buzzer | Hasil Perhitungan Manual (bpm) | Tingkat Kesalahan Perhitungan (%) |
|-----|----------|----------------------|----------------------------|--------------------------------|----------------|--------------------------------|-----------------------------------|
| | | Ritme | Jumlah Detak Jantung (bpm) | Jenis Penyakit yang Terdeteksi | | | |
| 1 | Pasien 1 | Normal | 46 | Bradikardia | Bunyi | 50 | 8 |
| 2 | | Normal | 54 | Bradikardia | Bunyi | 54 | 0 |
| 3 | | Normal | 58 | Bradikardia | Bunyi | 55 | 5,45 |
| 4 | | Normal | 75 | - | - | 64 | 17,1 |
| 5 | | Normal | 72 | - | - | 68 | 5,88 |
| 6 | Pasien 2 | Aritmia | 74 | Aritmia | Bunyi | 73 | 1,36 |
| 7 | | Aritmia | 78 | Aritmia | Bunyi | 80 | 2,5 |
| 8 | | Aritmia | 80 | Aritmia | Bunyi | 76 | 5,26 |
| 9 | | Aritmia | 81 | Aritmia | Bunyi | 80 | 1,25 |
| 10 | | Normal | 121 | Takikardia | Bunyi | 124 | 2,41 |
| 11 | Pasien 3 | Normal | 59 | Bradikardia | Bunyi | 60 | 1,66 |
| 12 | | Normal | 74 | - | - | 74 | 0 |
| 13 | | Normal | 83 | - | - | 79 | 5,06 |
| 14 | | Normal | 94 | - | - | 75 | 25,33 |
| 15 | | Normal | 101 | Takikardia | Bunyi | 101 | 0 |
| | | | | | | | 5,41 |



Gambar 5.26 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia



Gambar 5.27 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia



Gambar 5.28 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia

Hasil pengujian diambil dari 3 sample pasien yang berbeda, dengan penghitungan dengan waktu real time yang berbeda. Sehingga didapatkan hasil yang berbeda-beda pula.

Dari hasil pengujian ketepatan perhitungan jumlah detak jantung per menit didapatkan kesalahan rata-rata sebesar 5,41 %. Hal ini disebabkan perbedaan metode perhitungan yang digunakan. Hasil perhitungan secara langsung atau manual merupakan jumlah detak jantung dalam 15 detik yang kemudian diolah, dikalikan 4 sehingga didapat beat permenitnya. Sedangkan pada alat, hasil pembacaan merupakan nilai rata-rata dari lima periode detak jantung.

Dari tabel dan gambar hasil pengujian LCD juga dapat dilihat bahwa pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung normal tidak terkena penyakit, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung lebih dari 100 bpm terkena Takikardia, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung kurang dari 60 bpm terkena bradikardia dan pasien yang mempunyai ritme tidak normal dan detak jantung normal terkena aritmia. Kondisi buzzer juga telah terbukti berbunyi hanya ketika alat mendeteksi adanya penyakit. Hal ini sudah membuktikan bahwa program keseluruhan telah sesuai dengan perancangan.



BAB VI PENUTUP

6.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil perancangan dan pengujian yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Rangkaian pengkondisi sinyal untuk jumlah detak jantung antara 10 – 300 bpm terdiri atas rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,16 Hz, rangkaian penguat operasional *noninverting* dengan penguatan sebesar 110 kali, rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 5 Hz dan rangkaian komparator dengan tegangan referensi sebesar 2 volt.
- 2) Sistem Pendeteksi aritmia yang dirancang terdiri atas pengolah data dan penampil data. Pengolah data akan mengolah data dari sensor dan rangkaian pengkondisi sinyal kemudian hasilnya ditampilkan ke penampil data berupa tampilan LCD dan buzzer sebagai alat peringatan pada perawat.
- 3) Perangkat lunak mikrokontroler Atmega16 menggunakan bahasa C telah dapat mengambil data keluaran komparator, menghitung waktu hasil keluarannya, mengolahnya menjadi jumlah beat per menit dan menentukan jenis penyakit jantung koroner apa yang dideteksi. Mikrokontroler juga telah dapat menampilkan data jumlah beat per menit pada LCD, dan dapat mendeteksi adanya penyakit jantung berdasarkan data yang didapat dan dapat mengaktifkan buzzer sesuai dengan indikasi penyakit jantung koroner apa yang terdeteksi.

6.2 Saran

Saran-saran dalam pengimplementasian maupun peningkatan unjuk kerja sistem ini dapat diuraikan sebagai berikut:

- 1) Sistem yang dirancang hanya menyediakan satu sensor yang hanya dapat digunakan untuk satu pasien saja, sehingga dalam pengembangannya diharapkan dapat menyediakan lebih banyak sensor sehingga akan lebih banyak pasien yang dapat dipantau secara otomatis oleh sistem.
- 2) Sistem hanya dibuat untuk memantau aritmia, takikardia dan bradikardia saja, diharapkan untuk pengembangan selanjutnya dapat memantau lebih banyak jenis penyakit jantung koroner.



- 3) Sistem dapat dikembangkan untuk pasien rawat inap rumah pasca serangan jantung koroner, dengan pemanggilan dokter atau perawat menggunakan teknologi GPS, telepon atau sms.



DAFTAR PUSTAKA

- Adil, Ratna. 2009. *Perancangan Sistem Monitoring Online Pasca Pasien Penderita Jantung Koroner Berbasis Identifikasi Sinyal Elevasi ST*. Surabaya: Politeknik Elektronika Negeri Surabaya-Institut Teknologi Sepuluh November.
- Abdulloh, Yusuf. 2010. *Penghitng Detak Jantung Portabel Wireless dengan Media Penyimpan Komputer*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Atmel. 2007. *ATMEGA16/ATMEGA16L, 8-bit AVR with 16 kbytes in System Programable Flash*. www.atmel.com/literatur. Diakses tanggal: 26 Januari 2011.
- CUI INC. 2010. *Description: Magnetic Buzzer*. www.cui.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Damai Yanti, Asri. 2009. *Karakteristik Penderita Penyakit Jantung Koroner Rawat Inap di RSU Dr. Pirngadi Medan tahun 2003-2006*. Medan: Universitas Sumatera Utara
- Dharma, MD, FIHA, Surya. 2010. *Arrhythmia*. Jakarta: *Department of Cardiology and Vascular Medicine*, Universitas Indonesia.
- Elane. 2010. *2x16 LCD Module Datasheet*. www.elane.net. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Erliyanto, Machriz. 2008. *Perancangan Perangkat Monitoring Denyut Jantung Dengan Visualisasi Lcd Grafik Berbasis Atmel At89c51*. Bandung: Institut Teknologi Telkom.
- G, Jakson. 1984. *Cadiovasculer Update, Insight in to Heart Disease, Update Publications*. England.
- Khandpur, RS. 1997. *Handbook of Biomedical Instrumentation*. McGraw-hill.
- Koehler, Kenneth R. 1996. *The Human Cardiovascular System*. www.rwc.uc.edu/koehler/biophys.
- Mascaro, Stephen A. Dan H. Harry Asada. 2001. *Photoplethysmograph Fingernail Sensors For Measuring Forces Without Haptic Obstruction*. IEEE Transactions on Robotics AND Automation, vol 17, no.5.
- Miswanto, Andi Sulistiono. 2010. *Sistem Pendeteksi Musik Pada Model Robot Penari Dalam Studi Kasus Kontes Robot Seni Indonesia*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia. 2009. *Advanced Cardiac Life Support*. Jakarta: PERKI.
- Peacock, Todd, Chong-Meng Teh, K'lvin Sui dan Craig Williamson. 2001. *Design of a Heart Monitor*. Departement of Electrical and Computer Engineering Mississipi State University. Mississipi

- Richard, H, MD. 1980. *The American Heart Book*. The American Heart Association. USA.
- Roger L. Tokhrin. 1990. *Digital Electronic*. Mc Graw Hill Inc, Singapore.
- Setiawan, Jan. 2003. *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. Bogor: Institut Pertanian Bogor.
- Sunrom. 2008. *Light Dependent Resistor – LDR*. <http://www.sunrom.com>. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Sutrisno. 1987. *Elektronika, Teori dan Penerapannya*. Bandung: ITB
- Soemitro, Herman Widodo. 1992. *Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linier*. Jakarta: Erlangga
- Texas instrument. 2004. *LM158, LM258, LM358 Dual Operational Amplifiers*. www.alldatasheet.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Webster, John G. *Medical Instrumentation Application and Design*. New York: John Wiley and Sons.



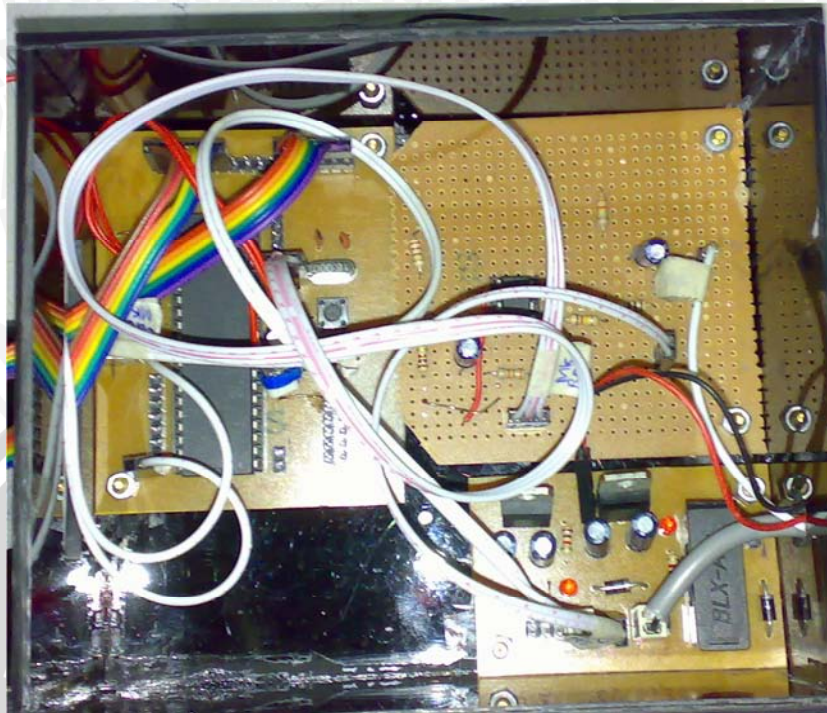
LAMPIRAN



LAMPIRAN I

FOTO ALAT





Gambar 1 Board Rangkaian di dalam Sistem



Gambar 2 Sistem Secara Keseluruhan



Gambar 3 Pemasangan Sensor pada Ujung Jari

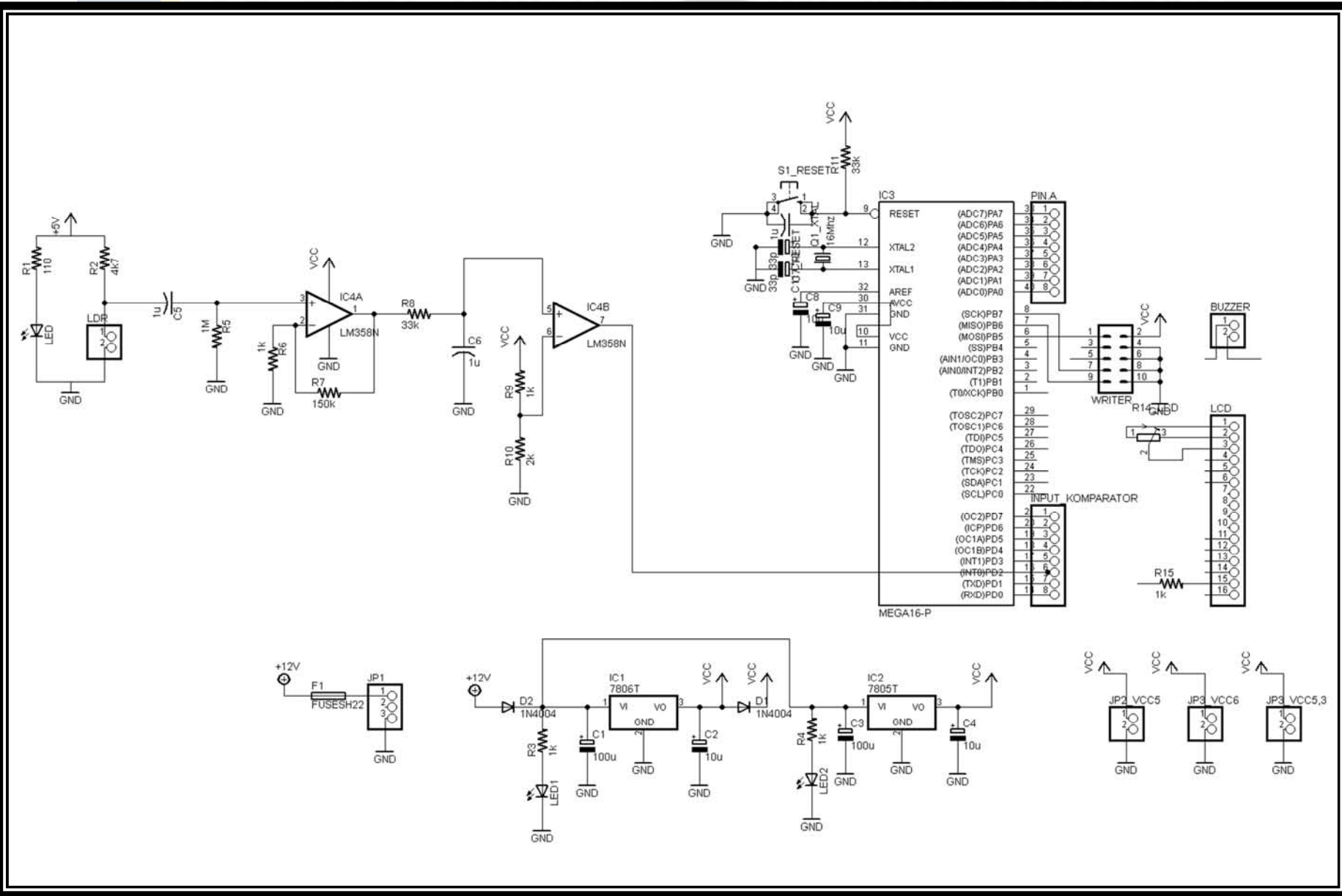


Gambar 3 Sistem pada saat Kondisi Menyala

LAMPIRAN II

GAMBAR RANGKAIAN





LAMPIRAN III

LISTING PROGRAM MIKROKONTROLER ATmega16




```

/*****
This program was produced by the
CodeWizardAVR V2.04.4a Advanced
Automatic Program Generator
© Copyright 1998-2009 Pavel Haiduc, HP InfoTech s.r.l.
http://www.hpinfotech.com

```

```

Project : Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca
Serangan Jantung Koroner
Version :
Date : 12/24/2011
Author : NeVaDa
Company :
Comments:

```

```

Chip type : ATmega16
Program type : Application
AVR Core Clock frequency: 16.000000 MHz
Memory model : Small
External RAM size : 0
Data Stack size : 256
*****/

```

```

#include <mega16.h>
#include <stdio.h>
#include <delay.h>

```

```

#define buzzer_off PORTB.0=0
#define buzzer_on PORTB.0=1

```

```

#define tinggi 0
#define rendah 1

```

```

#define t10 10
#define t1000 1000

```

```

unsigned int bpm_tertampil,n=1;
unsigned int aritmia_tertampil ;
char data[17];
bit pertama;
unsigned int time1000,time10;
unsigned int bpm, bpm0, bpm1, bpm2, bpm3, bpm4;
unsigned int aritmia, aritmia0, aritmial, aritmia2, aritmia3,
aritmia4;
unsigned int data_ctr;
int a;

```

```

// Alphanumeric LCD Module functions
#asm
.equ __lcd_port=0x15 ;PORTC
#endasm
#include <lcd.h>

```

```

// External Interrupt 0 service routine
interrupt [EXT_INT0] void ext_int0_isr(void)
{
PORTA.0=~PORTA.0;
if (pertama == tinggi)
{
TCCR1B = 0x05;

```

```
    pertama = rendah;
    }
    else if (pertama == rendah){
        TCCR1B = 0x00;
        aritmia = TCNT1;

        bpm = ((60*15625)/TCNT1);
        if(data_ctr == 0){bpm0 = bpm;aritmia0=aritmia;}
            else if(data_ctr == 1){bpm1 = bpm; aritmia1 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 2){bpm2 = bpm; aritmia2 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 3){bpm3 = bpm; aritmia3 = aritmia;}
            else if(data_ctr == 4){bpm4 = bpm; aritmia4 = aritmia;}

            if(data_ctr < 4){data_ctr++;}
            else {
                bpm_tertampil = ((bpm0+bpm1+bpm2+bpm3+bpm4)/5);
                aritmia_tertampil =
                (aritmia0+aritmia1+aritmia2+aritmia3+aritmia4);
                bpm0 = bpm1;
                bpm1 = bpm2;
                bpm2 = bpm3;
                bpm3 = bpm4;
            }
        TCNT1 = 0x00;
        pertama = tinggi;
    }
}

// Timer 0 overflow interrupt service routine
interrupt [TIM0_OVF] void timer0_ovf_isr(void)
{
    TCNT0=0x06;
    if(time10>0){time10--;}
    if(time1000>0){time1000--;}
}

// Declare your global variables here

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

    // Input/Output Ports initialization
    // Port A initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=Out
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=0
    PORTA=0x00;
    DDRA=0x01;

    // Port B initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=In
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=T
    PORTB=0b00000100;
    DDRB=0b00001111;

    // Port C initialization
```

```
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTC=0b00010010;
DDRC=0b00011110;

// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0x00;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 2000.000 kHz
// Mode: Normal top=FFh
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x03; // Clock value: 250.000 kHz-->1ms
TCNT0=0x06;
TIMSK=0x01;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer1 Stopped
// Mode: Normal top=FFFFh
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

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

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: On
// INT0 Mode: Low level
// INT1: Off
```



```
// INT2: Off
GICR|=0x40; //INT0 Mode: Rising Edge
MCUCR=0x03;
MCUCSR=0x00;
GIFR=0x40;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK=0x01;

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

// LCD module initialization
lcd_init(16);

// Global enable interrupts
#asm("sei")

if (n==1){
    lcd_gotoxy(0,0);
    lcd_putsf("PASIEN RAWATINAP");
    lcd_gotoxy(0,1);
    lcd_putsf("JANTUNG KORONER");
    delay_ms(5000);
    n=0;
}
while (1)
{
    //1
    if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100)
    {
        //a=1;
        // while(a==1)
        for(a=0;a<2;a++)
        {
            //{
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
            lcd_gotoxy(0,1);
            sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
            lcd_puts(data);
            delay_ms(1000);
            //a=0;
            //}
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf(" Pasien ");
            lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf(" Normal ");
            delay_ms(1000);
        };
        //a=1;
    }

    //2
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil <60) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
    }
```

```
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Bradikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //3
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Takikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //4
    else if(aritmia_tertampil <=0,6 || aritmia_tertampil >=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Aritmia ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Aritmia    ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
};
}
```

LAMPIRAN IV

DATASHEET



**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA
PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:
REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN NASIONAL
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
MALANG
2012**

LEMBAR PERSETUJUAN

SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER

SKRIPSI

*Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik*



Disusun Oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR

NIM. 0710630058-63

Telah diperiksa dan disetujui oleh:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc.
NIP 19590304 198903 1 001

Mochammad Rif'an, ST., MT.
NIP. 19710301 200012 1 003

LEMBAR PENGESAHAN

**SISTEM PENDETEKSI ARITMIA PADA PASIEN RAWAT INAP
PASCA SERANGAN JANTUNG KORONER**

SKRIPSI

*Diajukan untuk memenuhi persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Teknik*

Disusun oleh:

REFITA EDNA KAUTSAR
NIM. 0710630058-63

Skripsi ini telah diuji dan dinyatakan lulus pada
tanggal 09 Februari 2012

DOSEN PENGUJI

Ir. M. Julius St, MS
NIP. 19540720 198203 1 002

Ir. Nurussa'adah, MT.
NIP. 19680706 199203 2 001

Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT.
NIP. 19721218 199903 1 002

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Elektro

Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono, MS
NIP. 19580728 198701 1 001

PENGANTAR

Alhamdulillah, segenap puji dan syukur penulis ucapkan kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat, hidayah, ridho, nikmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul “Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner”. Tidak lupa shalawat serta salam semoga senantiasa tercurahkan untuk Rasulullah Muhammad SAW beserta keluarga, sahabat, kerabat dan para pengikutnya sampai akhir jaman.

Dalam menyelesaikan skripsi ini, banyak bantuan, bimbingan, dan dorongan yang diterima oleh penulis. Untuk itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- Papa Edy Suwanto, mama Lilin Herlina, mas Hanif Wanadri Kautsar, mas Edwin Ibnu Kautsar, adek Neysha Riskiania Putri dan seluruh keluarga besar penulis atas segala didikan, doa, dukungan, perhatian, kasih sayang dan kesabarannya selama ini,
- Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono., MS selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- M. Aziz Muslim, ST., MT., Ph.D selaku Sekretaris Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. M. Julius St, MS selaku Ketua Kelompok Dosen Keahlian Elektronika Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya,
- Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc. dan Mochammad Rif'an, ST.,MT selaku Dosen Pembimbing 1 dan Dosen Pembimbing 2 atas segala bimbingan, nasehat, arahan, motivasi, kritik, saran dan masukan yang telah diberikan,
- Alm. Dr. Agung Darmawansyah, ST., MT atas segala bimbingan, dukungan dan nasehatnya dan seluruh dosen-dosen di Teknik Elektro Universitas Brawijaya atas bimbingan dan didikannya selama masa perkuliahan,
- Staff Recording Jurusan Teknik Elektro,
- Indrawan Riza Firmansyah, atas segala kesabaran, dukungan, doa, kepercayaan dan kasih sayangnya.
- Sahabat-sahabat setia penulis, Allen Nimas Yudita,. Sari, Kanya, Nina, Gandis, Kiki, Liling dan Evi.
- Handiny Indah Purnama dan Atika Iqlimah atas persahabatan dan setiap detik waktu yang berharga kita sejak jaman maba. Hafrida Rahmah, Rizal Maulana,



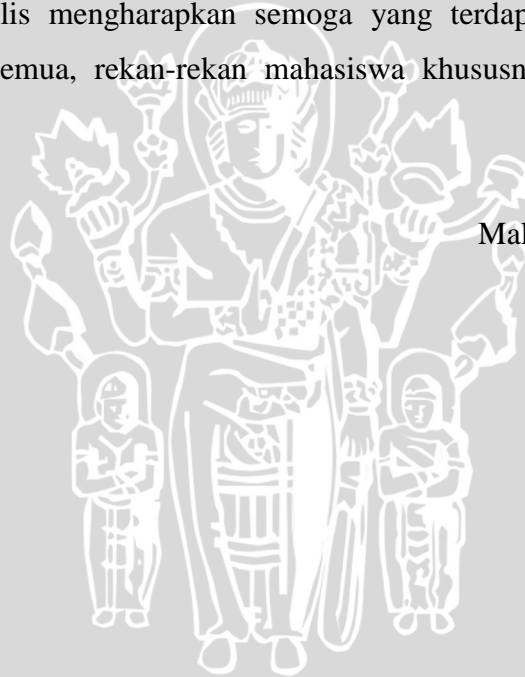
Yuli Khoirul Dan Farishal Anas Ramadhan atas setiap bantuan, kepercayaan, dukungan, kata-kata ‘pedas’ dan pacuan semangatnya,

- Mas Ucup, Mas Andi, Taufik, Judis, Irfan ‘parampa’, Ucup, Angga ‘carock’, Wahyu, Zubed dan Akka atas bantuannya selama ini,
- Teman-teman bermain, Puput, Kecil, Nyaz, Dela, Ano, Icha, Depi, Maul, Cici, Turen, Vandra, Galih, Indra, Awe, Brian, Tommy, Arys, Gosong dan Teman-teman kos 49, Ita, Titis, Firda, Fay, Yuli, Wulan, dan Ika.
- Teman-teman konsentrasi elektronika, tim robot angk. 2007, 2008 dan 2009, lab. Elka, WS, Himpunan, seluruh teman-teman CORE angk. 2007 dan teman-teman, senior serta semua pihak yang tidak mungkin bagi penulis untuk mencantumkan namanya satu-persatu, terima kasih banyak atas bantuan dan dukungannya.

Akhir kata, penulis mengharapkan semoga yang terdapat dalam skripsi ini bermanfaat untuk kita semua, rekan-rekan mahasiswa khususnya dan bagi seluruh pembaca pada umumnya.

Malang, Februari 2012

Penulis

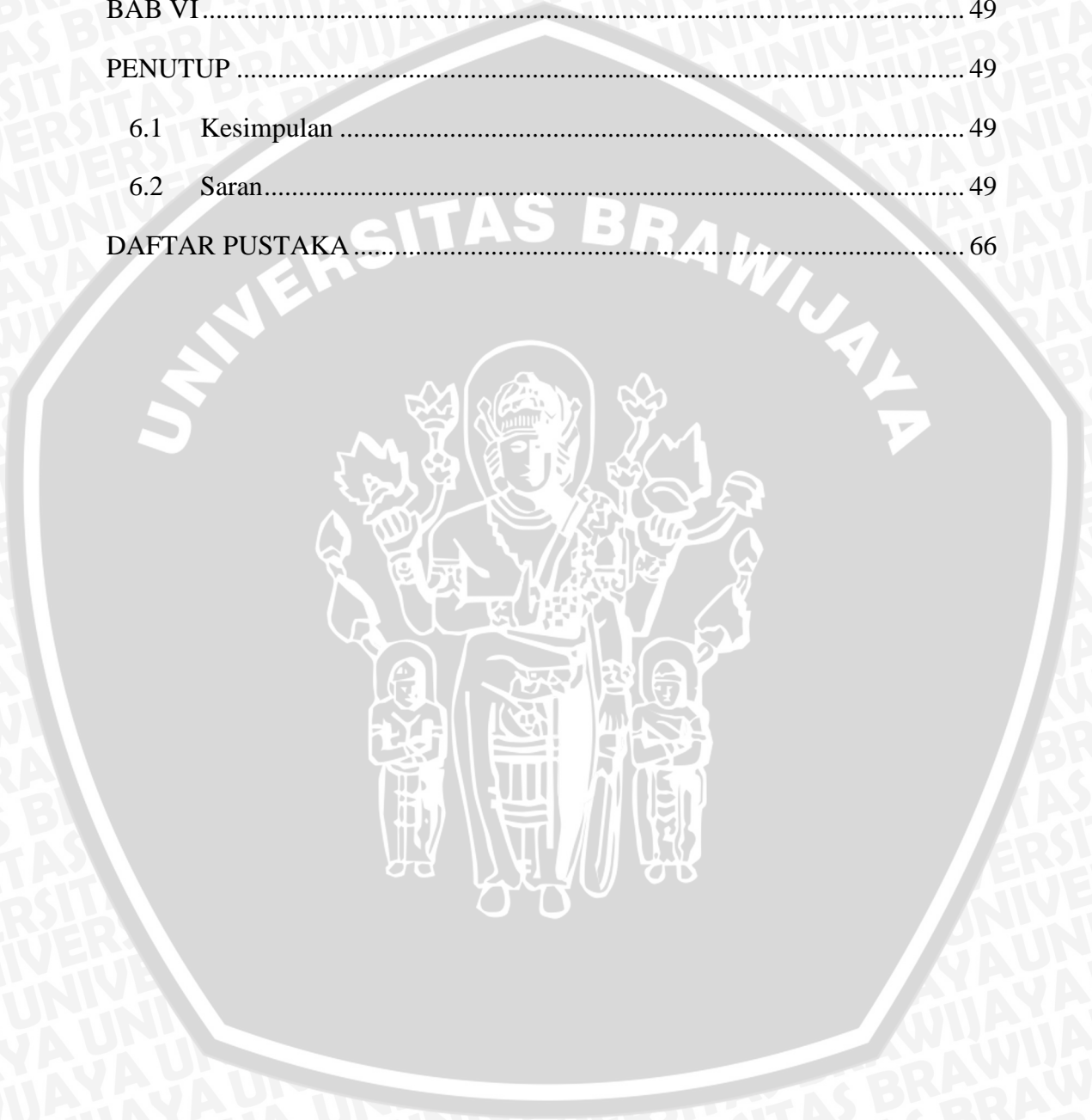


DAFTAR ISI

| | |
|---|-----------|
| ABSTRAK..... | 1 |
| DAFTAR ISI..... | iii |
| BAB I..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 Rumusan Masalah | 3 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 3 |
| 1.4 Tujuan | 3 |
| 1.5 Sistematika Pembahasan | 4 |
| BAB II..... | 5 |
| 2.1 Jantung | 5 |
| 2.2 Metode PhotoPlethysmograph | 7 |
| 2.3 Penyakit Jantung Koroner | 9 |
| 2.4 Aritmia | 9 |
| 2.5 LED (Light Emitting Diode)..... | 11 |
| 2.6 LDR (Light Dependent Resistor)..... | 11 |
| 2.7 Filter | 12 |
| 2.8 Op-amp Non Inverting | 13 |
| 2.9 Mikrokontroler Atmega 16 | 14 |
| 2.8.1 Struktur dan Operasi Port | 16 |
| 2.10 LCD LMB162 | 18 |
| 2.11 Buzzer..... | 19 |
| BAB III..... | 21 |
| METODOLOGI PENELITIAN | 21 |
| 3.1 Studi Literatur | 21 |
| 3.2 Penentuan Spesifikasi Alat..... | 21 |

| | | |
|--|--|-----------|
| 3.3 | Perancangan dan Perealisasian Alat..... | 22 |
| 3.3.1 | Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok..... | 22 |
| 3.3.2 | Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak | 22 |
| 3.4 | Pengujian Alat..... | 22 |
| 3.5 | Pengujian Perangkat Keras | 22 |
| 3.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 22 |
| 3.7 | Pengambilan Kesimpulan..... | 22 |
| BAB IV | | 23 |
| PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT..... | | 23 |
| 4.1 | Perancangan Sistem | 23 |
| 4.2 | Perancangan Perangkat Keras..... | 24 |
| 4.2.1 | Perancangan Catu Daya..... | 24 |
| 4.2.2 | Perancangan Sensor..... | 25 |
| 4.2.3 | Perancangan Filter dan Op-Amp <i>Noninverting</i> | 27 |
| 4.2.4 | Perancangan Rangkaian Komparator | 29 |
| 4.2.5 | Perancangan Sistem Mikrokontroler..... | 30 |
| 4.2.6 | Perancangan Rangkaian LCD..... | 32 |
| 4.2.7 | Perancangan Rangkaian Buzzer | 32 |
| 4.3 | Perancangan Perangkat Lunak..... | 33 |
| 4.4 | Perancangan Mekanik | 35 |
| BAB V | | 36 |
| PENGUJIAN DAN ANALISIS..... | | 36 |
| 5.1 | Pengujian Sensor..... | 36 |
| 5.2 | Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting..... | 37 |
| 5.2.1 | Pengujian High Pass Filter | 37 |
| 5.2.2 | Pengujian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| 5.2.3 | Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |

| | | |
|---------------------|-----------------------------------|----|
| 5.3 | Pengujian Komparator | 40 |
| 5.4 | Pengujian LCD..... | 41 |
| 5.5 | Pengujian Buzzer | 42 |
| 5.6 | Pengujian Keseluruhan Sistem..... | 42 |
| BAB VI..... | | 49 |
| PENUTUP | | 49 |
| 6.1 | Kesimpulan | 49 |
| 6.2 | Saran..... | 49 |
| DAFTAR PUSTAKA..... | | 66 |



DAFTAR GAMBAR

| | |
|--|-----|
| Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya..... | 6 |
| Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari..... | 8 |
| Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia..... | 9 |
| Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia..... | 10 |
| Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia..... | 11 |
| Gambar 2. 6 Simbol LED..... | 11 |
| Gambar 2. 7 LDR (<i>Light Dependent Resistor</i>)..... | 12 |
| Gambar 2. 8 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> | 12 |
| Gambar 2. 9 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> | 13 |
| Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional <i>Noninverting</i> | 14 |
| Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16..... | 16 |
| Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (<i>Liquid Cristal Display</i>)..... | 18 |
| Gambar 2. 13 <i>Buzzer</i> | 20 |
| Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem..... | 23 |
| Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya..... | 25 |
| Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor..... | 25 |
| Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting..... | 27 |
| Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator..... | 30 |
| Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroller..... | 31 |
| Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD..... | 32 |
| Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka <i>Buzzer</i> | 32 |
| Gambar 4. 9 Flowchart Program Mikrokontroller..... | 324 |
| Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat..... | 35 |
| Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor..... | 36 |
| Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter..... | 37 |
| Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter..... | 38 |
| Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting..... | 38 |
| Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noniverting..... | 39 |
| Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter..... | 39 |
| Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter..... | 40 |
| Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator..... | 41 |

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A 16

Tabel 2 Fungsi Tambahan Port B 17

Tabel 3 Fungsi Tambahan Port C 17

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D 18

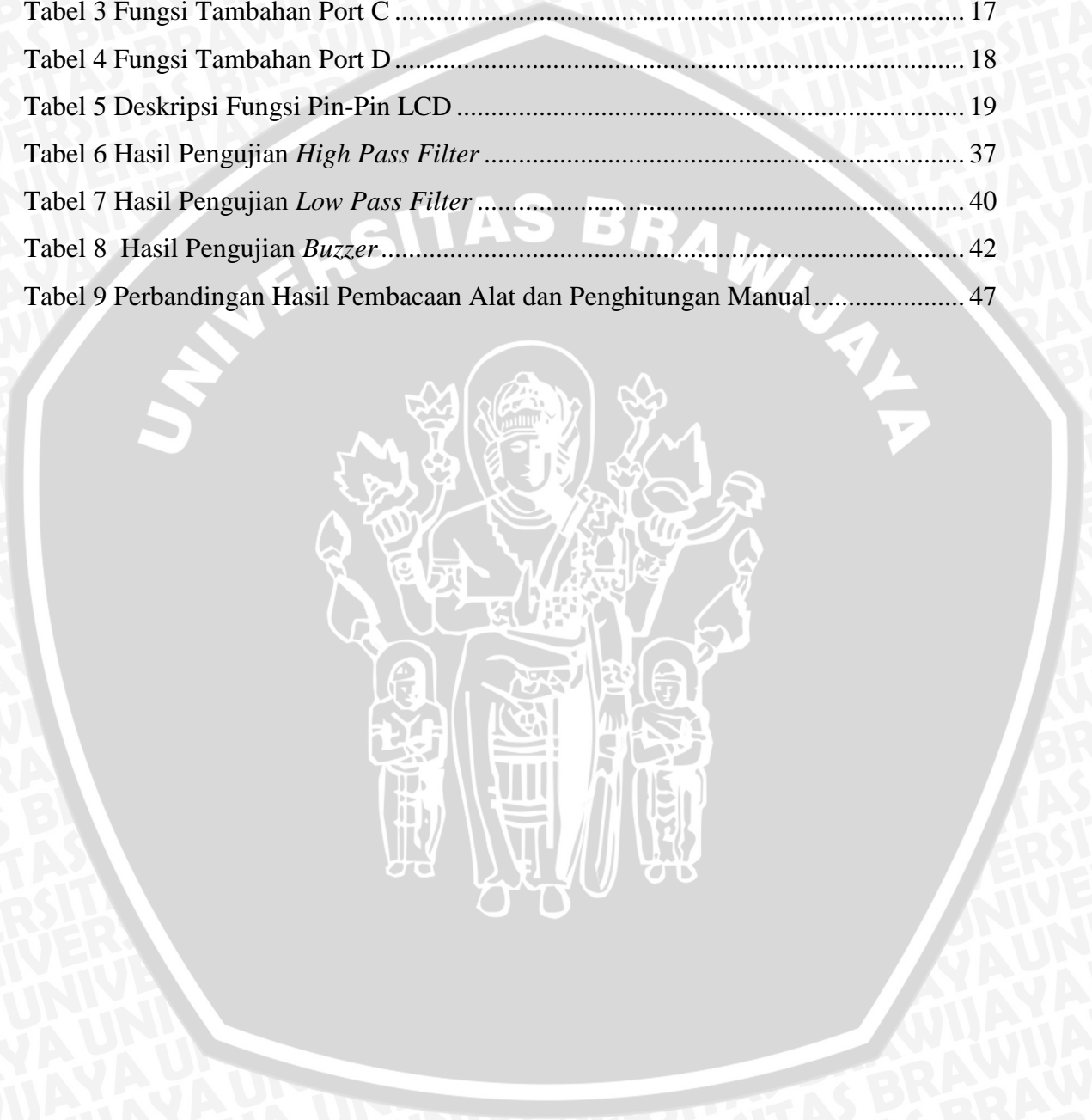
Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD 19

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter* 37

Tabel 7 Hasil Pengujian *Low Pass Filter* 40

Tabel 8 Hasil Pengujian *Buzzer* 42

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual 47



ABSTRAK

Refita Edna Kautsar, Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Februari 2012, *Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca Serangan Jantung Koroner*. Dosen Pembimbing : Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc, dan Mochammad Rif'an, ST., MT.

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang berujung pada kematian mendadak. Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia. Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan ruang intermediate monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia. Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Oleh karena itu dibutuhkan suatu alat untuk memonitoring frekuensi jantung untuk pasien rawat inap biasa pasca serangan jantung koroner. Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah super bright dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari. Cahaya yang dipancarkan LED akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroller. Ketika alat mendeteksi adanya aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

Kata kunci: LED, LDR, Jantung Koroner, Detak Jantung, Aritmia, Takikardia, Bradikardia.

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung koroner merupakan salah satu jenis penyakit yang sangat mematikan. Penyakit ini dapat memicu terjadinya kemungkinan gagal jantung yang akhirnya berujung pada kematian mendadak. Hal yang lebih mengejutkan adalah penyakit jantung koroner umumnya bersifat menahun dan banyak diderita kelompok usia produktif (25-40 tahun). Menurut data Depkes tahun 2010 bahwa penyakit jantung merupakan penyebab kematian nomor satu pasien di rumah sakit. Angkanya mencapai 35 setiap 100 ribu penduduk Indonesia.

Ada lebih dari 4 juta kasus baru gagal jantung setiap tahunnya didiagnosis di Amerika Serikat. Diperkirakan ada 15 juta kasus baru tentang penyakit gagal jantung setiap tahunnya di seluruh dunia, jumlahnya meningkat dengan cepat dikarenakan adanya populasi penuaan yang meningkat pula. Jumlah kematian dalam satu tahun akibat gagal jantung yang parah adalah 50-60%, 15-30% untuk kasus yang ringan sampai menengah dan sekitar 10% untuk kasus ringan atau bahkan tidak bergejala. Di Indonesia, semua kasus tersebut diperparah lagi dengan kenyataan di lapangan mengenai terbatasnya jumlah tenaga medis yang memadai, kelayakan sistem pelayanan kesehatan profesional (spesialis), infrastruktur, luas wilayah (faktor geografis) dan pengetahuan masyarakat yang kurang. Hal ini tentunya menjadi masalah yang cukup krusial untuk bidang kesehatan di Indonesia.

Pada pasien pasca serangan jantung koroner, pasien ditempatkan di ruang ICU dan monitoring frekuensi jantung dilakukan melalui pemantauan EKG. Jika tekanan darah dan pernafasan sudah stabil, pasien akan dipindahkan ke Ruang Intermediate yang merupakan ruangan semi ICU. Di sini pemantauan dilakukan terhadap EKG secara terus menerus. Kemudian Jika tekanan darah stabil dan ginjal baik, pernafasan baik, irama jantung normal maka pasien akan dipindahkan ke ruang rawat biasa. Kebanyakan pasien berada di rumah sakit selama 7 – 10 hari setelah operasi. Di ruang rawat biasa ini, pasien tidak mendapat monitoring jantung secara langsung. Padahal pasien masih rentan terhadap serangan jantung. Salah satunya adalah aritmia.

Aritmia adalah irama jantung yang tidak normal, Aritmia ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Denyut jantung

normal manusia adalah 60-100 beat permenit. Ketika jantung berdetak lebih cepat dari 100 bpm hal itu disebut aritmia takikardia. Ketika jantung berdetak terlalu lambat atau kurang dari 60 bpm disebut aritmia bradikardia. Jika keadaan ini berlanjut, akan dapat mengakibatkan Fibrilasi Ventrikular.

Fibrilasi ventrikular adalah irama jantung yang tidak terkordinasi, tidak teratur dan sangat cepat yang timbul dari banyak tempat dalam bilik jantung. Fibrilasi ventrikular adalah aritmia paling serius dan mengancam nyawa. Karena terlalu cepat jantung bergetar sehingga jantung tidak memompa darah ke seluruh tubuh, terutama ke otak dan paru-paru, sehingga kematian dapat menyusul dalam beberapa menit, kecuali ada pengobatan darurat yang memulihkan jantung menjadi normal kembali. Bila pengobatan darurat tertunda selama lebih dari 5-10 menit, akan terjadi kerusakan otak permanen walaupun irama jantung telah pulih. Dengan demikian, pengobatan darurat untuk aritmia sangat penting. Beberapa pasien ada yang sama sekali tidak sadar adanya aritmia. Yang lain ada mengeluh tentang gejala-gejala termasuk perasaan lompatan atau getaran jantung, pusing, sesak napas atau nyeri dada.

Maka dalam tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner yang dapat mendeteksi serangan jantung khususnya aritmia, aritmia bradikardia dan aritmia takikardia. Sensor denyut jantung dilakukan secara tidak langsung dengan memanfaatkan pembuluh darah, yaitu dengan mensensor aliran darah menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang sedemikian rupa hingga sensor menjepit ujung jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan ke mikrokontroler. Ketika alat mendeteksi detak jantung aritmia, kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm, maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, dapat disusun rumusan masalah sebagai berikut:

- 1) Bagaimana merancang rangkaian pengkondisi sinyal untuk detak jantung antara 10 – 300 bpm.
- 2) Bagaimana merancang sistem elektronika alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner berdasarkan jumlah detak jantung per menit.
- 3) Bagaimana merancang rangkaian indikator alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner dengan keluaran tampilan LCD dan buzzer.

1.3 Batasan Masalah

Pada tugas akhir ini dibatasi oleh hal-hal sebagai berikut:

- 1) Perangkat yang akan dibuat diutamakan untuk memantau kondisi kesehatan jantung pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner.
- 2) Tidak membahas penyakit jantung lain selain aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia.
- 3) Alat hanya bersifat sebagai alarm deteksi dini, keputusan penyakit tetap ada di tangan dokter.
- 4) Pembahasan pada sistem mikrokontroler dibatasi pada pengolahan data sensor hingga proses penampil data.
- 5) Tidak membahas catu daya.
- 6) Parameter keberhasilan alat adalah sesuai dengan spesifikasi alat yang diinginkan.

1.4 Tujuan

Tujuan penyusunan skripsi ini adalah merealisasikan sebuah alat pendeteksi aritmia pada pasien rawat inap pasca serangan jantung koroner sehingga dapat mempermudah masyarakat khususnya kalangan medis dalam mempercepat pemberian pertolongan pertama yang intensif pada pasien pasca serangan jantung koroner yang terkena aritmia.

1.5 Sistematika Pembahasan

Penelitian ini terdiri atas enam bab dengan sistematika pembahasan sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan

Membahas latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan dan sistematika pembahasan.

BAB II Tinjauan Pustaka

Membahas teori-teori yang mendukung dalam perencanaan dan pembuatan alat, yang meliputi jantung, Metode PhotoPlethysmograph, penyakit jantung koroner, aritmia, aritmia takikardia, aritmia bradikardia, LED (*light-emitting diode*), LDR (*Light Dependent Resistor*), High Pass Filter, Low Pass Filter, Op-Amp Non Inverting, Mikrokontroler Atmega16, LCD dan buzzer.

BAB III Metodologi Penulisan

Membahas metode penelitian dan perencanaan alat.

BAB IV Perencanaan dan Pembuatan Alat

Membahas tentang rangkaian elektronika sistem, algoritma perangkat lunak pada unit pengolah data, dan mekanik sistem.

BAB V Pengujian dan Analisis

Membahas hasil pengujian sistem terhadap alat yang telah direalisasikan.

BAB VI Kesimpulan dan Saran

Membahas kesimpulan perancangan dan saran-saran yang diperlukan untuk melakukan pengembangan aplikasi selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Untuk memudahkan dalam memahami cara kerja rangkaian maupun dasar-dasar perencanaan sistem yang dibuat, maka perlu adanya penjelasan dan uraian mengenai teori penunjang yang digunakan dalam penulisan tugas akhir ini. Teori penunjang yang akan dijelaskan dalam bab ini adalah:

- Jantung
- Penyakit Jantung Koroner
- Metode PhotoPlethysmograph
- Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- LED (*light-emitting diode*)
- LDR (*Light Dependent Resistor*)
- High Pass Filter dan Low Pass Filter
- Op-Amp Non Inverting
- Mikrokontroler Atmega16
- LCD
- Buzzer

2.1 Jantung

Jantung adalah alat tubuh yang berfungsi sebagai pemompa darah. Jantung terletak dalam rongga dada bagian kiri agak ke tengah, tepatnya diatas sekat diafragma yang memisahkan rongga dada dengan rongga perut. Jantung terbentuk dari serabut-serabut otot bersifat khusus dan dilengkapi dengan saraf yang secara teratur dan otomatis memberikan rangsangan berdenyut bagi otot jantung. Dengan denyutan ini jantung memompa darah yang kaya akan oksigen dan zat makanan keseluruh tubuh, termasuk *arteri koroner*.

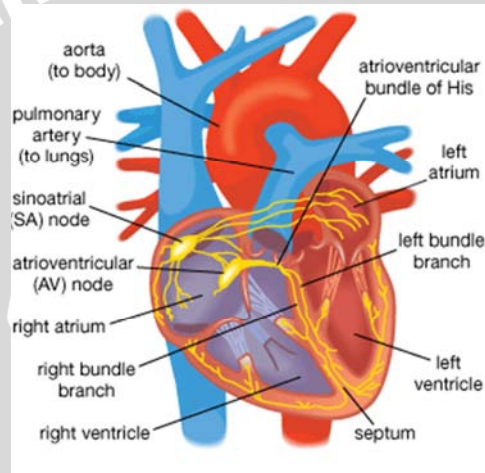
Agar dapat mendorong sirkulasi darah ke seluruh bagian tubuh, jantung normal berdenyut rata-rata 70 kali per menit, atau 60 - 100 permenit. Tiap kali berdenyut, jantung memompakan 60 cc darah ke pembuluh nadi dengan tekanan sampai 130 mmHg. Dalam keadaan bekerja fisik atau berolahraga, kerja jantung dapat meningkat menjadi 2 - 5 kali dibandingkan dengan keadaan istirahat.



Jantung terdiri atas:

- Dua ruang atas yang disebut serambi jantung atau *atrium* sebelah kanan dan kiri. Dua ruang bawah disebut bilik jantung atau *ventrikel* sebelah kanan dan kiri.
- Empat buah klep jantung, dua diantaranya menghubungkan serambi dan bilik kanan serta serambi dan bilik kiri (*tricuspid* dan *mitral*). Sedangkan dua buah yang lain mengatur aliran darah ke luar jantung dari bilik kiri dan kanan (*aorta* dan *pulmonary*).
- Suatu sistem listrik yang terdiri atas simpul-simpul *sinoatrial node* (SA) dan *atrioventricular node* (AV).

Bagian-bagian jantung ditunjukkan dalam Gambar 2.1



Gambar 2. 1 Jantung dan Bagian-Bagiannya
Sumber: www.luqmankhairi.blogspot.com

Proses pemompaan darah sehingga darah dapat bersirkulasi ke tubuh dan paru-paru mengikuti urutan sebagai berikut:

- Pada saat jantung sedang relaks (*diastol*), darah kurang oksigen dari vena tubuh mengalir ke serambi kanan. Pada saat yang sama, serambi kiri terisi dengan darah yang kaya oksigen dari paru-paru.
- Pusat listrik (*SA node*) yang ada di serambi kanan menembakkan impuls listrik yang menyebabkan kedua serambi mengkerut secara serempak. Pada saat yang sama, katup-katup diantara serambi dan bilik terbuka, memungkinkan darah mengalir kedalam bilik.
- Tahap berikutnya adalah pemompaan dari bilik. Pada tahap ini sinyal listrik dari *node* yang lain menyebabkan kedua bilik berkerut secara serempak. Hal ini mendorong darah yang kurang oksigen dari bilik kanan kedalam paru-paru.

Darah yang kaya oksigen dari bilik kiri didesak kedalam arteri utama yang disebut *aorta* dan dari sini darah disebarkan keseluruh bagian tubuh. Klep-klep tertutup untuk menjamin agar tidak ada aliran balik kedalam serambi.

- d. Setelah pengerutan bilik, jantung mengendur, dan memungkinkan serambi terisi darah, sehingga proses sirkulasi dimulai kembali.

Perjalanan darah akan memasuki arteriola yang lebih kecil lagi dibanding arteri, tubuh menggunakan arteriola sebagai pengatur aliran darah di berbagai bagian. Selanjutnya darah dari arteriola akan memasuki satu kapiler atau lebih. Ukuran kapiler sangat kecil, sehingga aliran darah di dalamnya bertekanan konstan.

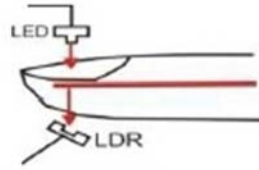
Urutan kejadian ini berlangsung kira-kira 60-70 kali permenit bila tubuh sedang istirahat. Jumlah detak jantung umumnya dinyatakan dalam satuan bpm (*beat per minute*). Frekuensi atau irama kerja jantung dibagi dalam 3 kondisi, yaitu:

- Bradikardia yaitu denyut jantung yang lambat kurang dari 60 kali/menit.
- Normal yaitu denyut jantung diantara 60 – 100 kali/menit.
- Takikardia yaitu denyut jantung yang cepat lebih dari 100 kali/menit.

2.2 Metode PhotoPlethysmograph

PhotoPlethysmograph merupakan sebuah metode pengukuran suatu besaran berdasarkan perubahan volum yang menggunakan sifat-sifat optik. Metode ini digunakan untuk mendeteksi atau mengukur perubahan volume didalam suatu organ. Photoplethysmograph digunakan untuk mengukur kondisi peredaran darah yang di pompa oleh jantung pada organ dalam tubuh manusia. Pemanfaatan sinyal photoplethysmograph akan di fokuskan pada perhitungan denyut jantung seseorang selama periode tertentu, data detak jantung tersebut dapat dimanfaatkan oleh ahli medis untuk mengetahui kondisi jantung seseorang.

Aliran darah adalah sumber informasi utama. Ketika melakukan pengukuran dipilih bagian tubuh yang mengandung banyak arteri atau arteriola, salah satunya adalah jari tangan. PhotoPlethysmograph dilakukan dengan cara melewatkan cahaya menembus jari tangan dan cahaya yang ditangkap oleh sensor cahaya. Sumber cahaya diletakkan berseberangan dengan sensor cahaya seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Peletakan Sensor Cahaya pada Ujung Jari
 Sumber: *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. 2003:12

Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah yang merupakan representasi dari detak jantung. Sinyal pada ujung jari yang ditangkap oleh sensor, merupakan sinyal dari panjang gelombang penyerapan dua format Hemoglobin yang sama yaitu Hemoglobin (Hb) dan Oxygenated Hemoglobin (HbO₂). Denyutan pembuluh darah arteri membawa tingkatan oksigen yang paling tinggi, oksigen dalam darah sebagian besar berbentuk Hemoglobin.

Hubungan aliran darah dan intensitas cahaya yang diterima sensor dapat dijelaskan sebagai berikut. Cahaya yang melewati jari tangan akan mengalami penyerapan, penyerapan cahaya sangat dipengaruhi oleh perubahan volume darah. Secara matematis hubungan intensitas cahaya yang dipancarkan sumber dengan intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan dinyatakan dalam hukum Lambert-Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-A} \dots\dots\dots(2.1)$$

$$A = LC\varepsilon$$

I₀ : intensitas cahaya yang dipancarkan sumber

I : intensitas cahaya yang diteruskan melalui larutan

A : penyerapan

L : panjang lintasan yang dilalui cahaya

C : konsentrasi dari larutan penyerap

ε : koefisien absorpsi yang merupakan fungsi dari panjang gelombang cahaya yang lewat.

(Stephen A. Mascaro, 2001:6)



2.3 Penyakit Jantung Koroner

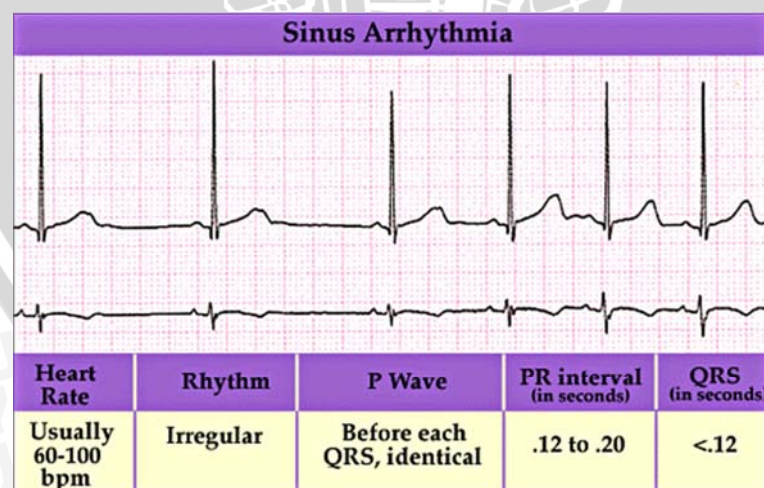
Penyakit jantung koroner merupakan ketidakmampuan jantung akut maupun kronik yang timbul karena kekurangan suplai darah pada *miokardium* sehubungan dengan proses penyakit pada sistem nadi koroner atau dengan kata lain merupakan kelainan pada satu atau lebih pembuluh darah arteri koroner dimana terdapat penebalan dari dinding dalam pembuluh darah disertai adanya plak yang mengganggu aliran darah ke otot jantung yang berakibat mengganggu fungsi jantung.

2.4 Aritmia

Aritmia adalah sebuah istilah untuk kondisi di mana terdapat aktivitas listrik abnormal di dalam jantung. Irama jantung yang tidak normal, ditandai dengan detak jantung yang terlalu cepat, terlalu lambat atau dengan pola tidak teratur. Beberapa aritmia yang mengancam nyawa, dapat menyebabkan serangan jantung dan kematian mendadak. Namun juga dapat menyebabkan gejala seperti gangguan kesadaran, jantung berdetak abnormal dan mungkin hanya mengganggu. (Dharma, 2010:12).

Gambar 2.3 menunjukkan EKG sinus aritmia. Terlihat dalam Gambar 2.3 bahwa irama detak jantung yang tidak teratur, terlalu cepat maupun terlalu lambat.

Bila kita melihat sebuah elektrokardiogram, maka pada awal rekaman harus kita buat kalibrasi, yaitu sebuah atau defleksi yang sesuai dengan 1 milivolt. Secara standart, defleksi 10mm sesuai dengan 1mV. Kecepatan kertas perekam secara standart adalah 25mm/detik. 1mm = 0,04 detik, 5mm = 0,2 detik, 10mm = 0,4 detik. (Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia, 2009:19)



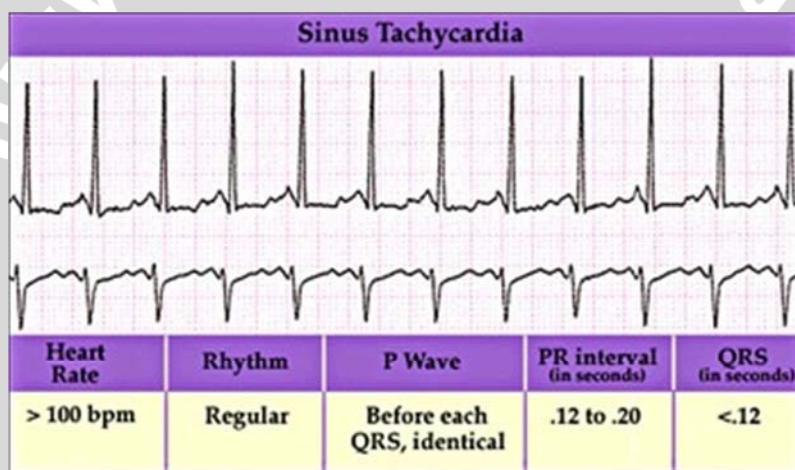
Gambar 2. 3 EKG Sinus Aritmia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusArrhythmias.htm

Aritmia terdiri dari macam-macam jenis. Dalam tugas akhir ini hanya membahas aritmia takikardia dan aritmia bradikardia saja.

a. Aritmia Takikardia

Takikardia adalah aritmia cepat yaitu denyut jantung lebih cepat dari 100 detak/menit. Takikardia terjadi karena pengeluaran signal listrik yang cepat oleh SA node. Takikardia umumnya adalah kontraksi cepat dari jantung yang normal sebagai reaksi atas kondisi atau keadaan sakit. Takikardia dapat menyebabkan debar jantung. Penyebab takikardia termasuk sakit, demam, hormon tiroid yang berlebihan, tingkat oksigen darah yang rendah, kopi dan obat-obatan seperti *cocaine* dan *amphetamine*. Pada beberapa pasien, Takikardia dapat sebagai gejala gagal jantung atau penyakit klep jantung yang signifikan. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.4 menunjukkan EKG sinus takikardia. Terlihat dalam Gambar 2.4 bahwa detak jantung mempunyai ritme yang sangat cepat.

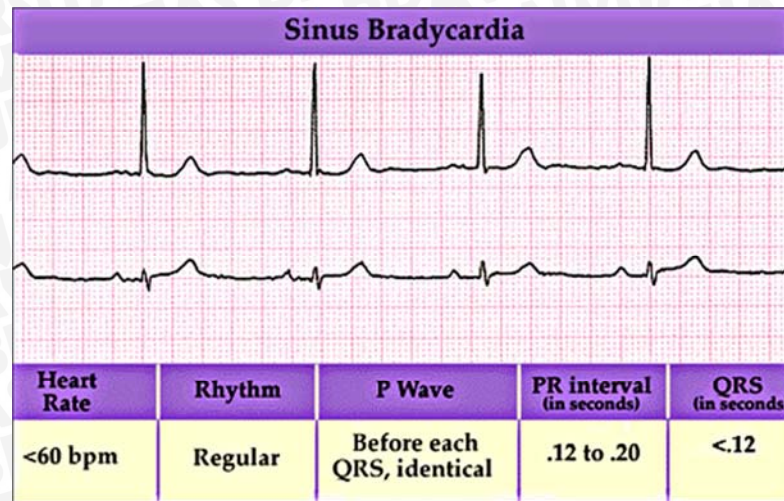


Gambar 2. 4 EKG Sinus Takikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusTachycardia.htm

b. Aritmia Bradikardia

Bradikardia adalah aritmia lambat yaitu denyut jantung lebih lambat dari 60 detak/menit. Bradikardia dapat terjadi karena perlambatan dari sinyal-sinyal elektrik yang diawali oleh SA node. Bradikardia dapat juga berakibat dari derajat-derajat yang bervariasi dari "*heart block* (rintangan jantung)", dimana obat-obat tertentu atau penyakit-penyakit sistim konduksi elektrik jantung menghalangi transmisi (pengantaran) sinyal-sinyal dari *atria* ke *ventricles*. (Dharma, 2010:13) Gambar 2.5 menunjukkan EKG sinus bradikardia. Terlihat dalam Gambar 2.5 bahwa ritme detak jantung sangat lambat.



Gambar 2. 5 EKG Sinus Bradikardia

Sumber: www.mykentuckyheart.com/information/SinusBradycardia.htm

Pada takikardia dan bradikardia dapat terjadi kekurangan aliran darah ke otak, arteri koroner dan bagian tubuh lainnya. Aliran darah yang kurang ke otak dapat menyebabkan pusing atau hilang kesadaran atau pingsan. Suplai darah yang kurang ke arteri koroner menyebabkan *angina*. Suplai darah yang tidak memadai ke paru-paru, otak dan seluruh tubuh dapat menyebabkan kematian.

2.5 LED (Light Emitting Diode)

Dioda cahaya atau lebih dikenal dengan sebutan LED (*light-emitting diode*) adalah suatu semikonduktor yang memancarkan cahaya monokromatik yang tidak koheren ketika diberi tegangan maju. LED yang digunakan dalam tugas akhir ini adalah LED merah superbright 5mm. Karena sifat jaringan tubuh sebagai filter cahaya merah, dengan LED merah super bright nilai intensitas cahaya yang diteruskan akan maksimal. LED ini mempunyai kutub positif dan negatif dan hanya akan menyala bila diberikan arus maju. Ini dikarenakan LED terbuat dari bahan semikonduktor yang hanya akan mengizinkan arus listrik mengalir ke satu arah dan tidak ke arah sebaliknya.

Simbol LED ditunjukkan dalam Gambar 2.6



Gambar 2. 6 Simbol LED

2.6 LDR (Light Dependent Resistor)

LDR (*Light Dependent Resistor*) adalah resistor yang nilai resistansinya berubah-ubah karena adanya intensitas cahaya yang diserap. LDR yang digunakan ini merupakan resistor yang mempunyai koefisien temperature negative, dimana

resistansinya dipengaruhi oleh intensitas cahaya. Jika intensitas cahaya yang diterima tinggi maka hambatan juga akan tinggi yang mengakibatkan tegangan yang keluar juga akan tinggi begitu juga sebaliknya disinilah mekanisme proses perubahan cahaya menjadi listrik terjadi. Apabila LDR terkena sinar maka tahanannya turun. Apabila tidak terkena sinar maka tahanannya naik.

Bentuk LDR (*Light Dependent Resistor*) ditunjukkan dalam Gambar 2.7.

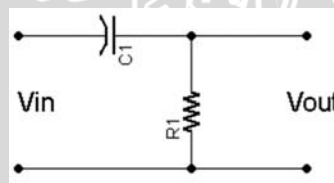


Gambar 2. 7 LDR (*Light Dependent Resistor*)
Sumber: robotron-umm.blogspot.com

2.7 Filter

Filter adalah sebuah rangkaian yang dirancang agar melewatkan suatu jangkauan frekuensi tertentu dan meredam frekuensi lainnya. Filter dapat berupa filter aktif maupun pasif. Filter pasif terdiri atas komponen pasif saja seperti resistor, kapasitor dan induktor, sedangkan filter aktif terdiri atas komponen pasif dan komponen aktif seperti transistor dan op-amp. Induktor jarang digunakan dalam filter aktif. Terdapat empat jenis filter diantaranya *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter* dan *band stop* atau *band reject filter*. Filter yang digunakan pada tugas akhir ini adalah high pass filter dan low pass filter.

High pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi rendah dan melewatkan sinyal dengan frekuensi tinggi. Rangkaian *high pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.8. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *high pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.2).



Gambar 2. 8 Rangkaian *High Pass Filter*

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_1}{1/sC_1 + R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{sC_1R_1}{1 + sC_1R_1}$$

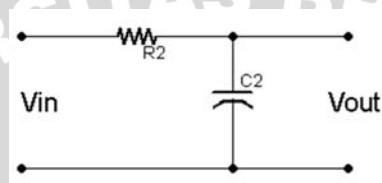
$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{j\omega_1 C_1 R_1}{1 + j\omega_1 C_1 R_1} \right| = \frac{\omega_1 C_1 R_1}{\sqrt{1^2 + (\omega_1 C_1 R_1)^2}}$$

$$\omega_1 C_1 R_1 = 1$$

$$\omega_1 = \frac{1}{R_1 C_1}; \omega_1 = 2\pi f_{c1}$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.2)$$

Low pass filter berfungsi untuk menyaring sinyal dengan frekuensi tinggi dan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah. Rangkaian *low pass filter* ditunjukkan dalam Gambar 2.9. Besarnya frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* ditunjukkan dalam Persamaan (2.3).



Gambar 2. 9 Rangkaian Low Pass Filter

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1/sC_2}{1/sC_2 + R_2}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + sC_2 R_2}$$

$$\left| \frac{V_{out}}{V_{in}} \right| = \left| \frac{1}{1 + j\omega C_2 R_2} \right| = \frac{1}{\sqrt{1^2 + (\omega C_2 R_2)^2}}$$

$$\omega C_2 R_2 = 1$$

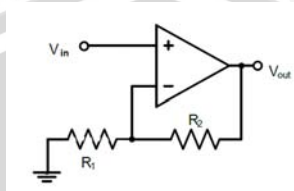
$$\omega = \frac{1}{R_2 C_2}; \omega = 2\pi f_{c2}$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \text{ Hz} \dots\dots\dots(2.3)$$

2.8 Op-amp Non Inverting

Op-amp pada dasarnya adalah penguat diferensial yang memiliki dua masukan. Masukan op-amp dinamakan input *inverting* dan *noninverting*. Op-amp ideal memiliki *open loop gain* (penguatan loop terbuka) yang tak terhingga besarnya. Penguatan yang besar ini membuat op-amp menjadi tidak stabil, dan penguatannya menjadi tidak terukur (*infinite*). Disinilah peran rangkaian umpan balik negatif diperlukan, sehingga op-amp dapat dirangkai menjadi aplikasi dengan nilai penguatan yang terukur (*finite*).

Pada tugas akhir ini, op-amp yang digunakan sebagai penguat *noninverting*. Penguat tersebut dinamakan penguat *noninverting* karena sinyal masukan penguat tersebut terletak pada input *noninverting* op-amp sehingga sinyal keluaran yang dihasilkan sefasa dengan sinyal keluarannya. Gambar 2.10 menunjukkan rangkaian penguat operasional *noninverting*. Besarnya tegangan keluaran penguat operasional *noninverting* ditunjukkan dalam Persamaan (2.4).



Gambar 2. 10 Rangkaian Penguat Operasional *Noninverting*

Besar penguatan dari rangkaian tersebut dapat ditentukan dari persamaan 2.4:

$$\frac{V_{out} - V_-}{R_2} = \frac{V_{in} - 0}{R_1}$$

Dimana $V_- = V_+ = V_{in}$ maka,

$$\frac{V_{out} - V_{in}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1}$$

$$\frac{V_{out}}{R_2} = \frac{V_{in}}{R_1} + \frac{V_{in}}{R_2}$$

$$V_{out} = V_{in} + \frac{R_2}{R_1} V_{in}$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in} \dots\dots\dots (2.4)$$

2.9 Mikrokotroller Atmega 16

Pada dasarnya mikrokontroler terdiri atas mikroprosesor, *timer*, dan *counter*, perangkat I/O dan internal memori. Mikrokontroler termasuk perangkat yang sudah didesain dalam bentuk chip tunggal. Mikrokontroler dikemas dalam satu chip (*single chip*). Mikrokontroler didesain dengan instruksi-instruksi lebih luas dan 8 bit instruksi yang digunakan membaca data instruksi dari *internal* memori ke ALU.

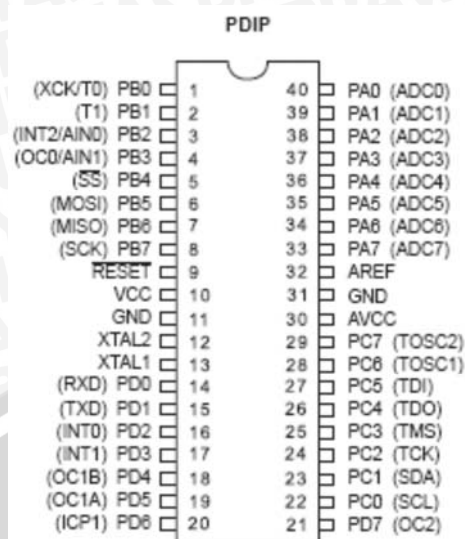
Mikrokontroller ATmega16 merupakan salah satu mikrokontroler produksi ATMEL keluarga AVR yang mempunyai 16 kbyte Flash PEROM (*Flash Programmable and Erasable Read Only Memory*), 2 kbyte SRAM, 32 pin I/O (4 buah port I/O bit) yang mana tiap pin tersebut dapat diprogram secara paralel dan tersendiri, mempunyai dua buah *timer/counter* 8 bit dan satu buah *timer/counter* 16 bit, mempunyai

8 bit 10 channel ADC, dan fitur *watchdog timer*. Karakteristik elektrik dari mikrokontroler ATmega16 untuk karakteristik DC adalah $T_A = -40^\circ\text{C}$ sampai dengan 85°C dan $V_{cc} = 2.7\text{V}$ sampai dengan 5.5V .

Sebagai suatu sistem kontrol mikrokontroler ATmega16 bila dibandingkan dengan mikroprosesor memiliki kemampuan dan segi ekonomis yang bisa diandalkan karena dalam mikrokontroler sudah terdapat RAM dan ROM sedangkan mikroprosesor didalamnya tidak terdapat keduanya. Secara umum konfigurasi yang dimiliki mikrokontroler ATmega16 adalah sebagai berikut :

- a) Sebuah CPU 8 bit dengan menggunakan teknologi dari Atmel.
- b) Memiliki memori baca-tulis sebesar 2 kbyte SRAM.
- c) Jalur dua arah (*bidirectional*) yang digunakan sebagai saluran masukan atau keluaran yang dikontrol oleh *register* DDR.
- d) Sebuah komunikasi serial USART yang dapat diprogram.
- e) Sebuah *master/slave* serial SPI yang dapat diprogram.
- f) Sebuah *Two Wire Serial Interface*.
- g) Dua buah *timer/counter* 8 bit dan sebuah *timer/counter* 16 bit.
- h) *Watchdog Timer* yang dapat diprogram.
- i) *Analog to Digital Converter (ADC)* 10-bit dan *Analog comparator* di dalam chip.
- j) Osilator internal dan rangkaian pewaktu.
- k) Flash PEROM yang besarnya 16 kbyte untuk memori program
- l) Mampu beroperasi sampai 16 MHz.

Konfigurasi pin mikrokontroler ATmega16 ditunjukkan dalam Gambar 2.11.



Gambar 2. 11 Konfigurasi Pin Mikrokontroler ATmega16

Sumber: Atmel, 2007: 2

2.8.1 Struktur dan Operasi Port

Mikrokontroler ATmega16 ini mempunyai 4 port, keempat port memiliki 8 jalur I/O. Beberapa karakteristik port mikrokontroler ATmega16 dijelaskan berikut ini:

- Unit I/O dapat dialamati perjalur atau per port
- Setiap jalur I/O memiliki *buffer*, penahan (*latch*), kemudi *input* dan kemudi *output*.
- Setiap jalur I/O terdapat register pengatur apakah dijadikan *input* atau dijadikan *output*.
- Port A merupakan port I/O 8 bit dua arah dengan *pull-up* internal.
- Fungsi tambahan dari port A adalah sebagai jalur konversi ADC, yaitu ADC0-ADC7. Fungsi tambahan port A ditunjukkan dalam Tabel 1.

Tabel 1 Fungsi Tambahan Port A

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|----------------------------|
| PA7 | ADC7 (ADC Input Channel 7) |
| PA6 | ADC6 (ADC Input Channel 6) |
| PA5 | ADC5 (ADC Input Channel 5) |
| PA4 | ADC4 (ADC Input Channel 4) |
| PA3 | ADC3 (ADC Input Channel 3) |
| PA2 | ADC2 (ADC Input Channel 2) |
| PA1 | ADC1 (ADC Input Channel 1) |
| PA0 | ADC0 (ADC Input Channel 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 54

Port B merupakan port I/O dua arah dengan *pull-up* internal. Fungsi tambahan dari port B ditunjukkan dalam Tabel 2.

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PB7 | SCK (Bus serial clock SPI) |
| PB6 | MISO (Bus Master Input/Slave Output SPI) |
| PB5 | MOSI (Bus Master Output/Slave Input SPI) |
| PB4 | SS (Pemilih input slave SPI) |
| PB3 | OCO (output compare match pada timer/counter 0) |
| PB2 | AN2 (Input non-inverting analog comparator), INT0 |
| PB1 | T1 (Input counter pada timer/counter 1) |
| PB0 | T0 (Input counter pada timer/counter 0) |

Sumber : Atmel, 2007: 55

Port C merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port C ditunjukkan dalam Tabel 3.

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

Sumber : Atmel, 2007: 58

Port D merupakan port I/O dua arah dengan *pull up* internal. Fungsi tambahan dari port D ditunjukkan dalam Tabel 4.

Tabel 4 Fungsi Tambahan Port D

| Pin | Fungsi Tambahan |
|-----|--|
| PD7 | OC2 (Output Compare pada timer/counter 2) |
| PD6 | ICP (Timer/Counter1 Input Capture Pin) |
| PD5 | OC1A (Output compare A pada timer/counter 1) |
| PD4 | OC1B (Output Compare B pada timer1) |
| PD3 | INT1 (Interupt eksternal 1) |
| PD2 | INT0 (Interupt eksternal 0) |
| PD1 | TXD (output pin pada USART) |
| PD0 | RDX (Input pin pada USART) |

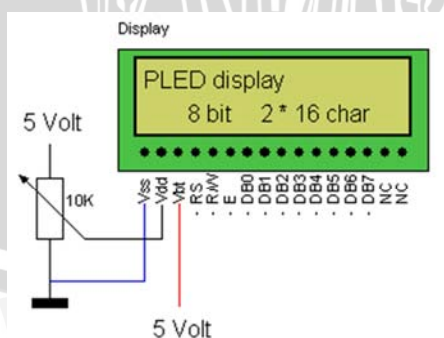
Sumber : Atmel, 2007: 60

2.10 LCD LMB162

LCD LMB162 adalah LCD dot matrik konsumsi daya rendah dengan tampilan 16x2 karakter. Spesifikasi pada LCD model LMB162 sebagai berikut :

- Menampilkan 16 karakter pada tiap baris dengan 5x7 dot matrik.
- Pembangkit karakter ROM untuk 192 jenis karakter.
- Pembangkit karakter RAM untuk 8 jenis karakter.
- RAM 80x8 bit.
- Antarmuka dengan mikrokontroler empat bit atau delapan bit
- Tegangan catu 5 volt
- Otomatis *reset* pada saat dihidupkan.

Skema LCD LMB162 ditunjukkan dalam gambar 2.12.



Gambar 2. 12 Skema dan Bentuk Fisik LCD (*Liquid Cristal Display*)

Sumber: <http://fadilmuslim.blogspot.com/2010/02/LCD.html>

Tabel 5 menunjukkan deskripsi fungsi pin LCD.

Tabel 5 Deskripsi Fungsi Pin-Pin LCD

| No. Kaki | Simbol | Level | Fungsi |
|----------|--------|-------|--|
| 1 | VSS | - | Ground |
| 2 | VDD | - | Power supply for logic (+5Volt) |
| 3 | VO | - | Power Supply for LCD |
| 4 | RS | H/L | Register Selection H : Display data L : Instruksi code |
| 5 | R/W | H/L | Read/Write Selection H : Read operation L : Write operation |
| 6 | E | H/L | Enable Signal |
| 7 | DB0 | H/L | |
| 8 | DB1 | H/L | In 8-bit mode, used as low order bidirectional data bus. |
| 9 | DB2 | H/L | In 4-bit mode, open these terminals. |
| 10 | DB3 | H/L | |
| 11 | DB4 | H/L | |
| 12 | DB5 | H/L | In 8-bit mode, used as high order bidirectional data bus. |
| 13 | DB6 | H/L | In 4-bit mode, used as both high and low order data bus. |
| 14 | DB7 | H/L | Order data bus |
| 15 | LED A | - | LED Power Supply(+5 Volt) |
| 16 | LED K | - | LED Power Supply (0 Volt) |

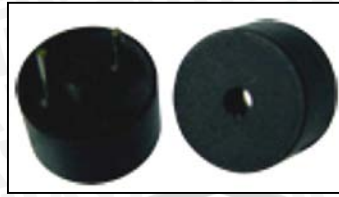
Sumber: LMB162ADC LCD Module User Manual, 2004: 4

Pengiriman data ke LCD ada dua macam yaitu data sebagai instruksi dan data sebagai character yang kita tampilkan di layar. Keduanya dibedakan oleh sebuah kaki yang diberi nama RS (*Register Select*) dimana bila logika = '1' (*high*) maka data yang diterima LCD adalah data character sedangkan bila RS = '0' (*low*) maka data yang diterima LCD adalah data instruksi bagi LCD.

2.11 Buzzer

Buzzer adalah sebuah komponen elektronika yang berfungsi untuk mengubah getaran listrik menjadi getaran suara. Pada dasarnya prinsip kerja *buzzer* dalam tugas akhir ini hampir sama dengan *loud speaker*, jadi *buzzer* juga terdiri dari kumparan yang terpasang pada diafragma dan kemudian kumparan tersebut dialiri arus sehingga menjadi elektromagnet, kumparan tadi akan tertarik ke dalam atau keluar, tergantung dari arah arus dan polaritas magnetnya, karena kumparan dipasang pada diafragma maka setiap gerakan kumparan akan menggerakkan diafragma secara bolak-balik sehingga membuat udara bergetar yang akan menghasilkan suara. *Buzzer* biasa digunakan sebagai indikator bahwa proses telah selesai atau terjadi suatu kesalahan

pada sebuah alat (alarm). *Buzzer* yang digunakan dalam pembuatan alat ini ditunjukkan dalam Gambar 2.13.



Gambar 2. 13 *Buzzer*

Sumber: [http:// www.chinasound.com](http://www.chinasound.com)

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Untuk menyelesaikan rumusan masalah dan merealisasikan tujuan penelitian yang terdapat di bab pendahuluan maka diperlukan metode untuk menyelesaikan masalah tersebut. Langkah-langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang dirancang adalah studi literatur, penentuan spesifikasi alat, perancangan dan pembuatan alat, pengujian alat, dan pengambilan kesimpulan.

3.1 Studi Literatur

Literatur yang dibutuhkan adalah dasar teori yang berhubungan dengan alat yang akan dirancang, yaitu sebagai berikut:

- a. Jantung
- b. Metode PhotoPlethysmograph
- c. Penyakit Jantung Koroner, Aritmia, Aritmia Takikardia, Aritmia Bradikardia
- d. LED (*light-emitting diode*)
- e. LDR (*Light Dependent Resistor*)
- f. High Pass Filter dan Low Pass Filter
- g. Op-Amp Non Inverting
- h. Mikrokontroller Atmega16
- i. LCD
- j. Buzzer.

3.2 Penentuan Spesifikasi Alat

Sebelum melakukan perencanaan dan perealisasiian alat, maka ditentukan spesifikasi alat yang akan dibuat. Adapun spesifikasi alat yang akan direalisasikan sebagai berikut:

- a. Jangkauan jumlah detak jantung permenit yang dapat dihitung adalah 10 - 300 bpm disesuaikan dengan rate detak dari penyakit jantung bradikardia dan takikardia.
- b. Terdapat suara pemberitahuan apabila terdeteksi aritmia dan atau detak jantung kurang dari 60 bpm atau lebih dari 100 bpm.
- c. Terdapat penampil menggunakan LCD untuk setiap perubahan jumlah detak jantung dan jenis penyakit yang terjadi.
- d. Sistem menggunakan catu daya baterai 12 volt.

3.3 Perancangan dan Perealisasian Alat

3.3.1 Perancangan Perangkat Keras dan Realisasi Tiap Blok

- a. Pembuatan blok diagram lengkap sistem.
- b. Penentuan dan perhitungan komponen yang akan digunakan.
- c. Desain papan rangkaian tercetak (PCB) menggunakan *software Eagle Layout Editor*.
- d. Merakit perangkat keras masing-masing blok.

3.3.2 Perancangan dan Penyusunan Perangkat Lunak

Setelah kita mengetahui seperti apa perangkat keras yang dirancang, maka kita membutuhkan perangkat lunak untuk mengendalikan dan mengatur kerja dari alat ini. Desain dan parameter yang telah dirancang kemudian diterapkan kedalam mikrokontroler ATmega8 dengan menggunakan bahasa C dan *compiler CodeVision AVR*.

3.4 Pengujian Alat

Untuk memastikan bahwa sistem ini berjalan sesuai yang direncanakan maka perlu dilakukan pengujian alat meliputi perangkat keras (*hardware*) yang dilakukan baik per blok rangkaian maupun keseluruhan sistem.

3.5 Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan tujuan untuk menyesuaikan nilai tegangan dan arus yang diijinkan bekerja dalam komponen berdasarkan data sekunder komponen yang diambil dari buku data komponen elektronika maupun dari *datasheet*.

3.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian sistem secara keseluruhan dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui unjuk kerja alat setelah perangkat keras dan perangkat lunak diintegrasikan bersama.

3.7 Pengambilan Kesimpulan

Pengambilan kesimpulan dilakukan setelah didapatkan hasil dari pengujian. Jika hasil yang diperoleh telah sesuai dengan spesifikasi yang direncanakan maka alat tersebut telah memenuhi harapan dan memerlukan pengembangan untuk penyempurnaannya.

BAB IV

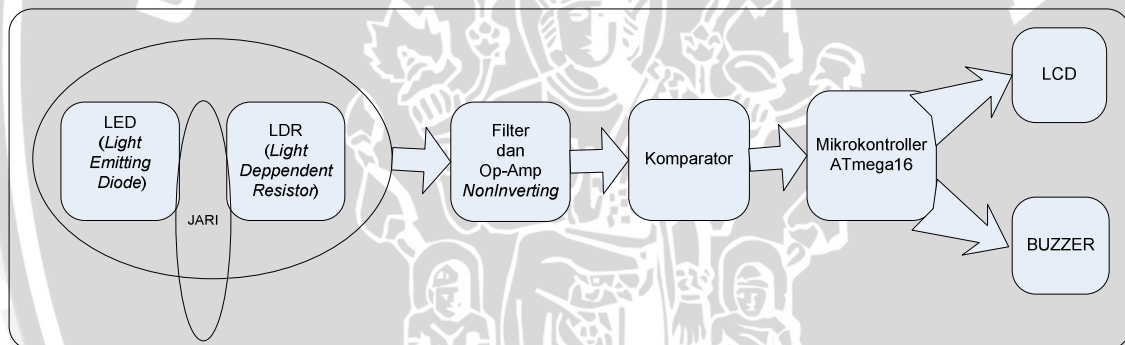
PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

Perancangan alat ini dilakukan secara bertahap dalam bentuk blok sehingga akan memudahkan dalam analisis pada setiap bloknya maupun secara keseluruhan. Perancangan ini terdiri atas:

- Perancangan sistem.
- Perancangan perangkat keras (perancangan catu daya, perancangan sensor, perancangan filter dan op-amp *noninverting*, perancangan komparator, perancangan sistem minimum mikrokontroler, perancangan rangkaian LCD, perancangan rangkaian buzzer dan perancangan mekanik alat).
- Perancangan perangkat lunak mikrokontroler.

4.1 Perancangan Sistem

Diagram blok sistem yang dirancang ditunjukkan dalam Gambar 4.1.



Gambar 4. 1 Diagram Blok Sistem

Pengukuran denyut dilakukan dari denyut fisik jantung melalui pembuluh darah. Aliran darah disensor menggunakan LED (*Light Emitting Diode*) merah *super bright* dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang dipasang di jari.

LED berfungsi sebagai pemancar cahaya. Cahaya yang dipancarkan akan melewati ujung jari tangan dan sampai pada LDR yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Intensitas cahaya yang diterima LDR berubah-ubah sesuai dengan perubahan konsentrasi volume aliran darah pada ujung jari tangan yang diakibatkan proses pemompaan darah oleh jantung. Keluaran sensor yang berupa sinyal analog kemudian dikondisikan oleh filter dan penguat operasional untuk dipilih sinyal dengan frekuensi antara 0,16 – 5 Hz. Keluaran dari filter dan penguat operasional masuk ke komparator untuk dikonversi menjadi level tegangan digital 0 – 4,5 volt. Kemudian sinyal yang masuk yang berupa sinyal digital diolah di mikrokontroler untuk mendapatkan jumlah

detak jantung permenit. Setelah didapatkan detak jantung permenitnya, maka dapat dideteksi apakah ada jantung normal, aritmia, takikardia maupun bradikardia.

Detak jantung permenit atau beat rata-rata didapat dari detak jantung selama 5 detik yang akan dijumlahkan kemudian dikalikan dengan 60, sehingga didapatkan detak jantung permenit. Sedangkan untuk pengambilan data detak jantung aritmia, diambil detak jantung per 5 detik atau beat sesaat nya, yaitu dengan menghitung interval per 5 detik tersebut.

Ketika alat mendeteksi adanya aritmia takikardia, aritmia bradikardia, takikardia dan bradikardia maka alat akan membunyikan buzzer di ruang perawat. Sehingga dapat segera diberikan pertolongan pertama secara intensif oleh dokter maupun perawat yang sedang berjaga. LCD akan menampilkan jumlah detak jantung per menit dan jenis aritmia apa yang terdeteksi.

4.2 Perancangan Perangkat Keras

4.2.1 Perancangan Catu Daya

Pada perancangan catu daya ini membutuhkan catu daya sebesar 6 volt untuk catu op-amp, 5,3 volt untuk sensor dan 5 volt untuk mikrokontroler, LCD dan buzzer.

Rangkaian catu daya ini menggunakan tegangan keluaran sesuai dengan datasheet LM78XX. Regulator yang digunakan adalah jenis LM7806 yang memiliki tegangan keluaran min 5,7 volt dan max 6,3 volt. Regulator yang kedua adalah jenis LM7805 yang memiliki tegangan keluaran min 4,8 volt dan max 5,2 volt.

Pada sensor dibutuhkan tegangan 5,3 volt. Maka dirancanglah rangkaian catu daya yang seperti ditunjukkan dalam gambar dengan perhitungan:

$$V_{cc_6v} = 6 \text{ volt}$$

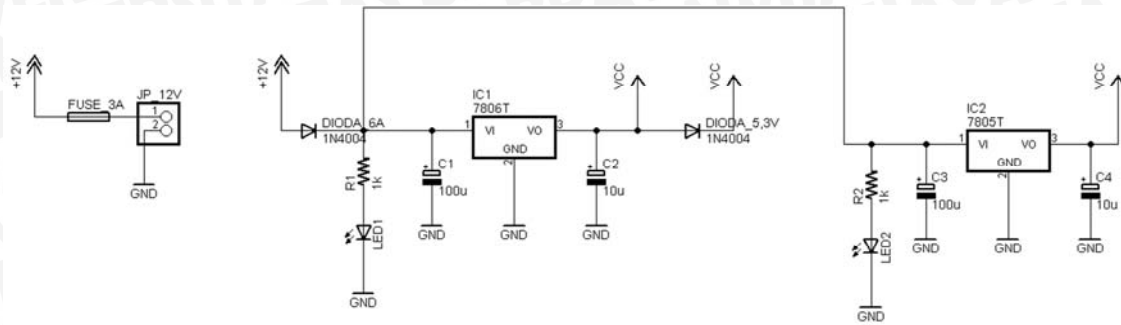
$$V_{dioda} = 0,7 \text{ volt}$$

$$V_{5,3v} = V_{cc_6v} - V_{dioda}$$

$$= 6 - 0,7$$

$$= 5,3 \text{ volt}$$

Rangkaian catu daya ditunjukkan dalam Gambar 4.2.

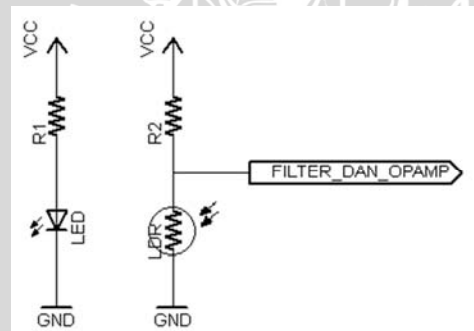


Gambar 4. 2 Rangkaian Catu Daya

Besarnya resistor dan kapasitor yang digunakan adalah berdasarkan datasheet regulator 7805 dan 7806.

4.2.2 Perancangan Sensor

Sensor yang digunakan adalah sensor yang terbuat dari LED (*Light Emitting Diode*) yang berfungsi sebagai pemancar cahaya dan LDR (*Light Dependent Resistor*) yang berfungsi sebagai penerima cahaya. Rangkaian sensor ditunjukkan dalam Gambar 4.3.



Gambar 4. 3 Rangkaian Sensor

Berdasarkan datasheet LED maka besar R_1 pada pemancar cahaya dapat ditentukan dalam persamaan:

$$V_{cc} = 5,3 \text{ volt} ; V_{led} = 2,2 \text{ volt}$$

$$R_1 = \frac{V_{cc} - V_{led}}{I_{led}}$$

$$R_1 = \frac{5,3 - 2,2}{30 \cdot 10^{-3}}$$

$$R_1 = 103,33 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_1 digunakan resistor sebesar 100 Ω .

Pada bagian penerima cahaya, dari hasil pengukuran Resistansi LDR pada kondisi sebenarnya yaitu berkisar antara 4260Ω dan 4270Ω . Untuk menentukan R_2 maka digunakan rumus pembagi tegangan pada sensor dan dicari sensitivitas rangkaian potensiometernya (S). Maka besar R_2 ditunjukkan dalam persamaan:

$$V_o = \frac{R_{ldr}}{R_{ldr} + R_2} \cdot V_{cc}$$

$$= (R_{ldr} \cdot V_{cc}) \cdot (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$S = \frac{dV_o}{dR_{ldr}}$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_{ldr} \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-1}$$

$$V' = -(R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$R_{ldr} V_{cc} - (R_{ldr} + R_2)^{-2} + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)^{-1} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-R_{ldr} V_{cc}) + V_{cc} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{-R_{ldr} \cdot V_{cc} + R_2 \cdot V_{cc} + R_{ldr} \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

Kemudian rumus Sensitivitas rangkaian potensiometer tersebut diturunkan lagi terhadap resistansi tetapnya.

$$\frac{dS}{dR_2} = 0$$

$$\frac{R_2 \cdot V_{cc}}{(R_{ldr} + R_2)^2} = 0$$

$$U'V - V'U = 0 \quad ; \quad U = R_2 \cdot V_{cc}$$

$$U' = V_{cc}$$

$$V = (R_{ldr} + R_2)^{-2}$$

$$V' = -2 (R_{ldr} + R_2)^{-3}$$

$$R_2 V_{CC} - (-2 (R_{ldr} + R_2)^{-2}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)^{-2} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC})}{(R_{ldr} + R_2)} + \frac{V_{CC}}{(R_{ldr} + R_2)} = 0$$

$$\frac{(-2 R_2 V_{CC}) + V_{CC} (R_{ldr} + R_2)}{(R_{ldr} + R_2)^3} = 0$$

$$-2 R_2 \cdot V_{CC} + R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} + R_{ldr} \cdot V_{CC} = 0$$

$$R_2 \cdot V_{CC} = R_{ldr} \cdot V_{CC}$$

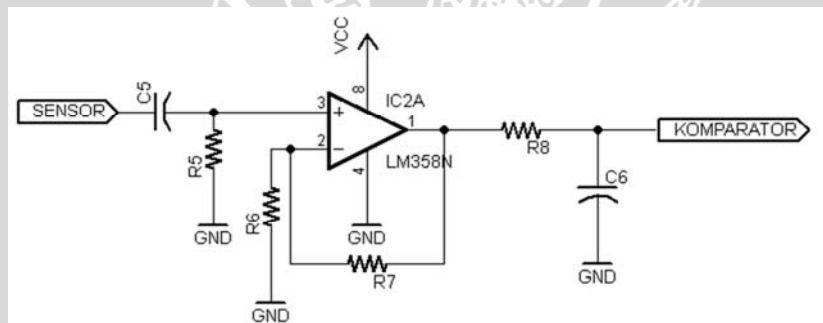
$$R_2 = R_{ldr}$$

$$R_2 = 4265 \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_2 digunakan resistor sebesar $4k7\Omega$.

4.2.3 Perancangan Filter dan Op-Amp Noninverting

Rangkaian filter dan op-amp noninverting digunakan untuk menyaring frekuensi sensor yang diinginkan dan memperkuat sinyal keluaran sensor. Gambar rangkaian filter dan op-amp noninverting ditunjukkan dalam gambar 4.4.



Gambar 4. 4 Rangkaian filter dan op-amp noninverting

Pada perancangan filter, frekuensi yang diinginkan dicari dari rate detak jantung per menit alat yang diinginkan. Pada Bradikardia, rate detak jantung umumnya kurang dari 60 bpm dengan batas minimal rata-rata 10 bpm dan Takikardia lebih dari 100 bpm dengan batas maksimal rata-rata 300 bpm. untuk frekuensi minimal dicari dari perhitungan sebagai berikut:

$$\text{detak jantung} = 10 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{10}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{10}{60} = 0,16 \text{ Hz}$$

Maka didapatkan frekuensi minimal 0,16 Hz. Sedangkan frekuensi maksimal dicari dari perhitungan berikut:

$$\text{detak jantung} = 300 \text{ bpm (beat per minute)}$$

$$\text{frekuensi} = \frac{300}{60} \text{ bps (beat per second)}$$

$$f = \frac{300}{60} = 5 \text{ Hz}$$

Sehingga didapatkan frekuensi maksimal 5 Hz.

Oleh karena itu akan digunakan High Pass Filter dengan frekuensi cut off sebesar 0,16 Hz dan Low pass filter dengan frekuensi cut off sebesar 5 Hz.

Pada bagian HPF besarnya C dan R ditentukan oleh persamaan:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_5 C_5}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot C_5}$$

Dengan menggunakan C_5 sebesar 1μ F. Maka R_5 dapat diketahui sebesar:

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{2,3,14 \cdot R_5 \cdot 1\mu}$$

$$0,16 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28 \cdot 10^{-6} \cdot R_5}$$

$$R_5 = \frac{1}{1,0048 \cdot 10^{-6}}$$

$$R_5 = 995k \Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_5 digunakan resistor sebesar $1M\Omega$.

Pada bagian op-amp noninverting, akan dirancang dengan penguatan sebesar 112,5 kali untuk mendapatkan tegangan keluaran dengan level 0 – 4,5 Volt dari sinyal masukan dengan level tegangan 0 – 40mV. Besarnya R pada op-amp noninverting ditentukan dari persamaan berikut:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right) V_{in}$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{R_6}\right)$$

Dengan R_6 sebesar $1k\Omega$ maka didapatkan R_7 sebesar:

$$112,5 = \left(1 + \frac{R_7}{1k} \right)$$

$$111,5 = \left(\frac{R_7}{1k} \right)$$

$$R_7 = 111,5k\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka digunakan R_7 sebesar $120k\Omega$.

Pada bagian LPF, untuk mendapatkan frekuensi cut off sebesar 5 Hz, maka besarnya R_8 dan C_6 ditentukan oleh persamaan berikut:

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_8 C_6}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. C_6}$$

Dengan menggunakan C_6 sebesar $1\mu \text{ F}$. Maka R_8 dapat diketahui sebesar:

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3,14. R_8. 1\mu}$$

$$5 \text{ Hz} = \frac{1}{6,28. 10^{-6}. R_8}$$

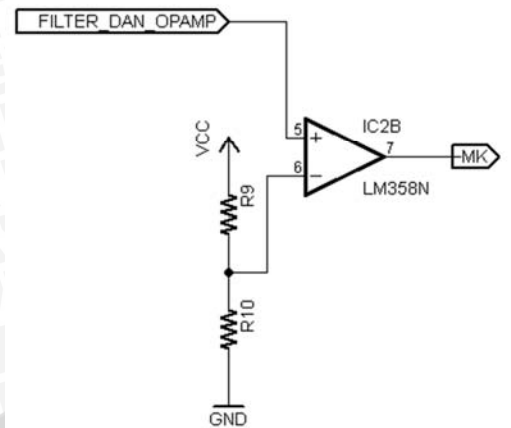
$$R_8 = \frac{1}{3,14. 10^{-5}}$$

$$R_8 = 31 \text{ k}\Omega$$

Dengan mengacu pada nilai resistansi pada resistor yang dijual di pasaran, maka untuk R_8 digunakan resistor sebesar $33 \text{ k}\Omega$.

4.2.4 Perancangan Rangkaian Komparator

Rangkaian komparator dibutuhkan untuk mengubah sinyal analog dari keluaran filter dan op-amp noninverting menjadi sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 Volt untuk masukan mikrokontroler. Gambar rangkaian komparator ditunjukkan dalam gambar 4.5.



Gambar 4. 5 Rangkaian Komparator

Besarnya R pada komparator ditentukan oleh persamaan berikut:

$$V_{ref} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) V_{cc}$$

Diinginkan V_{ref} sebesar 2 volt, maka:

$$2 = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right) 6$$

$$\frac{1}{3} = \left(\frac{R_{11}}{R_9 + R_{10}} \right)$$

$$(R_9 + R_{10}) = 3R_{10}$$

$$R_9 = 2R_{10}$$

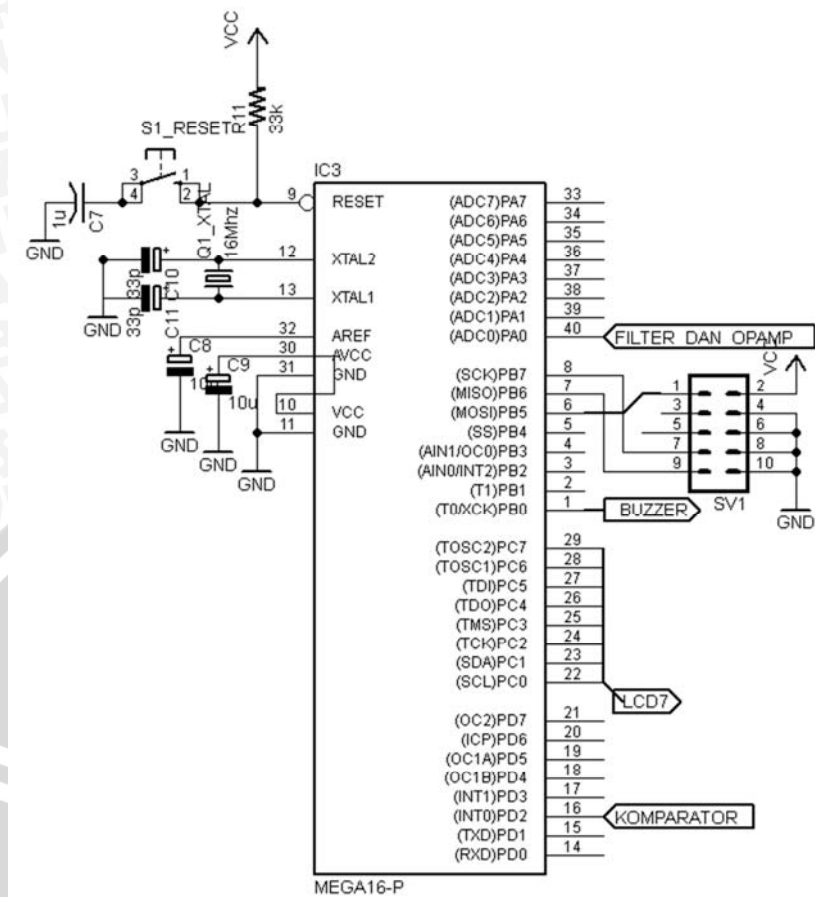
Jika R_{10} sebesar $1k\Omega$ maka:

$$R_9 = 2k\Omega$$

Jadi besar R_9 adalah $2k\Omega$ dan R_{10} adalah $1k\Omega$.

4.2.5 Perancangan Sistem Mikrokontroler

Mikrokontroler yang digunakan dalam alat ini adalah ATmega16, mikrokontroler ini dirancang untuk melakukan pemrosesan dan pengolahan data dari sensor kemudian dikeluarkan melalui LCD dan buzzer. Rangkaian sistem mikrokontroler ditunjukkan dalam Gambar 4.6.



Gambar 4. 6 Rangkaian Minimum Sistem Mikrokontroler

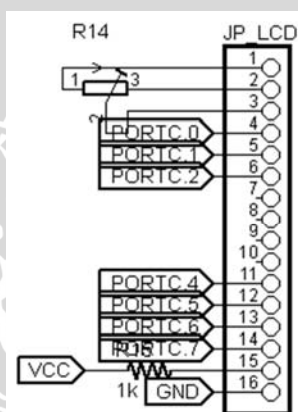
Mikrokontroler ATmega16 memiliki 4 port *input-outputbidirectional* yang dapat diprogram, yaitu PORTA, PORTB, PORTC, dan PORTD masing-masing 8 bit. Pembagian pin mikrokontroler yang digunakan dalam perancangan alat ini adalah:

- 1) PORT A
 - a) PORTA.0 digunakan sebagai data input dari filter dan op-amp noninverting.
- 2) PORT B
 - a) PORTB.0 digunakan sebagai data output ke buzzer.
 - b) PORTB.5 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MOSI-SPI)
 - c) PORTB.6 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (MISO-SPI)
 - d) PORTB.7 digunakan sebagai antarmuka dengan modul driver (SCK-SPI)
- 3) PORT C
 - a) PORTC.0 digunakan sebagai pengirim perintah RS pada LCD.
 - b) PORTC.1 digunakan sebagai pengirim perintah R/W pada LCD.

- c) PORTC.2 digunakan sebagai pengirim perintah *enable* pada LCD.
 - d) PORTC.4-PORTC.7 digunakan sebagai jalur data pada LCD port D4-D7.
- 4) PORT D
- a) PORTD.2 digunakan sebagai data input dari komparator.

4.2.6 Perancangan Rangkaian LCD

Perancangan antara mikrokontroler dengan LCD menggunakan tujuh buah pin, yaitu PORTC.0 untuk pin RS (*Register Select*), PORTC.1 untuk R/W (*Read/Write*), PORTC.2 untuk EN (*Enable*), dan PORTC.4 – PORTC.7 untuk jalur alamat DB4-DB7. Perancangan rangkaian LCD ditunjukkan dalam Gambar 4.7.

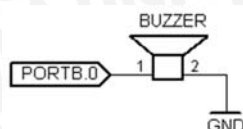


Gambar 4. 7 Perancangan Rangkaian Antarmuka LCD

Kaki nomor 3 digunakan untuk mengatur kontras LCD, pada kaki ini digunakan variabel resistor dengan nilai 10 k Ω . Sedangkan kaki nomor 15 digunakan untuk mengatur lampu *back light* LCD dengan penambahan resistor 1k ohm.

4.2.7 Perancangan Rangkaian Buzzer

Rangkaian ini digunakan untuk mengaktifkan *buzzer*, sehingga pada saat mikrokontroler memberikan logika 1 (*high*) maka *buzzer* akan berbunyi, dan pada saat mikrokontroler memberikan logika 0 (*low*) maka *buzzer* tidak akan berbunyi. Dalam perancangan ini, *buzzer* akan berbunyi apabila alat mendeteksi adanya penyakit jantung koroner pada pasien. Perancangan rangkaian buzzer ditunjukkan dalam Gambar 4.8.



Gambar 4. 8 Rangkaian Antarmuka Buzzer

4.3 Perancangan Perangkat Lunak

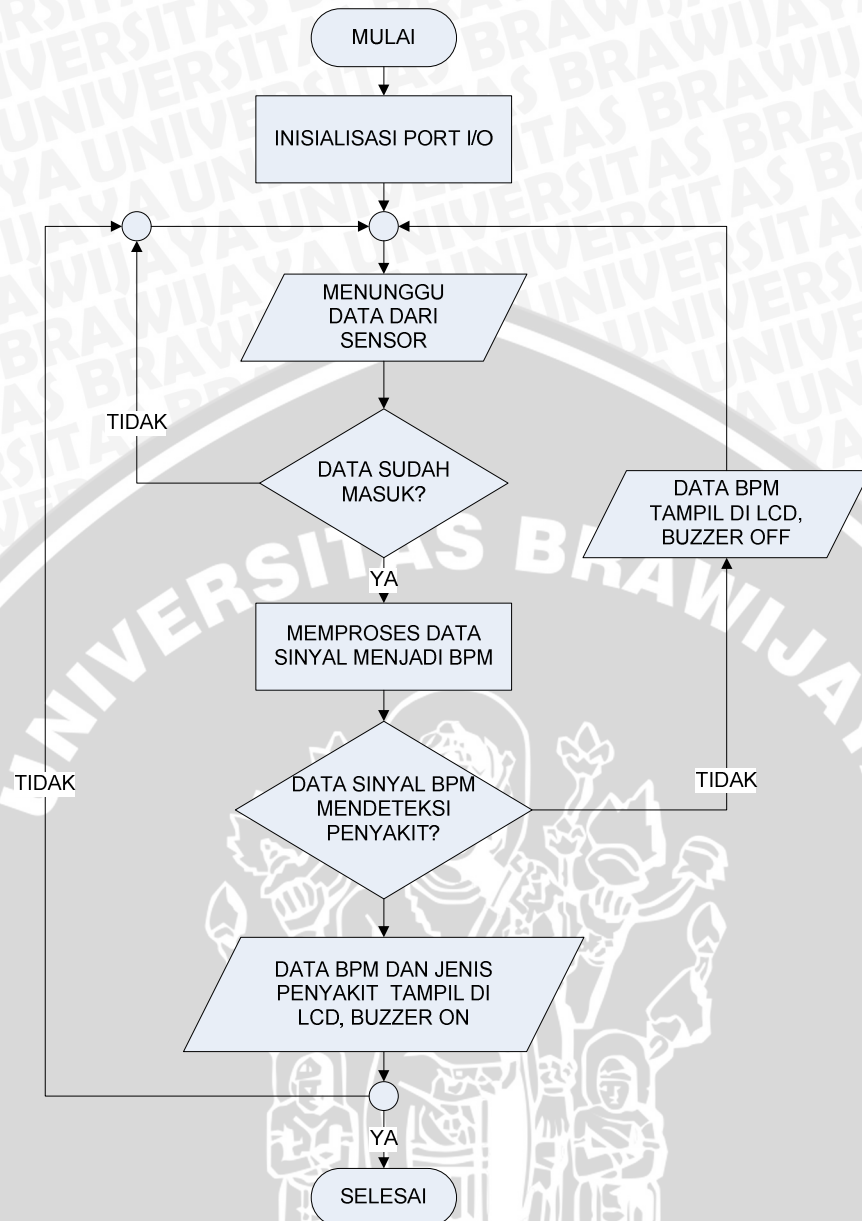
Perancangan perangkat lunak terdiri atas perancangan perangkat lunak pengambilan dan pengolahan data sensor dan perancangan perangkat lunak LCD dan buzzer.

Saat sistem diaktifkan yang pertama kali dilakukan adalah menginisialisasi variabel, inisialisasi register, inisialisasi LCD dan buzzer. Pada proses penginisialisasian register dilakukan pengaturan fitur interrupt external, timer dan I/O. Ketika sistem diaktifkan, sistem secara otomatis mengecek ada atau tidaknya perubahan logika dari variabel masukan pada port input mikrokontroler dari keluaran komparator, setelah terdapat perubahan logika, maka sub fungsi akan mengambil data dari rising edge dan menghitung waktunya. Setelah didapatkan data perdetik, data akan di proses lagi untuk didapatkan data beat per menit nya. Setelah itu baru diolah di program utama untuk dideteksi apakah jumlah detak jantung permenitnya terdapat indikasi penyakit jantung koroner. Indikasi penyakit didapat dengan cara:

1. Aritmia : apabila terdapat detak yang terjadi kurang dari 0,6 detik dan lebih dari 1 detik pada setiap 10 periode detak jantung.
2. Aritmia takikardia : apabila jumlah detak per menit lebih dari 100 bpm.
3. Aritmia bradikardia : apabila jumlah detak per menit kurang dari 60 bpm.

Apabila mikrokontroler mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner diatas, maka LCD akan menampilkan peringatan dan buzzer akan berbunyi selama 5 detik. Selama program masih mendeteksi adanya indikasi penyakit.

Gambar flowchart program mikrokontroler ditunjukkan dalam gambar 4.9.

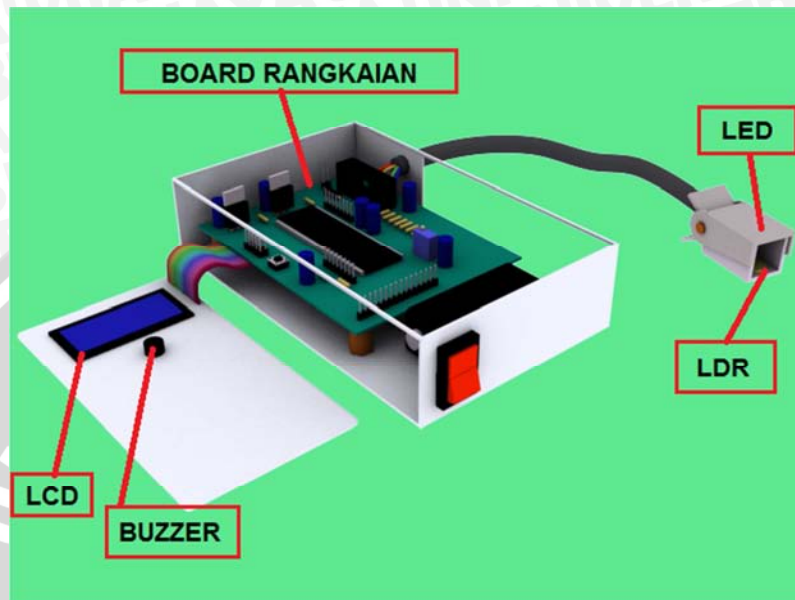


Gambar 4.9 flowchart program mikrokontroller

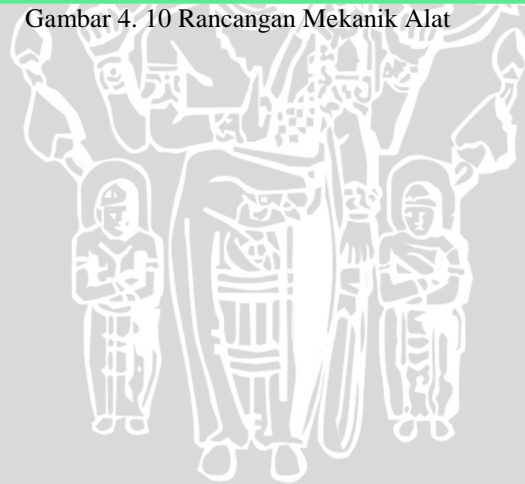
4.4 Perancangan Mekanik

Perancangan mekanik alat terdiri atas perancangan mekanik alat yang terpasang pada pasien dan perancangan mekanik alat pemantau yang terletak di ruang perawat.

Gambar 4.10 menunjukkan rancangan mekanik alat.



Gambar 4. 10 Rancangan Mekanik Alat



BAB V

PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pengujian dan analisis dilakukan untuk mengetahui apakah sistem telah bekerja sesuai perancangan. Pengujian dilakukan per blok kemudian secara keseluruhan. Adapun pengujian yang perlu dilakukan sebagai berikut:

- 1) Pengujian sensor.
- 2) Pengujian rangkaian *filter* dan op-amp *noninverting*.
 - a) Pengujian *high pass filter*.
 - b) Pengujian penguat operasional *noninverting*.
 - c) Pengujian *low pass filter*.
- 3) Pengujian rangkaian komparator.
- 4) Pengujian LCD.
- 5) Pengujian Buzzer.
- 6) Pengujian keseluruhan sistem.

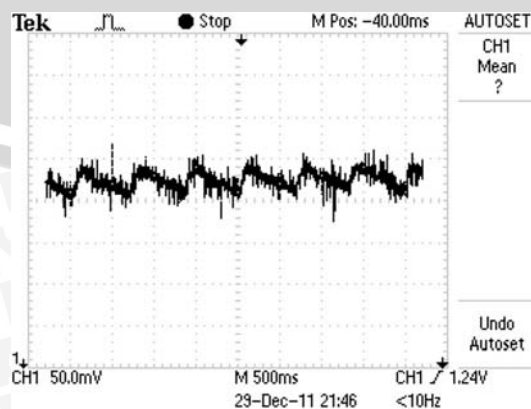
5.1 Pengujian Sensor

Pengujian sensor ini bertujuan untuk mengetahui amplitudo dan bentuk sinyal keluaran sensor. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan keluaran sensor dengan osiloskop TEKTRONIX TDS-1012B. Sensor dipasang pada jari dengan cara dijepit tepat pada letak pembuluh darah arteri di ujung jari telunjuk atau ibu jari tangan kiri. Rangkaian pengujian sensor dapat ditunjukkan dalam Gambar 5.1.



Gambar 5. 1 Blok diagram pengujian sensor

Gambar 5.2 menunjukkan hasil sinyal keluaran pengujian sensor.



Gambar 5. 2 Sinyal Keluaran Sensor

Berdasarkan hasil pengujian diketahui amplitudo keluaran sensor sebesar 40mV. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa sensor sesuai perancangan.

5.2 Pengujian Rangkaian Filter dan Op-Amp Noninverting

5.2.1 Pengujian High Pass Filter

Pengujian High Pass Filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan blok diagram yang ditunjukkan dalam Gambar 5.3



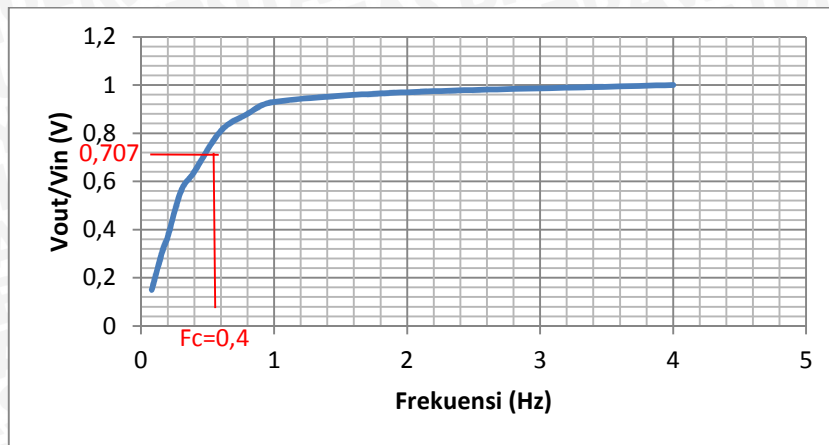
Gambar 5. 3 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari high pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan frekuensi 0-10 Hz dan V_{pp} 1,8 volt sebagai masukan high pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 6 menunjukkan hasil keluaran pengujian high pass filter.

Tabel 6 Hasil Pengujian *High Pass Filter*

| Frekuensi (Hz) | V_{in} pp (volt) | V_{out} pp (volt) | V_{out}/V_{in} (volt) |
|----------------|--------------------|---------------------|-------------------------|
| 0,08 | 1,8 | 0,28 | 0,15 |
| 0,09 | 1,8 | 0,32 | 0,17 |
| 0,16 | 1,8 | 0,56 | 0,31 |
| 0,2 | 1,8 | 0,67 | 0,37 |
| 0,3 | 1,8 | 1,01 | 0,56 |
| 0,4 | 1,8 | 1,16 | 0,64 |
| 0,6 | 1,8 | 1,47 | 0,81 |
| 0,8 | 1,8 | 1,6 | 0,88 |
| 1 | 1,8 | 1,68 | 0,93 |
| 2 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 4 | 1,8 | 1,81 | 1 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam Tabel 6 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam Gambar 5.4.

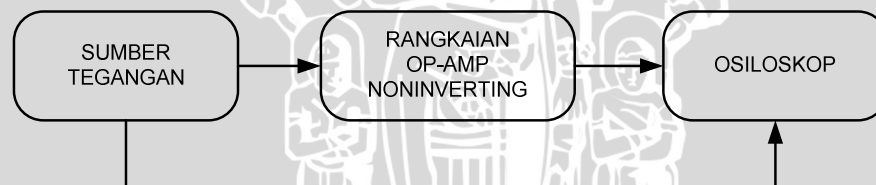


Gambar 5. 4 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Berdasarkan hasil pengujian high pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 0,16 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 0,4 Hz.

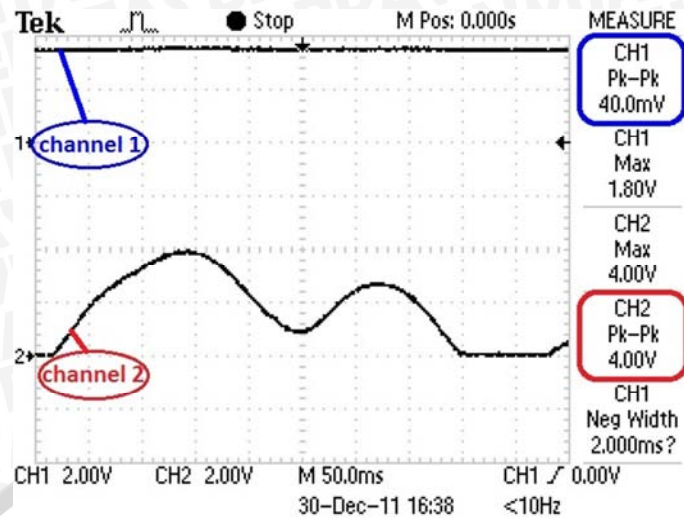
5.2.2 Pengujian Op-Amp Noninverting

Pengujian op-amp noninverting ini bertujuan untuk mengetahui besarnya penguatan yang dihasilkan, apakah telah sesuai atau tidak. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.5.



Gambar 5. 5 Diagram Blok Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari penguat dengan channel 1 osiloskop dan keluaran dari penguat dengan channel 2 osiloskop. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 40mV sebagai masukan dari penguat. Kemudian dilihat hasil tegangan keluarannya. Gambar 5.6 menunjukkan hasil pengujian rangkaian op-amp noninverting.



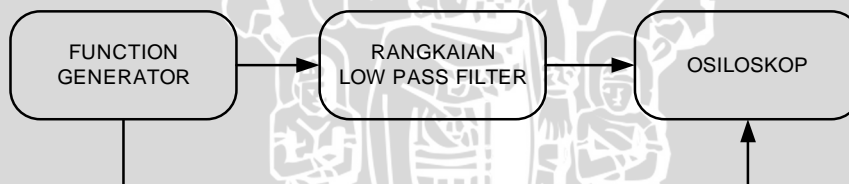
Gambar 5. 6 Hasil Pengujian Rangkaian Op-Amp Noninverting

Dari hasil pengujian didapatkan tegangan keluaran sebesar 4V sehingga besarnya penguatan yang dihasilkan adalah:

$$A_V = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4V}{40mV} = 100 \text{ kali} \dots \dots \dots (5.1)$$

5.2.3 Pengujian Low Pass Filter

Pengujian low pass filter ini bertujuan untuk mengetahui kondisi filter agar sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.7.



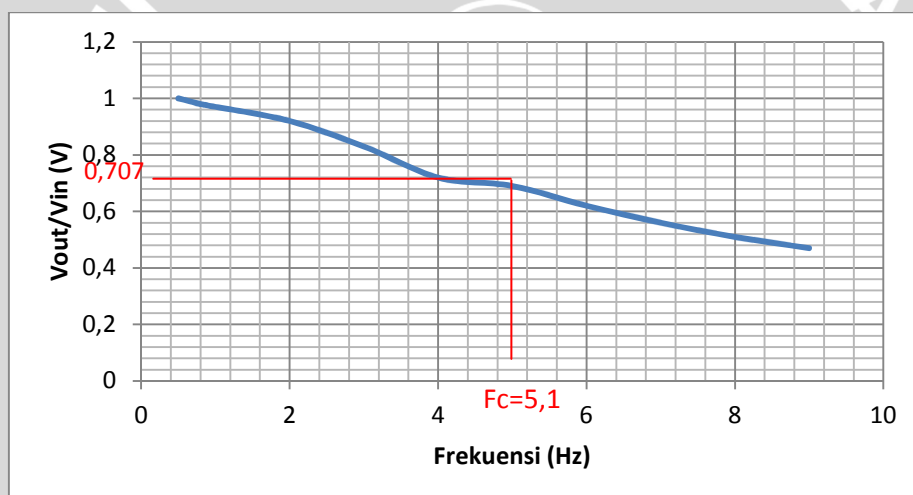
Gambar 5. 7 Diagram Blok Pengujian Low Pass Filter

Function generator digunakan sebagai masukan untuk menghasilkan sinyal berfrekuensi tertentu. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan masukan dari function generator ke channel 1 osiloskop dan keluaran dari low pass filter ke channel 2 osiloskop. Pada function generator diberi sinyal masukan yang diinginkan dengan V_{pp} 5v sebagai masukan low pass filter. Kemudian dilihat sinyal keluaran filter dan dicatat hasilnya. Tabel 7 menunjukkan hasil keluaran pengujian low pass filter.

Tabel 7 Hasil Pengujian Low Pass Filter

| Frekuensi (Hz) | Vin pp (volt) | Vout pp (volt) | Vout/Vin (volt) |
|----------------|---------------|----------------|-----------------|
| 0,5 | 1,8 | 1,8 | 1 |
| 0,8 | 1,8 | 1,78 | 0,98 |
| 1 | 1,8 | 1,76 | 0,97 |
| 2 | 1,8 | 1,66 | 0,92 |
| 3 | 1,8 | 1,5 | 0,83 |
| 4 | 1,8 | 1,3 | 0,72 |
| 5 | 1,8 | 1,25 | 0,69 |
| 6 | 1,8 | 1,12 | 0,62 |
| 7 | 1,8 | 1,02 | 0,56 |
| 8 | 1,8 | 0,93 | 0,51 |
| 9 | 1,8 | 0,85 | 0,47 |

Berdasarkan hasil pengujian dalam tabel 7 maka diperoleh grafik respon yang ditunjukkan dalam gambar 5.8.



Gambar 5. 8 Hasil Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

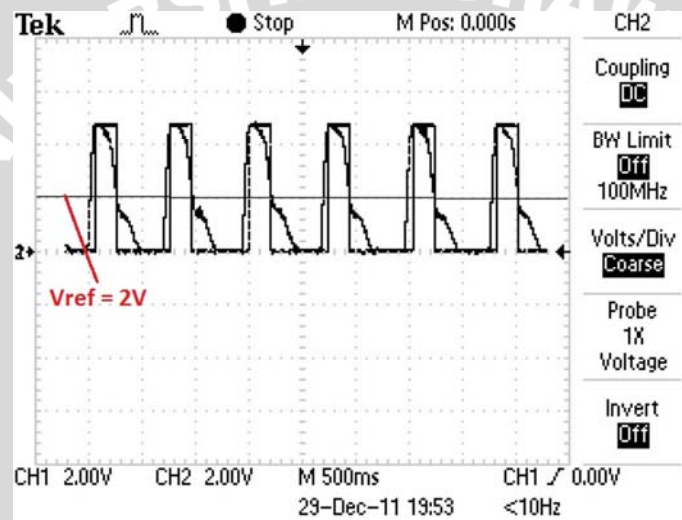
Berdasarkan hasil pengujian Low pass filter sudah bekerja sesuai dengan perancangan. Frekuensi cut off dirancang sebesar 5 Hz, dan dari hasil pengujian diperoleh frekuensi cut off 5,1 Hz.

5.3 Pengujian Komparator

Pengujian komparator ini bertujuan untuk mengetahui besarnya V_{ref} dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan. Pengujian ini dilakukan sesuai dengan diagram blok yang ditunjukkan dalam Gambar 5.9.

Gambar 5. 9 Blok Diagram Pengujian Rangkaian Komparator

Pengujian dilakukan dengan cara menghubungkan channel 1 osiloskop dengan sinyal masukan dari op-amp non inverting dan channel 2 osiloskop dengan sinyal keluaran dari komparator. Pada sumber tegangan diberi tegangan yang diinginkan sebesar 4,5 V sebagai masukan dari penguat yang nantinya akan menjadi masukan di rangkaian komparator. Kemudian dilihat hasil V_{ref} dan bentuk sinyal keluarannya. Gambar 5.10 menunjukkan hasil pengujian rangkaian komparator.

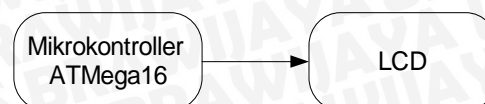


Gambar 5. 10 Hasil Pengujian Rangkaian Komparator

Dari hasil pengujian didapatkan V_{ref} sebesar 2 volt dan bentuk sinyal keluaran yang dihasilkan adalah sinyal kotak dengan level tegangan 0 – 4,5 volt. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa pengujian rangkaian komparator telah sesuai dengan perancangan.

5.4 Pengujian LCD

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui keberhasilan LCD menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler. Pengujian LCD dilakukan dengan menghubungkan LCD dengan mikrokontroler yang sudah berisi perangkat lunak untuk menampilkan tulisan tertentu. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.11.



Gambar 5. 11 Blok Diagram Pengujian LCD

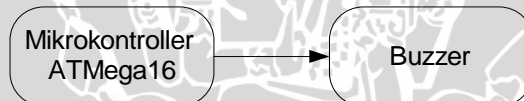
Pada pengujian ini, mikrokontroler diberikan program agar LCD dapat menampilkan tulisan “PASIEN RAWATINAP” pada baris pertama dan tulisan “JANTUNG KORONER” pada baris kedua. Kemudian *board* mikrokontroler diaktifkan dengan memberi catu daya sebesar 5 volt. Tampilan hasil pengujian modul LCD ditunjukkan dalam Gambar 5.12. Dari hasil pengujian dapat disimpulkan bahwa rangkaian LCD dapat menampilkan tulisan sesuai dengan karakter yang dikirimkan oleh mikrokontroler.



Gambar 5. 12 Hasil Pengujian LCD

5.5 Pengujian Buzzer

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui apakah rangkaian yang dirancang dapat mengaktifkan buzzer. Pengujian buzzer dilakukan dengan menggunakan program dari mikrokontroler Atmega16. Diagram blok pengujian modul LCD ini ditunjukkan dalam Gambar 5.13.



Gambar 5. 13 Blok Diagram Pengujian LCD

Pada pengujian ini, mikrokontroler diberi diberikan program untuk mengaktifkan buzzer dan ketika diberi logika 1 (high) dan tidak aktif jika diberikan logika 0 (low). Tabel 8 menunjukkan hasil keluaran pengujian buzzer.

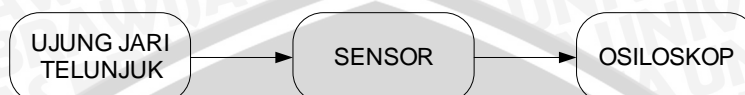
| Logika MK Atmega16 | Buzzer |
|--------------------|-------------|
| 1 | Aktif |
| 0 | Tidak aktif |

5.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

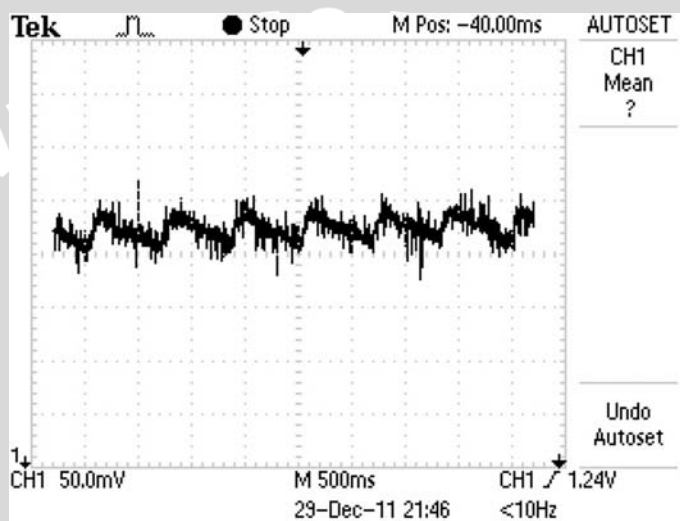
Pengujian keseluruhan sistem dilakukan dengan cara menggabungkan semua bagian alat yang dibuat dan melihat kinerja alat. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kinerja alat yang dibuat apakah telah bekerja sesuai dengan yang diharapkan.

Pengujian ini diawali dengan memasang sensor pada ujung jari telunjuk tangan kiri kemudian menghubungkan keluaran masing-masing blok ke osiloskop, hal ini

bertujuan untuk mengetahui bentuk sinyal dari masing-masing blok secara berurutan sesuai diagram blok pada perancangan. Selanjutnya dilakukan pengujian keseluruhan sistem dengan cara menguji adanya aritmia, takikardia dan bradikardia. Pengujian adanya penyakit jantung koroner ini diawali dengan penghitungan detak jantung permenit oleh alat. Gambar 5.14 menunjukkan diagram blok pengujian sensor pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.15 menunjukkan sinyal keluaran sensor.



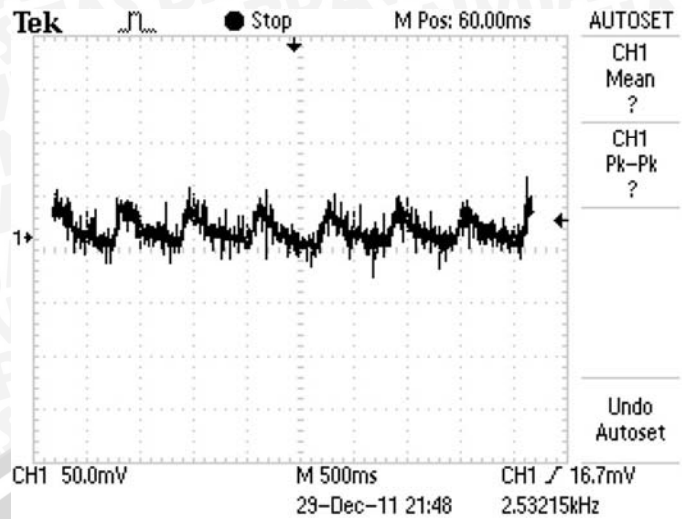
Gambar 5. 14 Diagram Blok Pengujian Sensor



Gambar 5. 15 Sinyal Keluaran Sensor

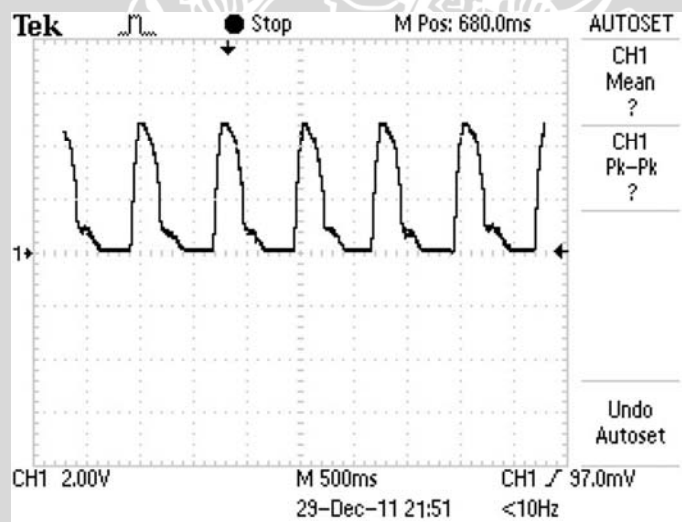
Gambar 5.16 menunjukkan diagram blok pengujian high pass filter pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.17 menunjukkan sinyal keluaran high pass filter.

Gambar 5. 16 Diagram Blok Pengujian High Pass Filter

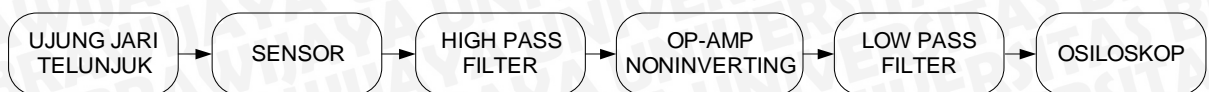


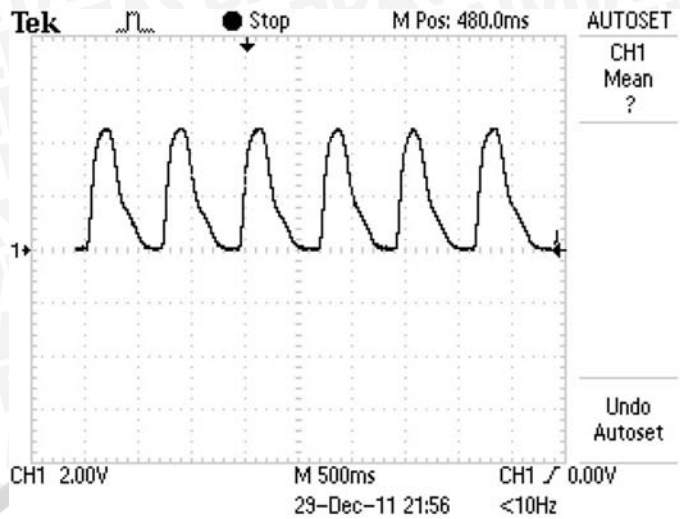
Gambar 5. 17 Sinyal Keluaran High Pass Filter

Gambar 5.18 menunjukkan diagram blok pengujian penguat operasional *noninverting* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.19 menunjukkan sinyal keluaran penguat operasional *noninverting*.

Gambar 5. 18 Diagram Blok Pengujian Penguat Operasional *Noninverting*Gambar 5. 19 Sinyal Keluaran Penguat Operasional *Noninverting*

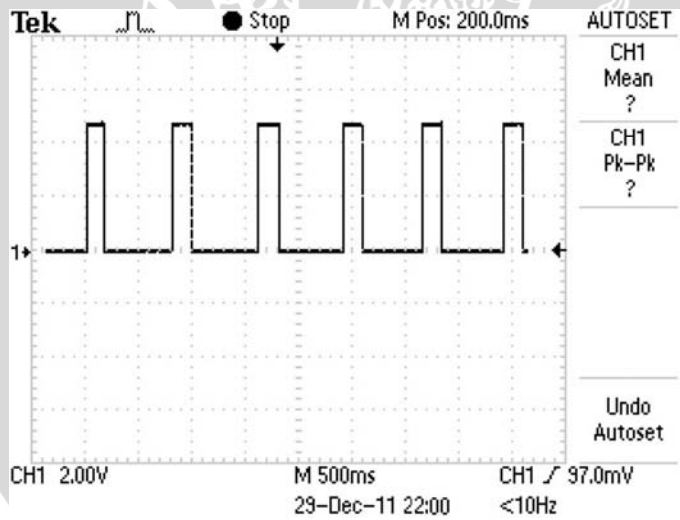
Gambar 5.20 menunjukkan diagram blok pengujian *low pass filter* pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.21 menunjukkan sinyal keluaran *low pass filter*.

Gambar 5. 20 Diagram Blok Pengujian *Low Pass Filter*

Gambar 5. 21 Sinyal Keluaran *Low Pass Filter*

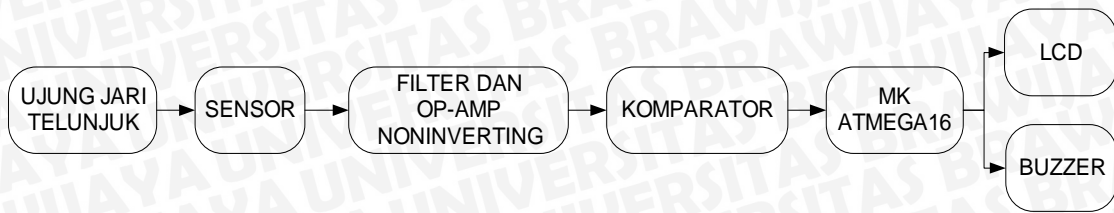
Gambar 5.22 menunjukkan diagram blok pengujian komparator pada kondisi sebenarnya dan Gambar 5.23 menunjukkan sinyal keluaran komparator.

Gambar 5. 22 Diagram Blok Pengujian Komparator

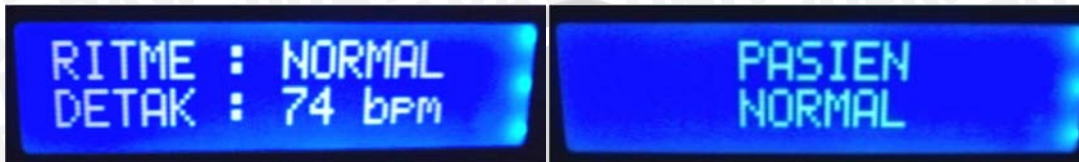


Gambar 5.23 Sinyal Keluaran Komparator

Gambar 5.24 menunjukkan diagram blok pengujian sistem secara keseluruhan dan Gambar 5.25 menunjukkan tampilan LCD hasil pengujian keseluruhan sistem.



Gambar 5.24 Diagram Blok Pengujian Keseluruhan



Gambar 5.25 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Normal

Untuk mengetahui adanya indikasi penyakit aritmia, takikardia dan bradikardia pertama-tama kita harus menghitung jumlah detak jantung permenit, setelah mendapatkan detak jantung permenitnya maka dapat ditentukan indikasi penyakit apakah yang terdeteksi.

Pengujian terdiri menjadi 2 bagian yaitu pengujian perhitungan detak jantung per menit yang dilakukan dengan membandingkan hasil pembacaan alat dengan perhitungan manual. Perhitungan manual dilakukan dengan cara menghitung denyut nadi setiap satu menit. Dan pengujian mendeteksi indikasi penyakit jantung koroner, yaitu:

1. Aritmia (Ritme jantung tidak teratur)
2. Aritmia takikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung lebih dari 100 bpm)
3. Aritmia bradikardia (Ritme jantung teratur, detak jantung kurang dari 60 bpm)
4. Normal (Ritme jantung teratur, detak jantung 60-100 bpm)

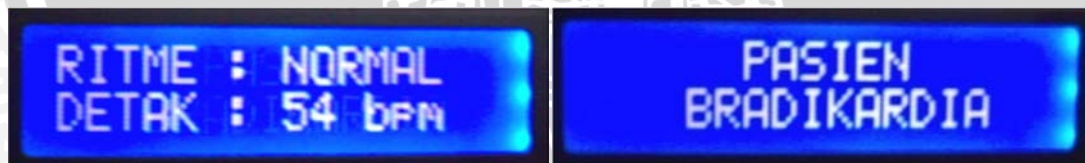
Tabel 9 menunjukkan perbandingan antara hasil pembacaan jumlah detak jantung per menit dengan hasil perhitungan dan Gambar 5.26 , Gambar 5.27 dan Gambar 5.28 menunjukkan tampilan LCD hasil pembacaan alat.

Tabel 9 Perbandingan Hasil Pembacaan Alat dan Penghitungan Manual

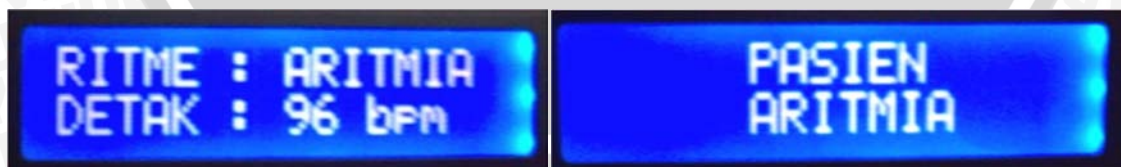
| No. | Pasien | Hasil Pembacaan Alat | | | Kondisi Buzzer | Hasil Perhitungan Manual (bpm) | Tingkat Kesalahan Perhitungan (%) |
|-----|----------|----------------------|----------------------------|--------------------------------|----------------|--------------------------------|-----------------------------------|
| | | Ritme | Jumlah Detak Jantung (bpm) | Jenis Penyakit yang Terdeteksi | | | |
| 1 | Pasien 1 | Normal | 46 | Bradikardia | Bunyi | 50 | 8 |
| 2 | | Normal | 54 | Bradikardia | Bunyi | 54 | 0 |
| 3 | | Normal | 58 | Bradikardia | Bunyi | 55 | 5,45 |
| 4 | | Normal | 75 | - | - | 64 | 17,1 |
| 5 | | Normal | 72 | - | - | 68 | 5,88 |
| 6 | Pasien 2 | Aritmia | 74 | Aritmia | Bunyi | 73 | 1,36 |
| 7 | | Aritmia | 78 | Aritmia | Bunyi | 80 | 2,5 |
| 8 | | Aritmia | 80 | Aritmia | Bunyi | 76 | 5,26 |
| 9 | | Aritmia | 81 | Aritmia | Bunyi | 80 | 1,25 |
| 10 | | Normal | 121 | Takikardia | Bunyi | 124 | 2,41 |
| 11 | Pasien 3 | Normal | 59 | Bradikardia | Bunyi | 60 | 1,66 |
| 12 | | Normal | 74 | - | - | 74 | 0 |
| 13 | | Normal | 83 | - | - | 79 | 5,06 |
| 14 | | Normal | 94 | - | - | 75 | 25,33 |
| 15 | | Normal | 101 | Takikardia | Bunyi | 101 | 0 |
| | | | | | | | 5,41 |



Gambar 5.26 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Takikardia



Gambar 5.27 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Bradikardia



Gambar 5.28 (a)Tampilan LCD Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia
(b)Tampilan LCD 2 Hasil Pembacaan Alat Pasien Aritmia

Hasil pengujian diambil dari 3 sample pasien yang berbeda, dengan penghitungan dengan waktu real time yang berbeda. Sehingga didapatkan hasil yang berbeda-beda pula.

Dari hasil pengujian ketepatan perhitungan jumlah detak jantung per menit didapatkan kesalahan rata-rata sebesar 5,41 %. Hal ini disebabkan perbedaan metode perhitungan yang digunakan. Hasil perhitungan secara langsung atau manual merupakan jumlah detak jantung dalam 15 detik yang kemudian diolah, dikalikan 4 sehingga didapat beat permenitnya. Sedangkan pada alat, hasil pembacaan merupakan nilai rata-rata dari lima periode detak jantung.

Dari tabel dan gambar hasil pengujian LCD juga dapat dilihat bahwa pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung normal tidak terkena penyakit, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung lebih dari 100 bpm terkena Takikardia, pasien yang mempunyai ritme normal dan detak jantung kurang dari 60 bpm terkena bradikardia dan pasien yang mempunyai ritme tidak normal dan detak jantung normal terkena aritmia. Kondisi buzzer juga telah terbukti berbunyi hanya ketika alat mendeteksi adanya penyakit. Hal ini sudah membuktikan bahwa program keseluruhan telah sesuai dengan perancangan.



BAB VI PENUTUP

6.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil perancangan dan pengujian yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Rangkaian pengkondisi sinyal untuk jumlah detak jantung antara 10 – 300 bpm terdiri atas rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,16 Hz, rangkaian penguat operasional *noninverting* dengan penguatan sebesar 110 kali, rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut-off* sebesar 5 Hz dan rangkaian komparator dengan tegangan referensi sebesar 2 volt.
- 2) Sistem Pendeteksi aritmia yang dirancang terdiri atas pengolah data dan penampil data. Pengolah data akan mengolah data dari sensor dan rangkaian pengkondisi sinyal kemudian hasilnya ditampilkan ke penampil data berupa tampilan LCD dan buzzer sebagai alat peringatan pada perawat.
- 3) Perangkat lunak mikrokontroler Atmega16 menggunakan bahasa C telah dapat mengambil data keluaran komparator, menghitung waktu hasil keluarannya, mengolahnya menjadi jumlah beat per menit dan menentukan jenis penyakit jantung koroner apa yang dideteksi. Mikrokontroler juga telah dapat menampilkan data jumlah beat per menit pada LCD, dan dapat mendeteksi adanya penyakit jantung berdasarkan data yang didapat dan dapat mengaktifkan buzzer sesuai dengan indikasi penyakit jantung koroner apa yang terdeteksi.

6.2 Saran

Saran-saran dalam pengimplementasian maupun peningkatan unjuk kerja sistem ini dapat diuraikan sebagai berikut:

- 1) Sistem yang dirancang hanya menyediakan satu sensor yang hanya dapat digunakan untuk satu pasien saja, sehingga dalam pengembangannya diharapkan dapat menyediakan lebih banyak sensor sehingga akan lebih banyak pasien yang dapat dipantau secara otomatis oleh sistem.
- 2) Sistem hanya dibuat untuk memantau aritmia, takikardia dan bradikardia saja, diharapkan untuk pengembangan selanjutnya dapat memantau lebih banyak jenis penyakit jantung koroner.



- 3) Sistem dapat dikembangkan untuk pasien rawat inap rumah pasca serangan jantung koroner, dengan pemanggilan dokter atau perawat menggunakan teknologi GPS, telepon atau sms.



DAFTAR PUSTAKA

- Adil, Ratna. 2009. *Perancangan Sistem Monitoring Online Pasca Pasien Penderita Jantung Koroner Berbasis Identifikasi Sinyal Elevasi ST*. Surabaya: Politeknik Elektronika Negeri Surabaya-Institut Teknologi Sepuluh November.
- Abdulloh, Yusuf. 2010. *Penghitug Detak Jantung Portabel Wireless dengan Media Penyimpan Komputer*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Atmel. 2007. *ATMEGA16/ATMEGA16L, 8-bit AVR with 16 kbytes in System Programable Flash*. www.atmel.com/literatur. Diakses tanggal: 26 Januari 2011.
- CUI INC. 2010. *Description: Magnetic Buzzer*. www.cui.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Damai Yanti, Asri. 2009. *Karakteristik Penderita Penyakit Jantung Koroner Rawat Inap di RSU Dr. Pirngadi Medan tahun 2003-2006*. Medan: Universitas Sumatera Utara
- Dharma, MD, FIHA, Surya. 2010. *Arrhythmia*. Jakarta: *Department of Cardiology and Vascular Medicine*, Universitas Indonesia.
- Elane. 2010. *2x16 LCD Module Datasheet*. www.elane.net. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Erliyanto, Machriz. 2008. *Perancangan Perangkat Monitoring Denyut Jantung Dengan Visualisasi Lcd Grafik Berbasis Atmel At89c51*. Bandung: Institut Teknologi Telkom.
- G, Jakson. 1984. *Cadiovasculer Update, Insight in to Heart Disease, Update Publications*. England.
- Khandpur, RS. 1997. *Handbook of Biomedical Instrumentation*. McGraw-hill.
- Koehler, Kenneth R. 1996. *The Human Cardiovascular System*. www.rwc.uc.edu/koehler/biophys.
- Mascaro, Stephen A. Dan H. Harry Asada. 2001. *Photoplethysmograph Fingernail Sensors For Measuring Forces Without Haptic Obstruction*. IEEE Transactions on Robotics AND Automation, vol 17, no.5.
- Miswanto, Andi Sulistiono. 2010. *Sistem Pendeteksi Musik Pada Model Robot Penari Dalam Studi Kasus Kontes Robot Seni Indonesia*. Malang: Universitas Brawijaya.
- Perhimpunan Dokter Spesialis Kardiovaskular Indonesia. 2009. *Advanced Cardiac Life Support*. Jakarta: PERKI.
- Peacock, Todd, Chong-Meng Teh, K'lvin Sui dan Craig Williamson. 2001. *Design of a Heart Monitor*. Departement of Electrical and Computer Engineering Mississipi State University. Mississipi

- Richard, H, MD. 1980. *The American Heart Book*. The American Heart Association. USA.
- Roger L. Tokhrin. 1990. *Digital Electronic*. Mc Graw Hill Inc, Singapore.
- Setiawan, Jan. 2003. *Perancangan Dan Pembuatan Alat Pemantau Detak Jantung Transmission Photoplethysmograph*. Bogor: Institut Pertanian Bogor.
- Sunrom. 2008. *Light Dependent Resistor – LDR*. <http://www.sunrom.com>. Diakses tanggal: 11 juli 2011.
- Sutrisno. 1987. *Elektronika, Teori dan Penerapannya*. Bandung: ITB
- Soemitro, Herman Widodo. 1992. *Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linier*. Jakarta: Erlangga
- Texas instrument. 2004. *LM158, LM258, LM358 Dual Operational Amplifiers*. www.alldatasheet.com. Diakses tanggal: 14 juli 2011.
- Webster, John G. *Medical Instrumentation Application and Design*. New York: John Wiley and Sons.



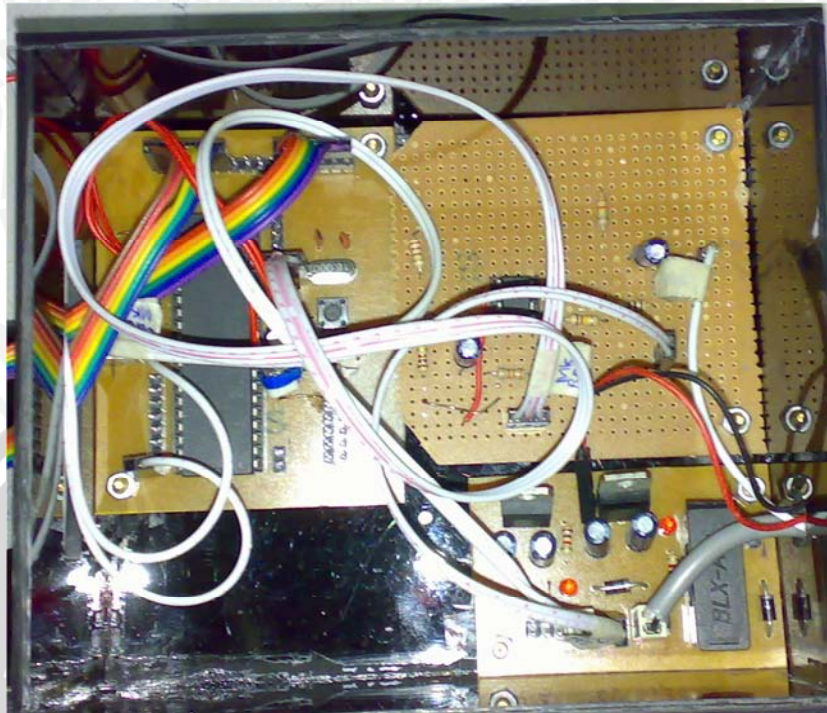
LAMPIRAN



LAMPIRAN I

FOTO ALAT





Gambar 1 Board Rangkaian di dalam Sistem



Gambar 2 Sistem Secara Keseluruhan



Gambar 3 Pemasangan Sensor pada Ujung Jari

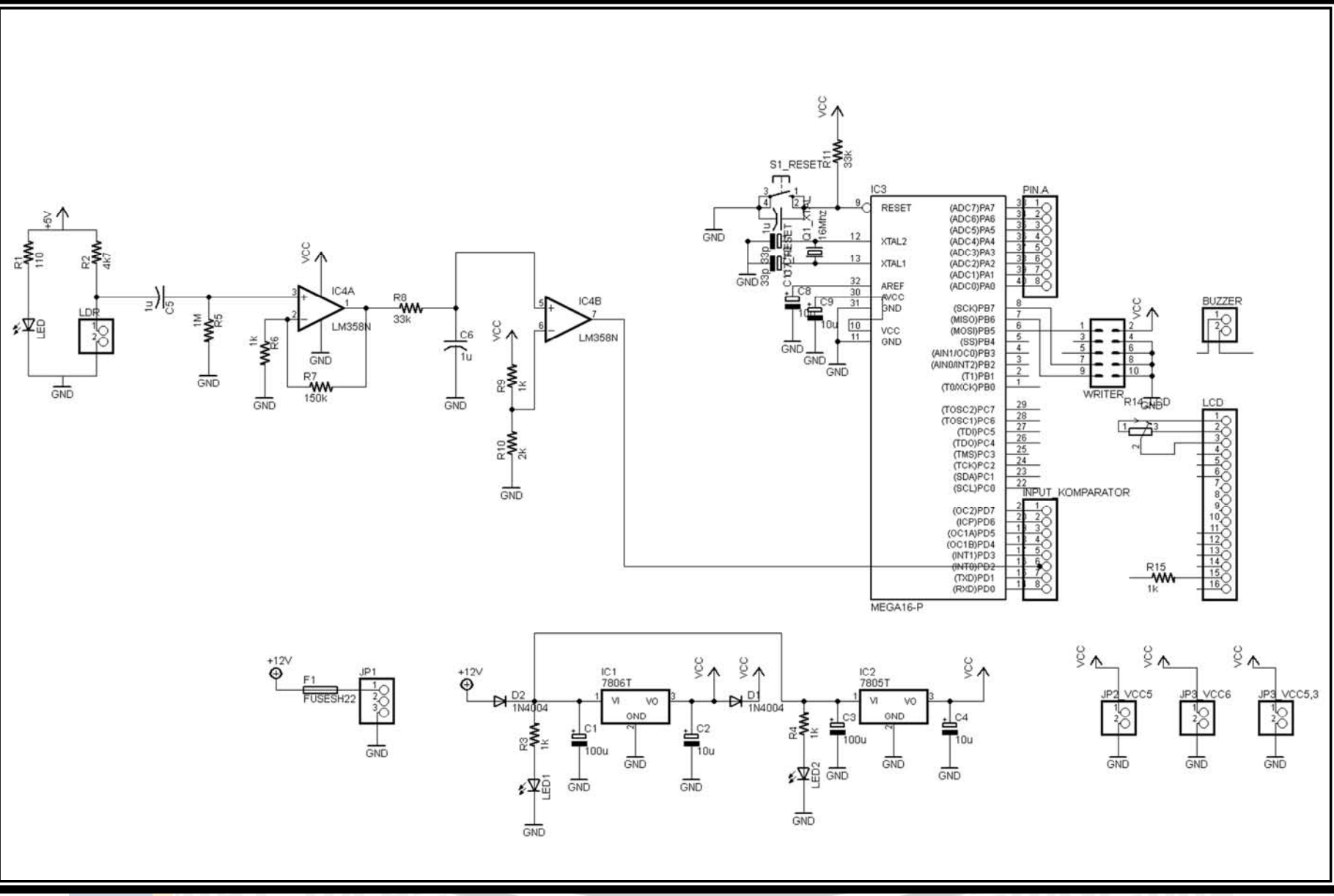


Gambar 3 Sistem pada saat Kondisi Menyala

LAMPIRAN II

GAMBAR RANGKAIAN





LAMPIRAN III

LISTING PROGRAM MIKROKONTROLER ATmega16



```

/*****
This program was produced by the
CodeWizardAVR V2.04.4a Advanced
Automatic Program Generator
© Copyright 1998-2009 Pavel Haiduc, HP InfoTech s.r.l.
http://www.hpinfotech.com

```

```

Project : Sistem Pendeteksi Aritmia pada Pasien Rawat Inap Pasca
Serangan Jantung Koroner
Version :
Date : 12/24/2011
Author : NeVaDa
Company :
Comments:

```

```

Chip type : ATmega16
Program type : Application
AVR Core Clock frequency: 16.000000 MHz
Memory model : Small
External RAM size : 0
Data Stack size : 256
*****/

```

```

#include <mega16.h>
#include <stdio.h>
#include <delay.h>

```

```

#define buzzer_off PORTB.0=0
#define buzzer_on PORTB.0=1

```

```

#define tinggi 0
#define rendah 1

```

```

#define t10 10
#define t1000 1000

```

```

unsigned int bpm_tertampil,n=1;
unsigned int aritmia_tertampil ;
char data[17];
bit pertama;
unsigned int time1000,time10;
unsigned int bpm, bpm0, bpm1, bpm2, bpm3, bpm4;
unsigned int aritmia, aritmia0, aritmial, aritmia2, aritmia3,
aritmia4;
unsigned int data_ctr;
int a;

```

```

// Alphanumeric LCD Module functions
#asm
.equ __lcd_port=0x15 ;PORTC
#endasm
#include <lcd.h>

```

```

// External Interrupt 0 service routine
interrupt [EXT_INT0] void ext_int0_isr(void)
{
PORTA.0=~PORTA.0;
if (pertama == tinggi)
{
TCCR1B = 0x05;

```



```

    pertama = rendah;
}
else if (pertama == rendah){
    TCCR1B = 0x00;
    aritmia = TCNT1;

    bpm = ((60*15625)/TCNT1);
    if(data_ctr == 0){bpm0 = bpm;aritmia0=aritmia;}
        else if(data_ctr == 1){bpm1 = bpm; aritmia1 = aritmia;}
        else if(data_ctr == 2){bpm2 = bpm; aritmia2 = aritmia;}
        else if(data_ctr == 3){bpm3 = bpm; aritmia3 = aritmia;}
        else if(data_ctr == 4){bpm4 = bpm; aritmia4 = aritmia;}

        if(data_ctr < 4){data_ctr++;}
        else {
            bpm_tertampil = ((bpm0+bpm1+bpm2+bpm3+bpm4)/5);
            aritmia_tertampil =
            (aritmia0+aritmia1+aritmia2+aritmia3+aritmia4);
            bpm0 = bpm1;
            bpm1 = bpm2;
            bpm2 = bpm3;
            bpm3 = bpm4;
        }
    TCNT1 = 0x00;
    pertama = tinggi;
}

// Timer 0 overflow interrupt service routine
interrupt [TIM0_OVF] void timer0_ovf_isr(void)
{
    TCNT0=0x06;
    if(time10>0){time10--;}
    if(time1000>0){time1000--;}
}

// Declare your global variables here

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

    // Input/Output Ports initialization
    // Port A initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=Out
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=0
    PORTA=0x00;
    DDRA=0x01;

    // Port B initialization
    // Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
    Func0=In
    // State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
    State0=T
    PORTB=0b00000100;
    DDRB=0b00001111;

    // Port C initialization

```

```
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTC=0b00010010;
DDRC=0b00011110;

// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0x00;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 2000.000 kHz
// Mode: Normal top=FFh
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x03; // Clock value: 250.000 kHz-->1ms
TCNT0=0x06;
TIMSK=0x01;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer1 Stopped
// Mode: Normal top=FFFFh
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: Off
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: Off
// Compare B Match Interrupt: Off
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x00;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

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

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: On
// INT0 Mode: Low level
// INT1: Off
```

```
// INT2: Off
GICR|=0x40; //INT0 Mode: Rising Edge
MCUCR=0x03;
MCUCSR=0x00;
GIFR=0x40;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK=0x01;

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

// LCD module initialization
lcd_init(16);

// Global enable interrupts
#asm("sei")

if (n==1){
    lcd_gotoxy(0,0);
    lcd_putsf("PASIEN RAWATINAP");
    lcd_gotoxy(0,1);
    lcd_putsf("JANTUNG KORONER");
    delay_ms(5000);
    n=0;
}
while (1)
{
    //1
    if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100)
    {
        //a=1;
        // while(a==1)
        for(a=0;a<2;a++)
        {
            //{
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
            lcd_gotoxy(0,1);
            sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
            lcd_puts(data);
            delay_ms(1000);
            //a=0;
            //}
            lcd_clear();
            lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf(" Pasien ");
            lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf(" Normal ");
            delay_ms(1000);
        };
        //a=1;
    }

    //2
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil <60) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
    }
}
```



```
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Bradikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //3
    else if(aritmia_tertampil >=0,6 && aritmia_tertampil <=1 &&
bpm_tertampil >100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Normal ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Takikardia  ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
    //4
    else if(aritmia_tertampil <=0,6 || aritmia_tertampil >=1 &&
bpm_tertampil >=60 && bpm_tertampil <=100) {
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("RITME : Aritmia ");
        lcd_gotoxy(0,1);
        sprintf(data, "DETAK:%4d bpm",bpm_tertampil);
        lcd_puts(data);
        delay_ms(1000);
        //a=0;
        //}
        lcd_clear();
        lcd_gotoxy(0,0);lcd_putsf("    Pasien    ");
        lcd_gotoxy(0,1);lcd_putsf("    Aritmia    ");
        delay_ms(1000);
        buzzer_on;
        delay_ms(2000);
        buzzer_off;
        delay_ms(2000);
    }
};
}
```

LAMPIRAN IV

DATASHEET

