

**PENGEMBANGAN ELEKTROKARDIOGRAF DENGAN
MENGUNAKAN AKSELEROMETER**

SKRIPSI

oleh

FRANKI SIADARI

0706196550



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS INDONESIA
DEPOK
2010**

**PENGEMBANGAN ELEKTROKARDIOGRAF DENGAN
MENGUNAKAN AKSELEROMETER**

SKRIPSI

Diajukan untuk Melengkapi Persyaratan Memperoleh Gelar Sarjana Fisika

oleh

**FRANKI SIADARI
0706196550**



**UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
DEPOK**



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENGEMBANGAN SISTEM UNTUK MONITORING
AKTIVITAS JANTUNG DAN TUBUH DENGAN
MENGUNAKAN ELEKTROKARDIOGRAF DAN
AKSELEROMETER**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains

FRANKI SIADARI

0706196550

**MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA**

DEPOK

2010

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Franki Siadari

NPM : 0706196550

Tanda Tangan :

Bulan : Juni 2010

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Franki Siadari

NPM : 0706196550

Program Studi : Fisika Instrumentasi

Judul Skripsi : Pengembangan Sistem Untuk Monitoring Aktivitas
Jantung dan Tubuh dengan Menggunakan Elektrokardiograf
dan Akselerometer

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dr. Sastra Kusumawijaya ()

Penguji I : Prof. Dr. Djarwani ()

Penguji II : Dr. Parwito ()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal :

KATA PENGANTAR

Puji syukur dan hormat kepada Allah Bapa di Sorga, atas semua penyertaan, hikmat dan kekuatan yang Tuhan sediakan bagi penulis sehingga penulisan skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Fisika jurusan Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Dalam perancangan sistem dan penulisan skripsi ini, penulis sangat banyak mendapatkan bantuan dari para pengajar dan teman-teman. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

1. Dr. Sastra Kusuma Wijaya, selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini;
2. Idha Rakhmawati, yang telah bersedia meminjamkan beberapa komponen untuk penyelesaian skripsi ini;
3. Bapak M. Yiwansya, yang telah bersedia meminjamkan komponen-komponen penting untuk penyelesaian sistem EKG;
4. Orang tua dan keluarga saya yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral;
5. semua pihak, yang secara sadar ataupun tidak, telah banyak membantu dalam proses penyusunan skripsi ini.

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu dan menjadi kemuliaan bagi nama Tuhan.

Depok, 14 Mei 2010

Penulis

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

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

Nama : FRANKI SIADARI
NPM : 07060196550
Program Studi : Sarjana Ekstensi (S1)
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis karya : Skripsi

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

**PENGEMBANGAN SISTEM UNTUK MONITORING AKTIVITAS
JANTUNG DAN TUBUH DENGAN MENGGUNAKAN
ELEKTROKARDIOGRAF DAN AKSELEROMETER**

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di: Depok

Pada tanggal: 14 Mei 2010

Yang menyatakan,

(Franki Siadari)

ABSTRAK

Nama : Franki Siadari
Program Studi : S1 Fisika Ekstensi
Judul : Pengembangan Sistem Untuk Monitoring Aktivitas Jantung dan Tubuh dengan menggunakan Elektrokardiograf dan Akselerometer

Telah dibuat sistem pemantauan aktivitas jantung dan fisik manusia dengan menggunakan elektrokardiograf tiga lead dan sebuah sensor akselerometer 3-sumbu MMA7260Q yang diaplikasikan sebagai sistem perhitungan konsumsi energi dan pemantau kecepatan gerak. Dengan menggunakan sensor elektrode penulis merekam biopotensial yang dihasilkan oleh otot-otot jantung kemudian mengakuisisi data ini dengan menggunakan rangkaian elektrokardiograf dimana didalamnya terdapat penguat bertahap sebesar 4 kali, 101 kali, dan 5 kali. Untuk menghilangkan noise dirancang pula filter 0,5-100 Hz. Pada keluaran sinyal dari akselerometer dilakukan filter high-pass 0,5 Hz, sehingga elektrokardiograf mampu membaca aktivitas jantung kemudian data analog aktivitas jantung didigitasi menggunakan ADC mikrokontroler 1281, demikian juga data percepatan tubuh manusia mengalami proses digitasi menggunakan ADC mikrokontroler. Kedua data ini disimpan ke dalam sebuah kartu memori. Data aktivitas jantung dan percepatan tubuh manusia kemudian diolah secara digital menggunakan program LabVIEW8.5. Penganalisaan data elektrokardiograf dilakukan dengan tujuan mendapatkan pola perbandingan tetap antara luasan, amplitudo, dan periode sinyal P Q R S dan T. Sedangkan pengolahan data percepatan langkah tubuh digunakan untuk menghitung konsumsi energi dan kecepatan gerak tubuh manusia. Perubahan pola sinyal elektrokardiograf dibandingkan dengan perhitungan konsumsi energi dan kecepatan aktivitas tubuh manusia. Sehingga didapatkan sebuah hubungan antara sinyal P Q R S dan T dengan konsumsi energi dan kecepatan aktivitas tubuh manusia.

Kata kunci: elektrokardiograf; akselerometer MMA7260Q; sinyal P Q R S dan T; aktivitas fisik; mikrokontroler ATmega128; kartu memori.

ABSTRACT

Name : Franki Siadari
Study Program : S1 of Physics
Title : Development System for Monitoring Cardiac and Physical Activities Using Electrocardiograf and Accelerometer

Monitoring system of heart activity and human physical have made using electrocardiograph three leads and an accelerometer censer 3-axis MMA7260Q which is applied as calculation system of energy consumption and monitoring moving acceleration. Using electrode censer, the writer recorded biopotential which resulted from heart muscle and then process data using electrocardiograph series which have stronger in stage 4x, 101x, and 5x. To reduce the noise, filter 0,5-100 Hz was designed. In output signal from accelerometer, filter high-pass 0,5 Hz installed that electrocardiograph be able reading heart activity and then the data analog of heart activity digitized using ADC microcontroller 128l, and so did the data acceleration of human body. Both of these data saved in a memory card. The data of heart activity and human body acceleration processed digitally using LabVIEW8.5 program. Analyzing electrocardiograph data was done in goal to find a ratio for area, amplitude, and signal period of P Q R S and T. Processing data of body step acceleration used for counting energy consumption and moving velocity of human body. Alteration of electrocardiograph signal was compared with result of calculation from energy consumption and velocity of human activity. So, writer got a correlation in P Q R S and T signal with energy consumption and velocity of human activity.

Keyword: electrocardiograph; accelerometer; MMA7260Q; P Q R S and T signal; physical activity; microcontroller ATmega128; memory card.

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	v
ABSTRAK.....	vi
<i>ABSTRACT</i>	vii
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR GAMBAR.....	xii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Pembatasan Penelitian.....	2
1.3. Tujuan Penelitian	2
1.4. Metodologi Penelitian.....	2
1.4.1. Studi Literatur	2
1.4.2. Studi Alat dan Komponen.....	3
1.4.3. Penelitian Laboratorium	3
1.5. Sistematika Penulisan	5
1.5.1. Bab 1 Pendahuluan	5
1.5.2. Bab 2 Landasan Teori	5
1.5.3. Bab 3 Perancangan Sistem.....	6
1.5.4. Bab 4 Pembahasan	6
1.5.5. Bab 5 Kesimpulan dan Saran.....	6
BAB 2 LANDASAN TEORI.....	7
2.1. Elektrokardiograf	7

2.2. Penempatan Lokasi Elektroda.....	9
2.3. Bioelektroda.....	14
2.4. Akselerometer MMA7260Q.....	16
2.4.1. Prinsip Akselerometer.....	16
2.4.2. MMA7260Q.....	18
2.5. Aktivitas Fisik dan Penggunaan Energi.....	21
2.6. MET.....	22
2.7. Akuisisi Data.....	23
2.7.1. Penguat Instrumentasi.....	23
2.7.2 Filter.....	24
2.8. Sistem Penggerak Kaki Kanan.....	25
2.9. Mikrokontroler Atmega 128.....	26
2.10. Kartu Memori SD (<i>Secure Digital</i>).....	28
2.11. FAT.....	29
BAB 3 PERANCANGAN SISTEM.....	32
3.1. Perancangan Perangkat Keras.....	32
3.1.1. Penguatan dan Filter EKG.....	33
3.1.2. Penggerak Kaki Kanan, Proteksi dan Tegangan Catu.....	34
3.1.3. Sistem Antarmuka MMA7260Q.....	35
3.1.4. Modul Kartu Memori SD (<i>SD Card</i>).....	36
3.1.5. Perancangan Minimum Sistem ATmega128.....	38
3.2. Perancangan Perangkat Lunak.....	39
3.3. Prinsip Kerja Rancangan secara Umum.....	40
3.3.1. Program Aplikasi Mikrokontroler.....	40
3.3.2. Program Aplikasi Komputer.....	41
3.3.2.1. Program Pendeteksi Puncak, Periode dan Selang Waktu.....	41
3.3.2.2. Program Perhitungan Luas Sinyal.....	45
3.3.2.3. Program Perhitungan Kecepatan Langkah.....	46
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....	49
4.1. Pengujian Penguatan AD623.....	49

4.2. Pengujian Filter (0,5 Hz-106 Hz).....	50
4.3. Pengujian Sistem EKG.....	51
4.4. Kalibrasi Akselerometer MMA7260Q.....	53
4.5. Perbandingan Aktivitas Jantung dengan Kecepatan Langkah	54
BAB 5 PENUTUP	56
5.1. Kesimpulan	56
5.2. Saran	56
DAFTAR REFERENSI	57



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Contoh Kejadian dalam Satuan Gravitasi (g)	19
Tabel 2.2 Pilihan Sensitivitas.....	21
Tabel 2.3 Beberapa Aktivitas yang Terdaftar dalam <i>Compendium</i>	22
Tabel 3.1 Fungsi Port ATmega128L EKG dan Akselerometer	38
Tabel 4.1 Pengujian AD623 dengan Orde Tegangan Input 10-3V	49
Tabel 4.2 Tabel Pengujian Band-Pass Filter (0,5 Hz – 106 Hz).....	50
Tabel 4.3 Perbandingan Sinyal P R dan T	52
Tabel 4.4 Selang Waktu Sinyal.....	53
Tabel 4.5 Luas Sinyal.....	53
Tabel 4.6 Kalibrasi MMA7260Q.....	54
Tabel 4.7 Perbandingan Kecepatan Langkah dengan Sinyal EKG.....	55
Tabel 4.8 Perbandingan Kecepatan Langkah (1-2 m/s) dengan Pola Sinyal EKG	55

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 1.1	Blok Diagram Perancangan Alat 4
Gambar 1.2	Skematik Tahap Perancangan Alat 5
Gambar 2.1	Perubahan Potensial Listrik pada Jantung 8
Gambar 2.2	Sinyal EKG Normal 8
Gambar 2.3	Medan Dipol pada Jantung Sewaktu Gelombang R Maksimum 9
Gambar 2.4	Hubungan Antara Dua Vektor a_1 , a_2 dan Vektor Jantung M 10
Gambar 2.5	Formasi <i>Lead</i> pada Segitiga Eindhoven..... 11
Gambar 2.6	Koneksi Elektroda pada Tubuh untuk Mendapatkan Wilson Central Terminal 12
Gambar 2.7	Koneksi Elektroda untuk <i>Augmented Lead</i> 13
Gambar 2.8	Posisi Elektroda pada Dada..... 13
Gambar 2.9	Antarmuka Elektroda-Elektrolit..... 14
Gambar 2.10	Rangkaian Ekuivalen untuk Biopotensial Elektroda 15
Gambar 2.11	Penampung Elektrode Ag/AgCl..... 15
Gambar 2.12	Prinsip Akselerometer..... 17
Gambar 2.13	Koneksi Pin MMA7260Q 19
Gambar 2.14	Vektor MMA7260Q..... 20
Gambar 2.15	Blok Diagram Fungsi Akselerometer MMA7260Q 20
Gambar 2.16	Sumbu-Sumbu pada Akselerometer MMA7260Q..... 21
Gambar 2.17	Rangkaian Penguat Instrumentasi 24
Gambar 2.18	Rangkaian Filter Aktif Analog Lulus Bawah 25
Gambar 2.19	Rangkaian Filter Aktif Lulus Atas 25
Gambar 2.20	Rangkaian Penggerak Kaki Kanan dan Ekuivalennya..... 26
Gambar 2.21	Ukuran SD <i>Card</i> /MMC 29
Gambar 2.22	Struktur Partisi FAT16..... 30
Gambar 3.1	Blok Diagram Pengembangan EKG dengan Akselerometer 32

Gambar 3.2	Blok Diagram Sistem EKG.....	33
Gambar 3.3	Diagram Sistem MMA7260Q.....	36
Gambar 3.4	Koneksi EMS SD MMC FRAM dengan Mikrokontroler ATmega128	37
Gambar 3.5	Minsis EKG dan Akselerometer	39
Gambar 3.6	Diagram Aliran Program 1.....	40
Gambar 3.7	Diagram Alir program Pendeteksi Puncak.....	42
Gambar 3.8	Front Panel Analisa Puncak dan Waktu Sinyal EKG	43
Gambar 3.9	Formula Note Detektor Puncak P R T dan Lembah Q S	44
Gambar 3.10	Front Panel Integral Peak.....	45
Gambar 3.11	Diagram Alir Prigram Perhitungan Luas	46
Gambar 3.12	Front Panel Program Pembacaan Kecepatan Langkah	47
Gambar 3.13	Diagram Aliran Program Perhitungan Kecepatan.....	47
Gambar 4.1	Grafik Pengujian Penguatan AD623 dengan Skala Input 10^{-3} V	49
Gambar 4.2	Grafik Respon Band-Pass Filter (0,5 Hz-106 Hz)	51
Gambar 4.3	Grafik Monitoring EKG.....	52

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Elektrokardiograf telah digunakan secara luas di bidang kesehatan sejak diketemukan pada awal tahun 1900. Elektrokardiograf (EKG) adalah sistem yang mendeteksi sinyal listrik yang diakibatkan oleh adanya aktivitas otot-otot jantung. Aktivitas otot-otot jantung dalam keadaan normal menghasilkan ritme yang berulang secara terus-menerus. Karena kemampuan tersebut EKG menjadi alat yang penting dalam mendiagnosa keadaan jantung, dalam hal ini ketidaknormalan pada ritmenya. Selain itu EKG juga banyak digunakan untuk memonitor aktivitas jantung pada manusia yang sedang dalam perawatan intensif. Pada saat ini penggunaan elektrokardiograf terus dikembangkan di bidang olahraga kesehatan atau olahraga terapi, dimana detak jantung pasien direkam di bawah bermacam tingkatan kegiatan fisik tertentu untuk diperoleh kondisi optimum dari detak jantung.

Kemajuan teknologi di bidang elektronika dan informasi, mempengaruhi kemajuan di bidang kesehatan. Sejak tahun 1997 telah berkembang sejumlah perangkat *portable* yang tersedia untuk pemantauan aktivitas manusia sehari-hari seperti perekam detak polar jantung serta akselerometer Caltrac dan Tritrac-R3D [1] sehingga dengan memantau aktivitas tubuh manusia dan aktivitas kerja otot jantung didapatkan data yang baik untuk menginterpretasikan kondisi kesehatan dari pengguna alat ini. Sedangkan penelitian yang dilakukan oleh tim dari School of Microelectronics Engineering, Griffith University, Australia[2], telah dibuat suatu prototipe yang disebut PRIMADA. Sistem ini melakukan pemantauan jarak jauh menggunakan internet terhadap sinyal EKG. Sistem ini mengakuisisi data EKG menggunakan mikrokontroler yang telah dilengkapi dengan antarmuka ethernet, sehingga sistem langsung dapat terhubung dengan jaringan internet. Pada penelitian yang dilakukan Andes Goutama tahun 2008, input data percepatan tubuh manusia dikirim ke PC melalui *bluetooth* akan tetapi proses pengiriman datanya agak

lambat dan maksimal jarak transmisinya kurang lebih 10 meter [3] sehingga untuk pemantauan jarak jauh tidak dapat dilakukan dengan menggunakan *bluetooth*.

Merupakan suatu hal yang sangat baik, bila pemantauan aktivitas tubuh dan jantung dapat dilakukan kapanpun dan dimanapun sehingga penganalisaan kesehatan pasien dapat berjalan dengan baik, tanpa mengganggu aktivitas kerja. Maka dengan ini penulis merancang sebuah sistem pemantau aktivitas jantung dan aktivitas fisik (langkah) dengan menggunakan sensor bioelektroda, akselerometer dan penyimpanan data dengan menggunakan kartu memori *SD card*.

1.2 Pembatasan Penelitian

Pembahasan dibatasi pada perancangan sistem *front end* elektrokardiograf (EKG) untuk pemantauan ritme jantung dengan tiga elektroda dan aktivitas tubuh dengan arah gerak dua dimensi menggunakan sebuah sensor percepatan yang kemudian dengan menggunakan mikrokontroler dilakukan penyimpanan data pada *SD card* untuk kemudian diolah dengan program yang telah dibuat menggunakan perangkat lunak LabVIEW 8.5 dari National Instrument dan bahasa pemrograman BASCOM-AVR, kemudian hasil pengolahannya merupakan informasi-informasi penting mengenai aktivitas jantung dan tubuh seperti pola perbandingan luas dan periode sinyal PQRST terhadap aktivitas tubuh, kemudian data dikirimkan dengan menggunakan internet disertai penyimpanan data ke dalam *SD card*. Dengan demikian, penelitian hanya sebatas perancangan sistem *front end* elektrokardiograf (EKG) portable dengan tiga elektroda dan sebuah sensor percepatan dengan arah gerak dua dimensi yang dapat dilakukan tidak langsung berdasarkan sistem *memory card*.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk membuat sistem pemantauan aktivitas jantung dan tubuh manusia dengan mempelajari pola biopotensial dan gerakan-gerakan manusia berdasarkan masukan dari sensor-sensor yang digunakan, sekaligus melengkapi penelitian yang telah dilakukan sebelumnya.

1.4 Metodologi Penelitian

Penelitian yang dilakukan terdiri atas tiga metode utama, antara lain:

1.4.1 Studi Literatur

Metode ini dilakukan untuk memperoleh informasi yang berkaitan dengan penelitian, baik dari literatur, internet, *data sheet*, buku-buku yang berhubungan, serta penjelasan yang diberikan oleh pembimbing penelitian maupun mahasiswa dan alumni yang kompeten dibidang tertentu yang berkaitan dengan penelitian.

1.4.2 Studi Alat dan Komponen

Metode ini bertujuan untuk mempelajari karakteristik dan spesifikasi alat yang akan digunakan pada saat penelitian baik berdasarkan data sheet maupun uji coba, diantaranya adalah akselerometer, elektroda, instrumentasi amplifier, filter, Radio Frekuensi Wireless, serta perangkat lainnya sehingga diperoleh informasi mengenai fungsi dan cara penggunaan dari masing-masing alat tersebut. Dengan demikian dapat dirancang alat yang benar-benar sesuai untuk penelitian ini.

1.4.3 Penelitian Laboratorium

Metode ini dilakukan untuk membuat alat sesuai dengan hasil perancangan yang telah dibuat, meneliti cara kerjanya, dan mengaplikasikan program *monitoring* yang telah dibuat menggunakan *software* LabVIEW 8.5 dan BASCOM-AVR.

Adapun tahapan-tahapan yang dilakukan pada saat penelitian antara lain meliputi:

a. Studi Literatur

Pada tahap ini digunakan berbagai sumber pustaka seperti buku-buku panduan, artikel-artikel maupun jurnal-jurnal serta informasi yang diperoleh dari internet. Tahap ini dilakukan dengan tujuan untuk memperoleh berbagai informasi penting yang berkaitan dengan penelitian.

b. Diskusi

Diskusi bertujuan untuk memperoleh solusi dari berbagai permasalahan yang ditemukan pada saat penelitian berlangsung. Adapun diskusi dilakukan baik dengan pembimbing penelitian maupun mahasiswa dan alumni yang kompeten di bidang tertentu yang berkaitan dengan penelitian.

c. Perancangan Alat

Perancangan alat pada penelitian ini terdiri dari perancangan sistem *front end* elektrokardiograf (EKG), akselerometer MMA7260Q, *SD card*, mikrokontroler Atmega128L dan sebuah PC. Adapun *software* yang digunakan adalah LabVIEW 8.5 dan Bascom-AVR. Perancangan alat disusun sebagai berikut:



Gambar 1.1 Blok Diagram Perancangan Alat

d. Pembuatan Alat

Alat yang akan digunakan pada saat penelitian dibuat berdasarkan perancangan yang telah diperoleh pada tahap sebelumnya.

e. Pembuatan Sistem Pemrograman

Sistem pemrograman dilakukan menggunakan perangkat lunak LabVIEW™ versi 8.5 dari *National Instruments Corp.* (Texas, USA) yang merupakan bahasa pemrograman grafis dengan menggunakan sistem *icon*. Adapun untuk memprogram mikrokontroler pada sistem alat *monitoring* menggunakan perangkat lunak Bascom-AVR.

f. Pengujian Sistem

Pengujian sistem dilakukan dengan tujuan untuk memastikan bahwa alat yang dipakai pada saat penelitian dapat bekerja dengan baik sesuai dengan fungsinya sehingga tidak menimbulkan permasalahan pada saat dilakukan pengambilan data.

g. Pengambilan Data

Pengambilan data dilakukan setelah semua alat pada sistem monitoring teruji dengan baik sehingga data yang diperoleh adalah data yang valid. Dengan demikian dapat memperkecil kemungkinan terjadinya kesalahan.

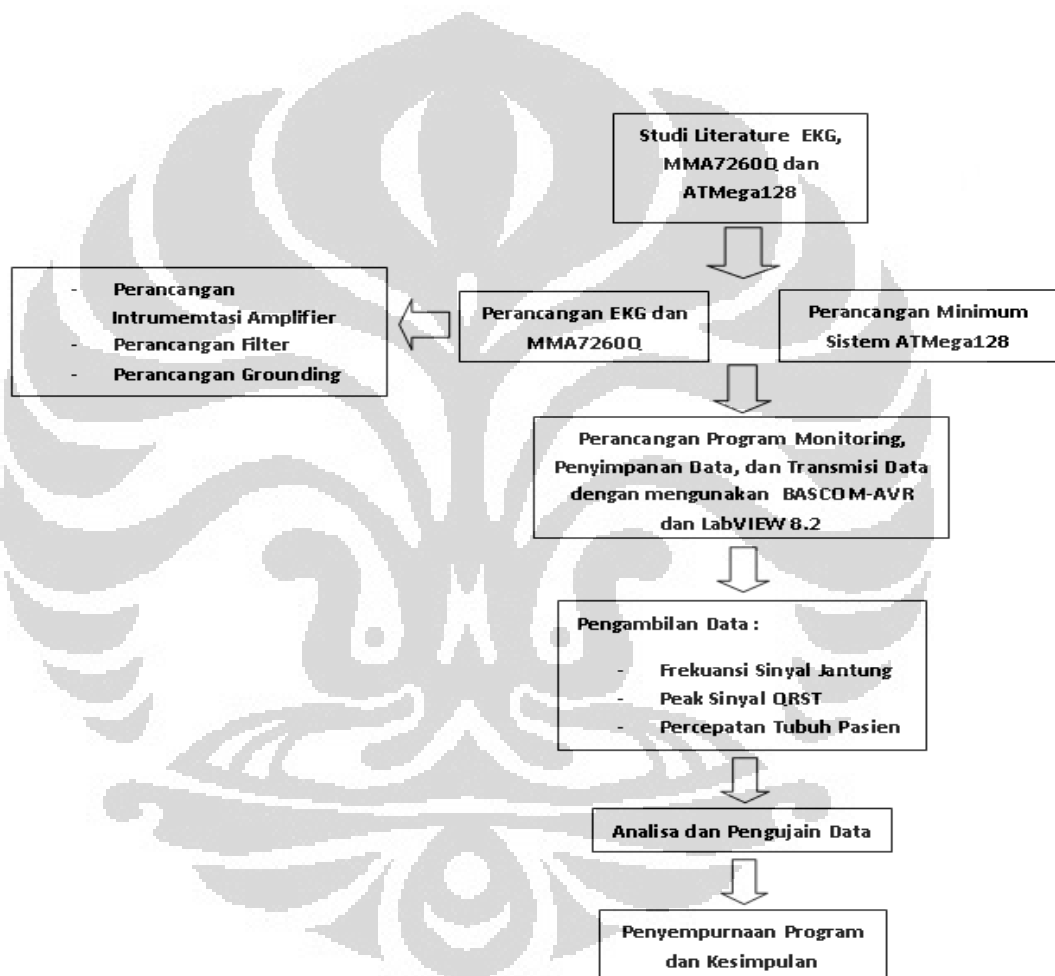
h. Pembuatan Laporan Akhir

Laporan akhir dibuat berdasarkan hasil pengujian dan pengambilan data disertai dengan analisa terhadap proses yang berlangsung selama penelitian.

i. Kesimpulan

Kesimpulan secara keseluruhan yang merupakan tahap akhir dari penelitian ini diambil setelah pembuatan laporan akhir selesai beserta hasil analisa mengenai semua proses yang telah dilakukan selama penelitian berlangsung.

Berikut ini merupakan skematik langkah-langkah penelitian:



Gambar 1.2 Skematik Tahapan Perancangan Alat

1.5 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan untuk laporan akhir dari penelitian ini terdiri atas lima bab yang secara garis besar dapat diuraikan sebagai berikut:

1.5.1 Bab 1 Pendahuluan

Bab ini merupakan penjelasan secara umum yang menjelaskan latar belakang permasalahan, pembatasan masalah yang ingin diselesaikan, tujuan penelitian, metodologi penelitian, serta sistematika penulisan pada penelitian yang dilakukan.

1.5.2 Bab 2 Landasan Teori

Bab ini berisi pembahasan mengenai teori dasar yang berhubungan dengan penelitian secara garis besar.

1.5.3 Bab 3 Perancangan Sistem

Bab ini membahas perancangan dan penggunaan perangkat keras dan perangkat lunak yang mendukung sistem selama penelitian berlangsung.

1.5.4 Bab 4 Pembahasan

Bab ini berisi penjelasan mengenai pembahasan hasil penelitian dan analisa terhadap seluruh proses yang berlangsung selama penelitian.

1.5.5 Bab 5 Kesimpulan dan Saran

Bab ini berisi kesimpulan secara keseluruhan terhadap proses yang berlangsung selama penelitian dan saran yang mendukung penelitian selanjutnya agar dapat memberikan hasil yang lebih baik.

BAB 2

LANDASAN TEORI

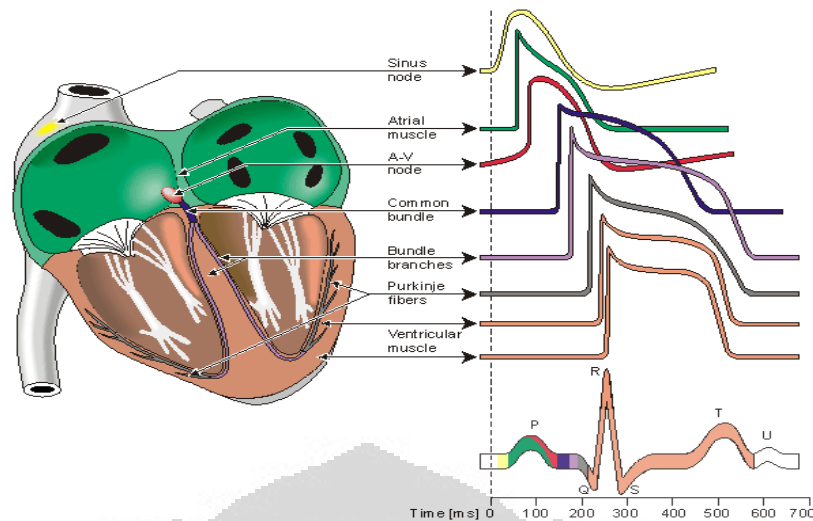
Beberapa teori dasar yang akan dibahas sehubungan sistem pemantauan aktivitas fisik (*physical activity*) dan aktivitas jantung yang dirancang dalam penelitian ini antara lain sistem kerja jantung hingga menghasilkan biopotensial listrik, standar penempatan elektroda untuk akuisisi sinyal EKG, bioelektroda, akselerometer MMA7260Q.

Selanjutnya akan dibahas mengenai komponen-komponen dasar elektrokardiograf antara lain rangkaian akuisisi data (penguat instrumentasi, penguat membalik dan tak membalik, filter aktif), sistem penggerak kaki kanan, mikrokontroler Atmel ATmega128, kartu memori (mikro SD).

2.1 Elektrokardiograf

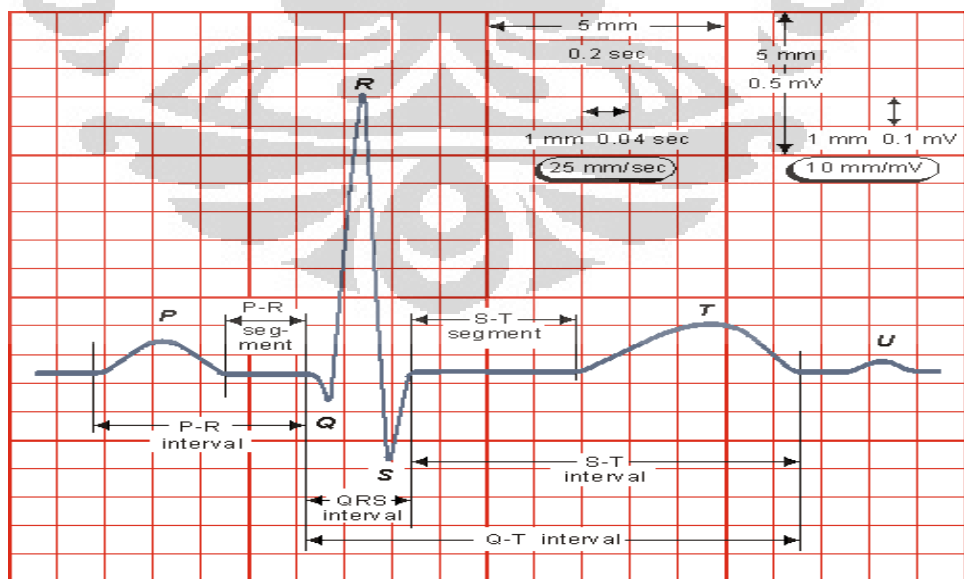
Elektrokardiograf (EKG) adalah sistem yang mendeteksi sinyal listrik yang diakibatkan oleh adanya aktivitas otot-otot jantung. Kontraksi dan relaksasi pada otot jantung membuat depolarisasi muatan listrik pada tubuh manusia. Hal ini menyebabkan terjadinya perubahan potensial dari potensial diam menjadi potensial aksi. Untuk mendeteksi perubahan ini, dilakukan penempelan bioelektroda pada permukaan kulit. Perubahan potensial ini dapat dilihat dengan jelas jika objek dalam keadaan santai dan tidak ada otot rangka yang berkontraksi[2].

Potensial aksi yang dihasilkan jantung dimulai dari nodus yang disebut *sinoatrial node* (SA) yang terletak pada atrium kanan. *Sinoatrial node* berfungsi sebagai pemicu dan penyelaras sistem pemompaan pada jantung. Meskipun jantung mempunyai empat bilik tetapi dari sudut pandang listrik, hanya dianggap dua karena atria kanan dan kiri serta ventrikel kanan dan kiri berkontraksi secara bersamaan. Pemicuan dari *sinoatrial node* otot atria berkontraksi menghasilkan perubahan potensial. Perubahan potensial ini merambat ke bagian khusus pada atria yakni *atrioventricular node* (AV).



Gambar 2.1 Perubahan Potensial Listrik pada Jantung

Dari sini perubahan potensial bergerak dengan cepat ke bawah ke His bundel. Setelah itu menuju ventrikel yang akan dibagi menjadi dua, ke kanan cabang bundel dan ke kiri cabang bundel. Pada cabang kiri, depolarisasi dibagi dua yakni ke *Purkinje fibers* dan ke otot ventrikel[4]. Gambar 2.1 di atas memperlihatkan bentuk sinyal yang dihasilkan oleh masing-masing bagian dari jantung dan sinyal EKG atau yang disebut elektrokardiogram yang merupakan superposisi dari seluruh sinyal. Detail elektrokardiogram normal tampak pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Sinyal EKG Normal

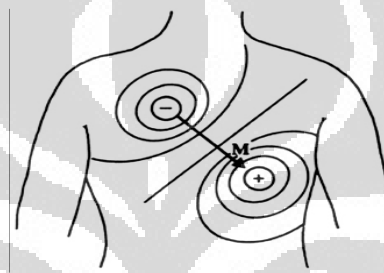
Karakteristik sinyal EKG secara umum meliputi hal-hal berikut:

- amplitudo: -0,5 sampai +4 mV

- lebar frekuensi: untuk klinis berada pada frekuensi 0,05-100 Hz, sedangkan untuk pemantauan terus-menerus pada frekuensi 0,5-50 Hz, untuk gelombang QRS berada pada frekuensi 17 Hz.

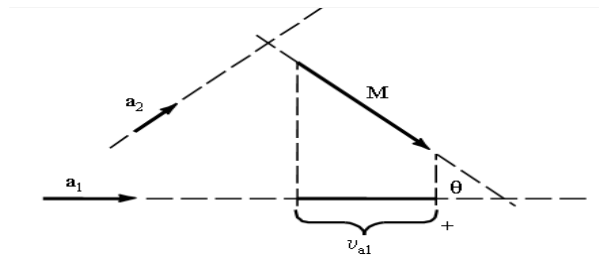
2.2 Penempatan Lokasi Elektroda

Penempatan lokasi elektroda pada permukaan tubuh mempengaruhi bentuk dan besarnya sinyal dari elektrokardiograf. Salah satu model sederhana yang dikembangkan dengan menggambarkan adanya dipol listrik pada jantung, seperti yang terlihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Medan Dipol pada Jantung Sewaktu Gelombang R Maksimum

Medan dan dipol listrik yang ada pada jantung merupakan gambaran dari aktivitas listrik jantung pada waktu tertentu. Besar dan arah dipol dapat berubah sehingga menyebabkan perubahan pada medan listrik. Medan dipol ini dapat kita gambarkan dengan momen dipolnya yang merupakan suatu vektor yang bergerak dari muatan negatif ke muatan positif dan mempunyai nilai sebanding dengan jumlah muatan dikalikan jarak yang memisahkan muatan. Momen dipol pada jantung disebut juga vektor jantung (*cardiac vector*) yang diwakili oleh vektor M. Dua buah elektroda yang ditempatkan pada dua garis potensial yang berbeda menghasilkan beda potensial, yang mana besarnya dipengaruhi oleh penempatan elektroda. Pada model ini setiap pasangan elektroda didefinisikan sebagai sebuah *vector lead*, yang menggambarkan arah dan besarnya vektor jantung. *Lead* merupakan pasangan elektroda atau kombinasi dari beberapa elektroda yang melalui suatu jaringan hambatan.



Gambar 2.4 Hubungan antara Dua Vektor a_1 , a_2 dan Vektor Jantung M [2]

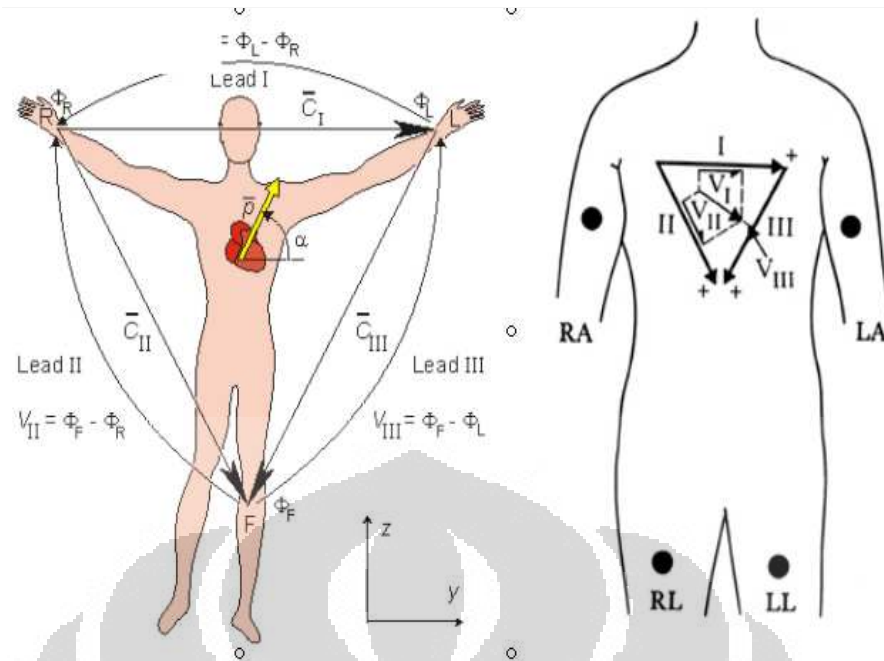
Dengan mengacu pada Gambar 2.4, tegangan yang dihasilkan oleh vektor *lead* a_1 adalah komponen dari vektor M dalam arah a_1 yang dituliskan dalam bentuk perkalian titik.

$$V_{a1} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{a}_1 \text{ atau } V_{a1} = |\mathbf{M}| \cos\theta \quad (2.1)$$

Dengan V_{a1} adalah tegangan skalar yang dihasilkan oleh vektor *lead* a_1 . Sedangkan pada vektor *lead* a_2 tegangannya adalah nol, ini dikarenakan vektor tegak lurus dengan vektor jantung M .

Pada kenyataannya, selalu dibutuhkan lebih dari satu *lead* untuk menggambarkan aktivitas listrik pada jantung secara lengkap. Beberapa *lead* diukur pada bidang *frontal* (bidang pada tubuh kita yang sejajar ground sewaktu kita berbaring) dan bidang *transverse* (bidang pada tubuh kita yang sejajar ground sewaktu kita berdiri).

Terdapat tiga dasar penempatan *lead* yang dikenal dengan Eindhoven's triangle yang terlihat pada Gambar 2.5. Elektroda ditempatkan pada empat lokasi yakni RA (Right Arm), LA(Left Arm), LL (Left Leg) dan RL (Right Leg). Kombinasi dari pasangan elektroda ini menghasilkan *Lead* I (LA-RA), *Lead* II (LL-RA) dan *Lead* III (LL-LA) sedangkan RL berfungsi sebagai acuan ground untuk sistem. Dengan menggunakan Hukum Kirchoff untuk tegangan didapatkan $V_I - V_{II} + V_{III} = 0$.



Gambar 2.5 Formasi Lead pada Segitiga Einthoven

Berdasarkan model dipol listrik diatas dan segitiga Einthoven adalah sama sisi maka nilai tegangan pada ketiga *lead* yakni[3]:

$$\text{Lead I: } V_I = M \cos \alpha = M_y \quad (2.2)$$

$$\text{Lead II: } V_{II} = \frac{M}{2} \cos \alpha - \frac{\sqrt{3}}{2} M \sin \alpha = \frac{1}{2} M_y - \frac{\sqrt{3}}{2} M_z \quad (2.3)$$

$$\text{Lead III: } V_{III} = -\frac{M}{2} \cos \alpha - \frac{\sqrt{3}}{2} M \sin \alpha = -\frac{1}{2} M_y - \frac{\sqrt{3}}{2} M_z \quad (2.4)$$

Pada EKG klinik, ditambahkan tiga *lead* yang diukur pada bidang *frontal* atau *transverse*. Yang dikenal dengan nama *unipolar lead* dikarenakan adanya potensial yang muncul pada satu elektroda dengan mengacu pada elektroda acuan. Elektroda acuan ini berasal dari sinyal yang muncul pada dua atau lebih elektroda yang disebut dengan *Wilson central terminal*. Tiga elektroda dihubungkan melalui resistor yang bernilai sama ke suatu *common node*. *Common node* ini disebut *Wilson central terminal*, merupakan rata-rata dari tegangan pada masing-masing elektroda. Sinyal antara LA dan *central terminal* disebut VL, RA dengan *central terminal* disebut VR dan dengan LL disebut VF.

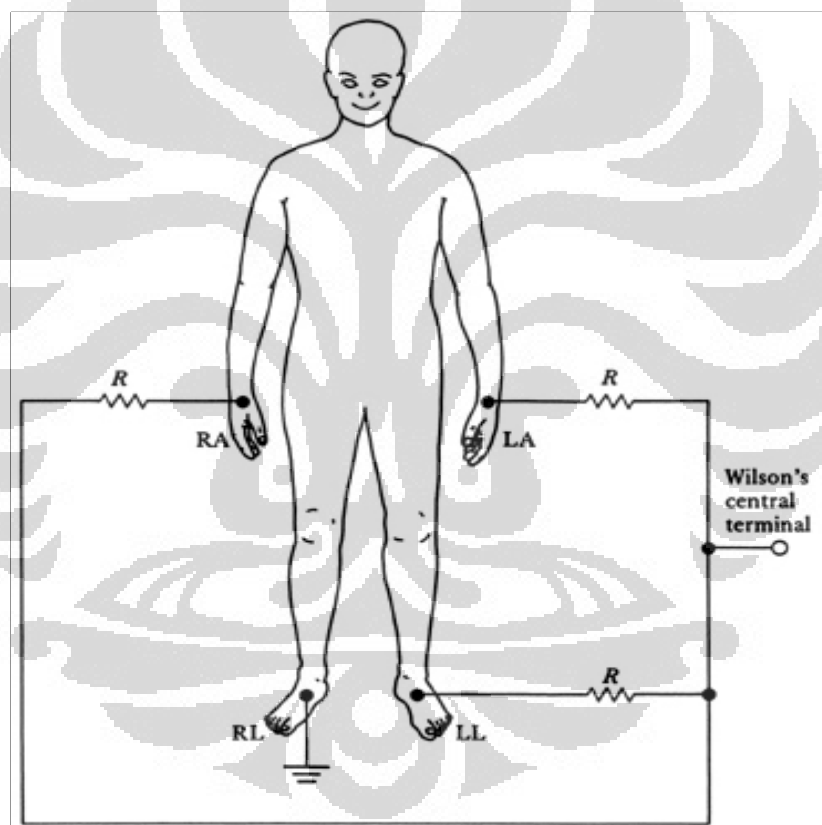
Dengan koneksi pada Gambar 2.6 di bawah untuk setiap *lead* terdapat tahanan R yang memintas (*shunt*) antara *central terminal* dengan elektroda,

menyebabkan amplitudo sinyal yang diukur cenderung berkurang. Untuk meningkatkan nilai amplitudo sampai 50% dilakukan dengan cara memindahkan koneksi antara elektroda yang diukur dengan *central terminal*, tanpa mengubah arah vektor. Tiga *augmented lead* ini dikenal dengan masing-masing aVL, aVR dan aVF[2] dimana huruf a singkatan dari *augmented* sebagaimana tampak pada Gambar 2.7.

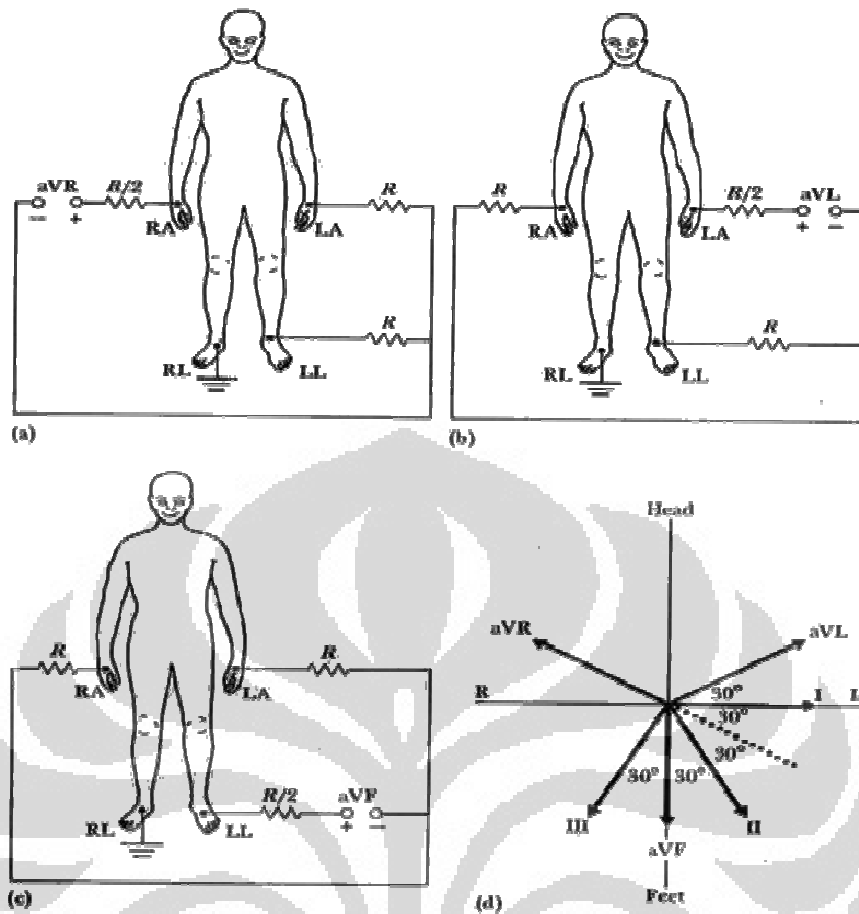
$$aV_R = -V_I - V_{II}/2 \quad (2.5)$$

$$aV_L = V_I - V_{II}/2 \quad (2.6)$$

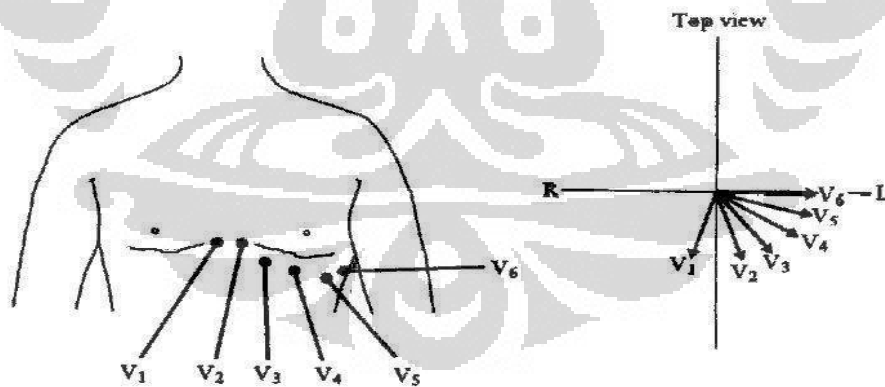
$$aV_F = V_{II} - V_I/2 \quad (2.7)$$



Gambar 2.6 Koneksi Elektroda pada Tubuh untuk Mendapatkan Wilson Central Terminal



Gambar 2.7 Koneksi Elektroda untuk Augmented Lead



Gambar 2.8 Posisi Elektrode pada Dada

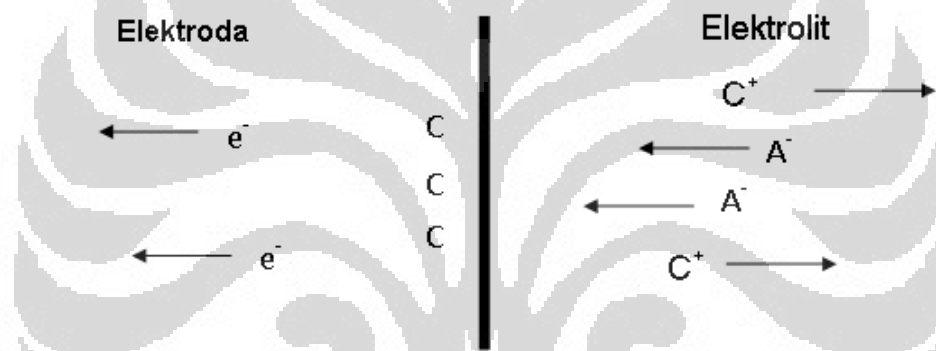
Untuk mengetahui sinyal EKG pada bidang *transverse*, digunakan *lead precordial(chest)* dengan meletakkan enam elektroda pada dada seperti tampak pada

Dalam penelitian ini digunakan *lead I*, dimana elektroda diletakkan pada dada atas kanan dan dada atas kiri, sehingga pasien objek dapat bergerak bebas.

2.3 Bioelektroda

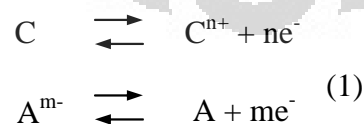
Untuk melakukan pengukuran potensial yang dihasilkan oleh polarisasi dan depolarisasi otot jantung, dibutuhkan suatu transduser sebagai antarmuka antara tubuh manusia dengan rangkaian elektronika. Transduser ini disebut bioelektroda yang mempunyai kemampuan untuk mengantarkan arus melalui antarmuka tubuh dengan perangkat elektronika. Pada elektrokardiograf sinyal yang dihasilkan cukup lemah antara -0.5 sampai +4mV.

Bioelektroda bekerja dengan dasar reaksi elektroda-elektrolit seperti tampak pada Gambar 2.9. Tiga komponen dasar elektroda: 1) elektron yang bergerak dengan arah yang berlawanan terhadap arus, 2) kation yang bergerak searah arus (C^+) dan 3) anion yang bergerak berlawanan terhadap arus pada elektrolit (A^-).



Gambar 2.9 Antarmuka Elektroda-Elektrolit

Pada sistem ini terjadi konduksi elektron pada elektroda dan konduksi ionik pada cairan elektrolit. Pada antarmuka terjadi reaksi oksidasi dan reduksi kimia sebagai berikut.

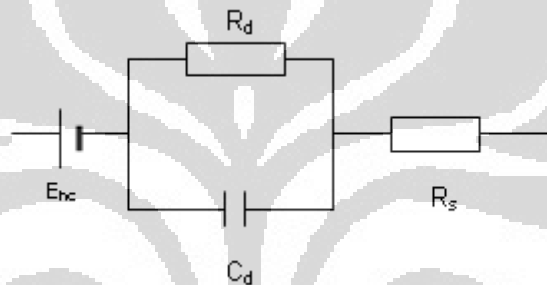


(2)

Reaksi persamaan (1) terjadi sewaktu logam elektroda bersentuhan dengan cairan elektrolit yang mengandung kation dan anion. Pada kondisi terjadi reaksi yang dominan, reaksi oksidasi atau reduksi. Hal ini mengakibatkan konsentrasi lokal kation dan anion di sekitar antarmuka berubah yang menyebabkan

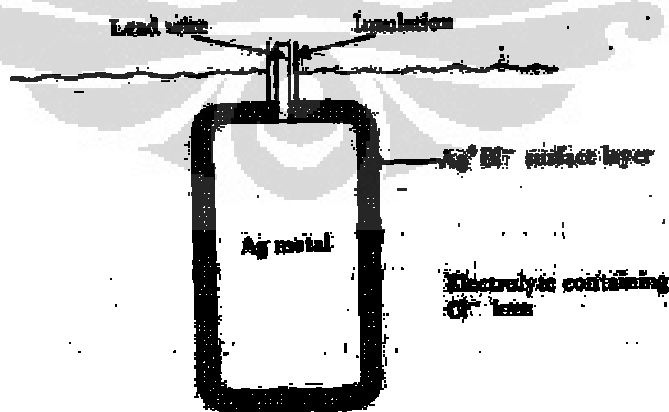
kesetimbangan muatan pada daerah tersebut tidak sama. Sehingga potensial elektrolit yang melingkupi logam elektroda tidak sama dengan bagian yang lain pada cairan elektrolit. Beda potensial ini disebut *Half-Cell Potential*. Besarnya *half-cell potential* ini, berdasarkan konvensi diukur dari elektroda acuan yakni hidrogen elektroda.[3]

Gambar 2.10 menunjukkan rangkaian ekuivalen elektroda. Digambarkan dengan R_d dan C_d yang mewakili komponen resistif dan kapasitif yang bergantung pada frekuensi. C_d menggambarkan kapasitansi pada antarmuka elektroda-elektrolit dan R_d menggambarkan tahanan bocor pada antarmuka tersebut. R_s adalah tahanan akibat pengaruh antarmuka dan tahanan elektrolit. Sedangkan E_{hc} adalah potensial *half-cell*. [3]



Gambar 2.10 Rangkaian Ekuivalen untuk Biopotensial Elektroda

Elektroda yang umum digunakan adalah elektroda Ag/AgCl. Elektroda terbuat dari logam yang dilapisi dengan lapisan tipis cairan ionik AgCl. Bahan AgCl ini relatif stabil karena hanya sedikit mencair dengan air.



Gambar 2.11 Penampang Elektroda Ag/AgCl

Pada elektroda terjadi dua reaksi kimia yakni



Reaksi pertama adalah reaksi oksidasi atom perak pada permukaan elektroda menjadi ion perak pada antarmuka. Reaksi yang kedua terjadi seketika setelah terbentuk ion Ag^+ . Ion ini bergabung dengan ion Cl^- yang telah ada pada cairan yang membentuk senyawa ionik.[3]

Ada beberapa jenis elektroda yang biasa dipakai yakni elektroda pelat logam, elektroda penghisap dan elektroda mengambang. Setiap jenis mempunyai kelebihan dan kekurangannya masing-masing.

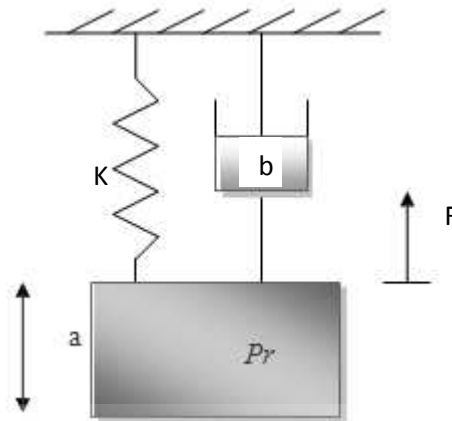
2.4 Akselerometer MMA7260Q

Untuk dapat mengetahui aktivitas fisik manusia, dapat ditinjau dari kecepatan tubuh dan konsumsi energi yang digunakan. Kedua informasi ini dapat dihasilkan dari pengolahan data percepatan yang dihasilkan oleh tubuh manusia. Untuk kebutuhan itu telah tersedia akselerometer yang merupakan sensor yang berfungsi untuk mengkonversi percepatan baik statis maupun dinamis menjadi sinyal listrik, dalam hal ini adalah tegangan akibat adanya gaya eksternal [5]. Gaya eksternal adalah total jumlah gaya eksternal yang bekerja pada sebuah objek dibagi dengan massa objek tersebut. Akselerometer tidak digunakan untuk mengukur gaya internal seperti gravitasi [4].

2.4.1. Prinsip Akselerometer

Pembuatan akselerometer didasari oleh prinsip mekanika, dengan komponen utama yakni massa yang disanggah oleh pegas terdiri dari sebuah *proof mass* yang dilekatkan pada bidang referensi oleh sebuah elemen pegas [11], seperti ditunjukkan pada Gambar 2.12. Pada model ini, K adalah sebuah konstanta pegas efektif dari elemen pegas dan D adalah faktor *damping*. Kerja alat ini berdasarkan hukum Newton yang kedua tentang gerak [11]:

$$F = ma \quad (2.8)$$



Gambar 2.12 Prinsip Akselerometer

dengan F adalah gaya yang bekerja pada massa dan a adalah akselerasi benda. Kerj a dinamik dari sistem dapat dianalisis dengan mempertimbangkan persamaan diferensial:

$$m \frac{dx^2}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + Kx = F_{eks} \quad (2.9)$$

dengan F_{eks} adalah gaya eksternal yang bekerja pada massa yang ditempelkan persamaan tersebut merupakan persamaan gerak harmonik terpaksa untuk mencapai nilai x yaitu pergeseran yang terjadi pada pegas

$$m \frac{dx^2}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + Kx = (m \cdot a)_{eks} \quad (2.10)$$

Kedua ruas dibagi dengan m , sehingga:

$$\frac{dx^2}{dt^2} + \frac{b}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{K}{m} x = a_{eks} \quad (2.11)$$

Dengan mengasumsikan bahwa $\beta = \frac{b}{2m}$ dan $\omega_0^2 = \frac{k}{m}$, maka :

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = a_{eks} \quad (2.12)$$

Solusi umum persamaan gerak harmonik terpaksa ini beserta dengan turunannya ialah:

$$x = Ae^{i(\omega t - \phi)}, \frac{dx}{dt} = i\omega Ae^{i(\omega t - \phi)}, \text{ dan } \frac{d^2x}{dt^2} = -\omega^2 Ae^{i(\omega t - \phi)} \quad (2.13)$$

Dalam hal ini, diasumsikan bahwa percepatan yang diberikan (percepatan eksternalnya) berupa fungsi periodik, yaitu:

$$a_{ext} = a_0 e^{i\omega t} \quad (2.14)$$

sehingga dengan mensubstitusikan persamaan (2.13) dan (2.12) ke persamaan (2.14) didapatkan:

$$\begin{aligned}
-\omega^2 A e^{i(\omega t - \phi)} + 2\beta i \omega A e^{i(\omega t - \phi)} + \omega_0^2 A e^{i(\omega t - \phi)} &= a_0 e^{i\omega t} \\
-\omega^2 e^{-i\phi} + 2\beta i \omega e^{-i\phi} + \omega_0^2 e^{-i\phi} &= \frac{a_0}{A} \\
-\omega^2 + 2\beta i \omega + \omega_0^2 &= \frac{a_0}{A} e^{-i\phi}
\end{aligned} \tag{2.15}$$

Dengan mengubah fungsi eksponensial $e^{i\phi}$ pada persamaan (2.15) menjadi $\cos \phi + i \sin \phi$, maka :

$$-\omega^2 + 2\beta i \omega + \omega_0^2 = \frac{a_0}{A} \cos \phi + i \frac{a_0}{A} \sin \phi \tag{2.16}$$

Dalam persamaan (2.16) diatas, ruas kiri disamakan dengan ruas kanan untuk bilangan yang real dan imajiner:

$$\omega_0^2 - \omega^2 = \frac{a_0}{A} \cos \phi \tag{2.17}$$

$$2\beta \omega = \frac{a_0}{A} \sin \phi \tag{2.18}$$

Dari persamaan (2.17) dan persamaan (2.18), diperoleh:

$$\tan \phi = \frac{\sin \phi}{\cos \phi} = \frac{2\beta \omega}{\omega_0^2 - \omega^2} \tag{2.19}$$

$$\phi = \arctan \left(\frac{2\beta \omega}{\omega_0^2 - \omega^2} \right) \tag{2.20}$$

Dengan mengkuadratkan Persamaan (2.17) dan (2.18) diatas kemudian menjumlahkannya maka akan diperoleh besar amplitudo sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
\left(\frac{a_0}{A}\right)^2 \cos^2 \phi + \left(\frac{a_0}{A}\right)^2 \sin^2 \phi &= (\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2 \\
\left(\frac{a_0}{A}\right)^2 &= (\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2 \\
A &= \frac{a_0}{[(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2]^{\frac{1}{2}}}
\end{aligned} \tag{2.19}$$

Sehingga diperoleh solusi umum dari persamaan gerak harmonik terpaksa, yaitu:

$$x = A e^{i(\omega t - \phi)} = \frac{a_0}{[(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2]^{\frac{1}{2}}} \exp \left[i \left\{ \omega t - \arctan \left(\frac{2\beta \omega}{\omega_0^2 - \omega^2} \right) \right\} \right] \tag{2.20}$$

2.4.2. MMA7260Q

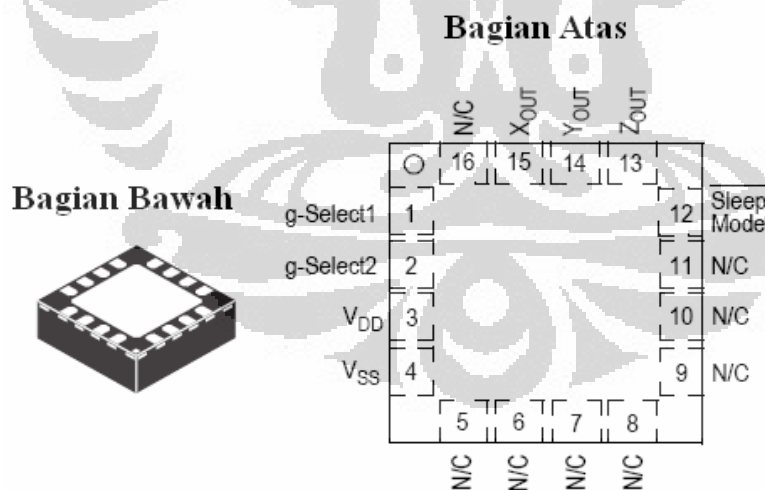
Akselerometer memiliki respons DC yang dapat mengukur percepatan statis gravitasi bumi sehingga dapat digunakan untuk menentukan orientasi posisi dalam ruang dua atau tiga dimensi serta mendeteksi perubahan tilt [6]. Hal ini membuat akselerometer semakin diminati dalam berbagai aplikasi seperti dalam bidang otomotif, medis, industri, *video game*, militer, komputer, dan lain-lain. Percepatan pada akselerometer biasanya dinyatakan dalam satuan

g, dimana $1 \text{ g} \approx 9,8 \text{ m/s}^2$. Berikut ini beberapa data percepatan dalam beberapa kejadian.

Tabel 2.1 Contoh Kejadian dalam Satuan Gravitasi (g) [5].

Orde	Contoh
1g	Percepatan gravitasi bumi pada sebuah benda
0 – 2 g	Percepatan gerak manusia
5 – 30 g	Percepatan yang dialami pengemudi dalam kecelakaan mobil
100 – 2000 g	Percepatan benda yang dijatuhkan dari ketinggian 3 kaki ke permukaan beton
10000 g	Kecepatan benda yang ditembakkan dari sebuah meriam

Tabel 2.1 menunjukkan sebuah data yang dapat dijadikan acuan untuk kemungkinan kejadian dengan mengacu pada berapa besar percepatan yang dialami seseorang atau benda yang dipasangkan akselerometer [4]. Pada penelitian ini digunakan sensor akselerometer jenis MMA7260Q dengan 16 pin konektor seperti terlihat pada Gambar 2.13 berikut.



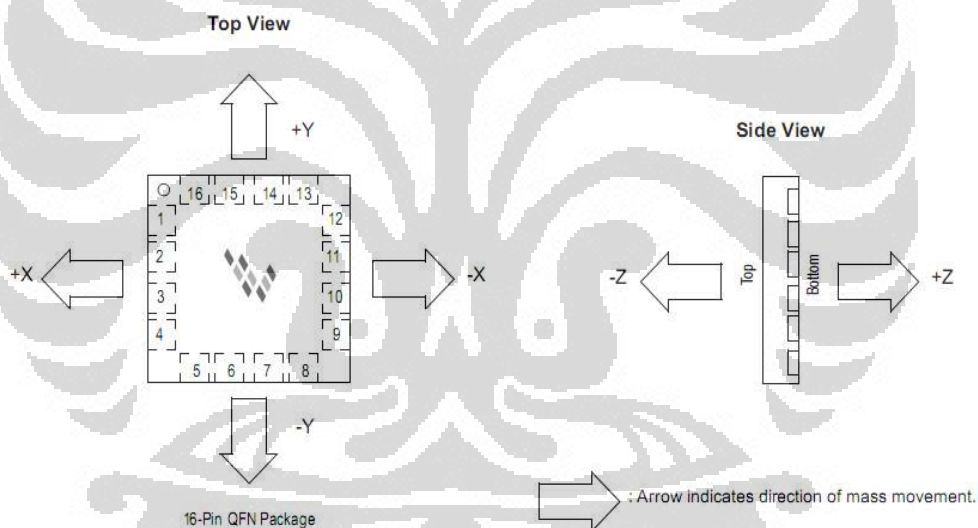
Gambar 2.13 Koneksi Pin MMA7260Q

Sensor ini memiliki beberapa keistimewaan, diantaranya adalah [3]:

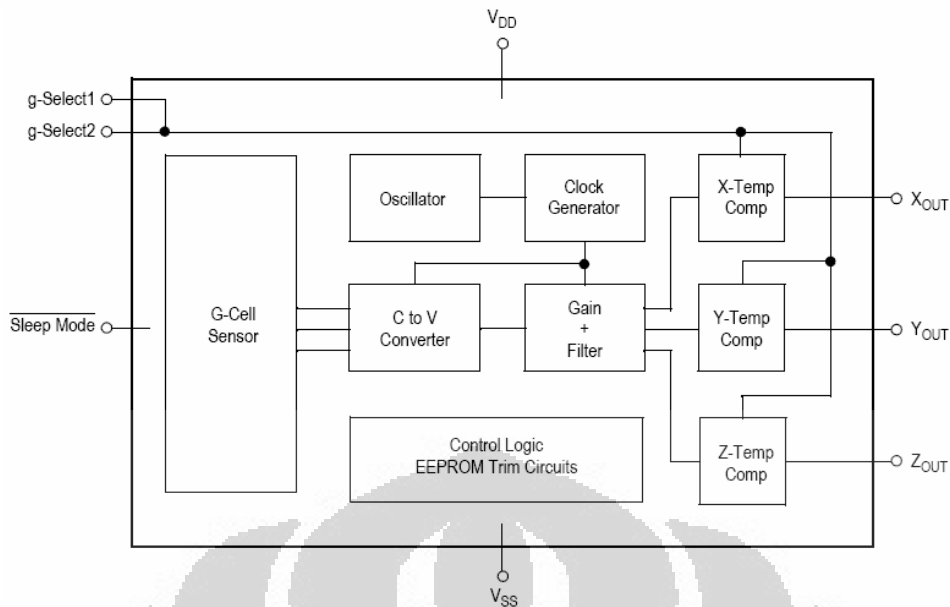
1. sensitivitasnya dapat dipilih dengan empat pilihan, yaitu 1.5 g, 2 g, 4 g, dan 6 g;
2. konsumsi arusnya rendah: 500 μA ;
3. *sleep mode*: 3 μA ;
4. tegangan operasinya rendah: 2.2 V – 3.6 V;

5. ukurannya kecil: 6 mm x 6 mm x 1.45 mm;
6. sensitivitas yang tinggi mencapai 800 mV/g (pada pilihan sensitivitas 1.5 g);
7. pengkondisi sinyal integral dengan *low pass filter*.

Sensor MMA7260Q ini mampu mengindra percepatan pada tiga sumbu yaitu sumbu x, y, dan z. Akselerasi pada setiap sumbu menghasilkan tegangan output antara 0-3.3V [3, 12]. Ketika tidak mengalami akselerasi pada sumbu yang telah ditentukan, maka tegangan output untuk sumbu tersebut adalah setengah dari tegangan output maksimum, sekitar 1.65V. Jika akselerometer mengalami akselerasi pada arah positif, maka tegangan output pada sumbu tersebut akan naik. Begitu juga dengan akselerasi negatif pada sumbu, maka tegangan turun. Arah positif dan negatif pada setiap sumbu diperlihatkan pada gambar di bawah. Dapat disimpulkan bahwa pada posisi diam tegangan adalah 1.65V; jika tegangan tinggi maka akselerasi rendah, begitu juga sebaliknya [13].



Gambar 2.14 Vektor MMA7260Q



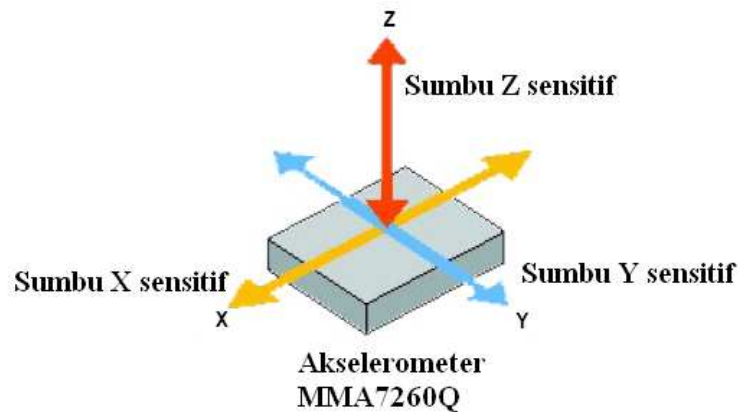
Gambar 2.15 Blok Diagram Fungsi Akselerometer MMA7260Q

Gambar 2.15 menunjukkan blok diagram dari sensor MMA 7260Q. Pin g-Select1 dan g-Select2 digunakan untuk menentukan sensitivitas sensor. Sensitivitas untuk aktivitas dapat disesuaikan dengan berapa besar percepatan yang akan diukur, pada pengukuran gaya kecil seperti mengukur kemiringan maka dapat digunakan sensitivitas yang terendah yaitu 1,5g. Jika yang dilakukan adalah test tabrakan maka sensitivitas yang paling baik adalah 6g. Berikut ini Tabel 2.2. yang menunjukkan pilihan sensitivitas.

Tabel 2.2 Pilihan Sensitivitas

g-Select2	g-Select1	g-Range	Sensitivity
0	0	1.5g	800mV/g
0	1	2g	600mV/g
1	0	4g	300mV/g
1	1	6g	200mV/g

MMA7260Q merupakan akselerometer yang dapat mengukur tilt. Jika range derajatnya antara 0° sampai 45° dan PCB tegak lurus dengan bumi, maka sumbu z merupakan sumbu yang tepat untuk mengukur tilt tersebut. Hal ini dapat dijelaskan dalam Gambar 2.16 berikut [12].



Gambar 2.16 Sumbu-Sumbu pada Akselerometer MMA7260Q

Gambar 2.16 memperlihatkan arah dari sumbu-sumbu yang sensitif terhadap percepatan pada MMA7260Q. Karena sensor MMA7260Q ini menggunakan tegangan DC maka untuk mengkalibrasi sensor tersebut dilakukan metode pengujian gravitasi bumi.

2.5 Aktivitas Fisik dan Penggunaan Energi

Aktivitas fisik (*physical activity*) merupakan segala aktivitas yang disebabkan oleh kontraksi otot yang mengakibatkan pengeluaran energi dalam bentuk panas dan kerja luar [6]. Aktivitas ini dapat bersifat dinamis, seperti berjalan dan berlari, atau bersifat statis seperti mengangkat beban. Aktivitas fisik merupakan fenomena kompleks yang tidak mudah diukur [1]. Banyak metode telah dikembangkan untuk menentukan aktivitas fisik; baik melalui laporan mandiri (*self-report*) [1], seperti diari, wawancara, dan kuesioner, maupun dengan menggunakan sensor gerak [1, 2], seperti pedometer dan akselerometer. Sedangkan metode pengukuran penggunaan energi (*energy expenditure*) dilakukan dengan menggunakan sensor gerak [2] dan monitor fisiologis seperti *doubly labeled water*, kalorimetri ruang (*room calorimetry*), konsumsi oksigen (*oxygen uptake*), dan monitor detak jantung.

2.6 MET

Metabolic equivalent (MET) merupakan perbandingan *work metabolic rate* (nilai metabolis pada saat melakukan kerja) terhadap *resting metabolic rate* (nilai metabolis pada saat istirahat) [29]. Dalam *The Compendium of*

Physical Activities Tracking Guide, aktivitas dengan nilai MET = 1 (seperti duduk perlahan-lahan dan membaca atau menonton TV) akan menghabiskan energi per kilogram berat badan per jam ($1 \frac{\text{kcal}}{\text{kg.jam}}$). Hal ini menunjukkan bahwa duduk perlahan-lahan tidak memerlukan banyak kilokalori jika dibandingkan dengan kilokalori yang dikeluarkan saat istirahat. Duduk perlahan-lahan dan aktivitas lainnya yang mempunyai nilai MET mendekati 1 dianggap aktivitas yang “menetap”.

Tabel 2.3 Beberapa Aktivitas yang Terdaftar dalam *Compendium*

Kode	MET	Kategori	Keterangan
18360	10,0	aktivitas air	polo air
19075	7,0	aktivitas musim dingin	ski (secara umum)
15580	5,0	olahraga	skateboarding
08150	4,5	berkebun	menanam pohon
15370	4,0	olahraga	berkuda (secara umum)
17190	3,3	berjalan	berjalan dengan langkah sedang pada kecepatan 3 mph, permukaan datar dan kasar
04001	3,0	memancing dan berburu	memancing (secara umum)
10070	2,5	bermain musik	piano atau organ
05110	2,0	pekerjaan rumah	merapikan tempat tidur
07020	1,0	diam	duduk diam dan menonton televisi

Nilai MET juga dapat didefinisikan sebagai kelipatan dari nilai metabolis pada saat beristirahat. Oleh karena itu “duduk diam menonton televisi” tidak lebih banyak membakar energi dibandingkan saat beristirahat, sedangkan berjalan dengan langkah sedang pada permukaan datar membakar energi 3,3 kali lebih banyak dibandingkan saat beristirahat atau duduk diam.

2.7 Akuisisi Data

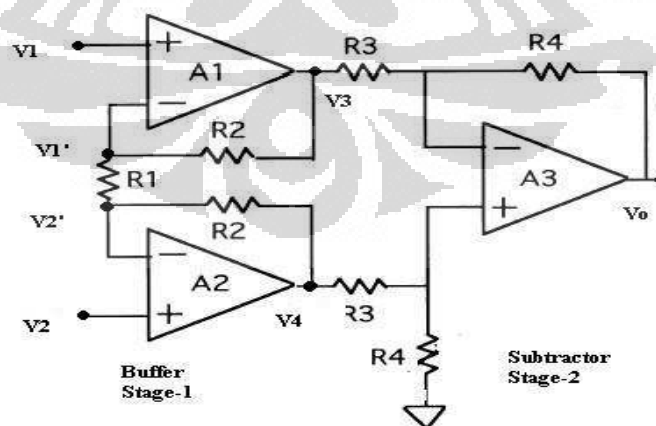
Biopotensial yang dihasilkan oleh kontraksi dan relaksasi otot-otot jantung mempunyai amplitudo yang lemah dan frekuensi yang rendah. Frekuensi itu juga mendapat gangguan dari interferensi oleh lingkungan sekitarnya maupun tubuh manusia itu sendiri. Agar didapatkan sinyal elektrokardiograf yang baik sangat penting untuk mempertimbangkan besar penguatan, lebar pita, derau rendah,

impedansi masukan, dan stabilitas terhadap suhu dan perubahan tegangan dari penguat yang akan dibuat.

Sinyal biopotensial biasanya mempunyai amplitudo dalam orde milivolt, untuk itu harus diperkuat agar didapatkan sinyal yang jelas. Penguat biopotensial pada umumnya mempunyai penguatan minimal 1000x yang dilakukan secara bertahap, Komponen yang penting dalam penguat biopotensial adalah penguat instrumentasi.

2.7.1 Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi adalah penguat yang ditujukan untuk mengakuisisi sinyal yang mempunyai amplitudo yang lebih lemah dibandingkan derau yang menumpangi. Keunggulan dari penguat instrumentasi antara lain mempunyai impedansi tinggi, CMRR tinggi dan penguatan tinggi yang biasanya dapat diatur melalui satu tahanan tunggal. Fungsi utama dari penguat instrumentasi adalah menahan tegangan *common-mode* DC atau tegangan lain yang bernilai sama pada kedua masukan penguat dan memperkuat tegangan dari kedua masukan. Rangkaian dasar dari penguat instrumentasi, sebagaimana terlihat pada Gambar 2.17, umumnya menggunakan tiga penguat operasional dan dibagi menjadi dua tahapan. Tahapan pertama terdiri dua op-amp dengan struktur rangkaian tak membalik. Tahapan pertama ini disebut juga *buffer*. Pada tahapan kedua, terdapat rangkaian penguat differensial atau disebut juga *subtractor*.



Gambar 2.17 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Penguatan tahap pertama adalah

$$\frac{V_4 - V_3}{V_2 - V_1} = \frac{R_1 + 2R_2}{R_1} \quad (2.21)$$

Penguatan tahap pertama adalah adalah

$$V_o = -\left(\frac{R_4}{R_3}\right)V_3 - V_4 = \left(\frac{R_4}{R_3}\right)(V_4 - V_3) \quad (2.22)$$

Penguatan total tahapan pertama dan kedua adalah

$$\frac{V_o}{V_2 - V_1} = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3} \quad (2.23)$$

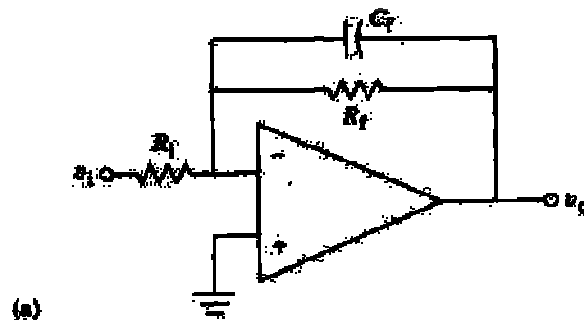
2.7.2 Filter

Untuk mendapatkan sinyal EKG yang diinginkan dengan lebar pita 0.5 Hz ~ 100Hz dan membuang sinyal gangguan dari luar, maka diperlukan suatu rangkaian filter. Pada penelitian ini dirancang menggunakan filter aktif analog dan filter digital untuk menghilangkan derau yang menumpangi sinyal EKG ataupun sinyal lain yang tidak diinginkan. Cara lain yang dilakukan untuk menghindari noise atau derau yang tidak diinginkan dengan melakukan kabel shielding, sistem *ground plane* dan sistem *right leg driven*.

Filter aktif analog adalah suatu rangkaian filter yang menggunakan komponen aktif, dalam hal ini digunakan penguat operasional. Keuntungan dari filter aktif adalah adanya penguatan yang dapat diatur dan mempunyai impedansi keluaran yang rendah.

Pada Gambar 2.18 terlihat suatu rangkaian filter lurus bawah/*low pass* menggunakan op-amp. Frekuensi respon dari rangkaian ini didapat dari perbandingan dari impedansi umpan balik dan impedansi masukan, dimana fungsi transfernya menjadi:

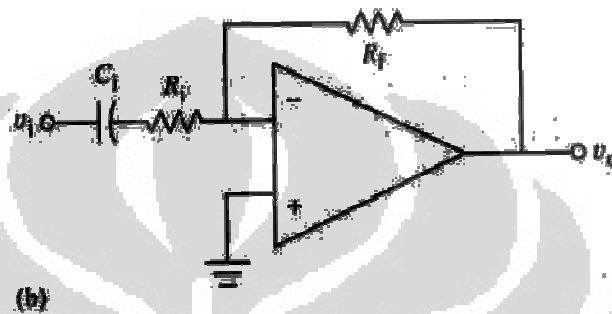
$$\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} = -\frac{Z_f}{Z_i} = -\frac{R_f}{(1 + j\omega R_f C_f)R_i} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1 + j\omega R_f C_f} \quad (2.24)$$



Gambar 2.18 Rangkaian Filter Aktif Analog Lulus Bawah

Pada Gambar 2.19 terlihat suatu rangkaian filter analog lulus atas/*high pass* menggunakan op-amp dengan frekuensi respon/fungsi transfernya sebagai berikut.

$$\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} = -\frac{j\omega R_f C_i}{1/j\omega C_i + R_i} = -\frac{R_f}{R_i} \frac{j\omega C_i}{1 + j\omega C_i} \quad (2.25)$$



Gambar 2.19 Rangkaian Filter Aktif Lulus Atas

2.8 Sistem Penggerak Kaki Kanan

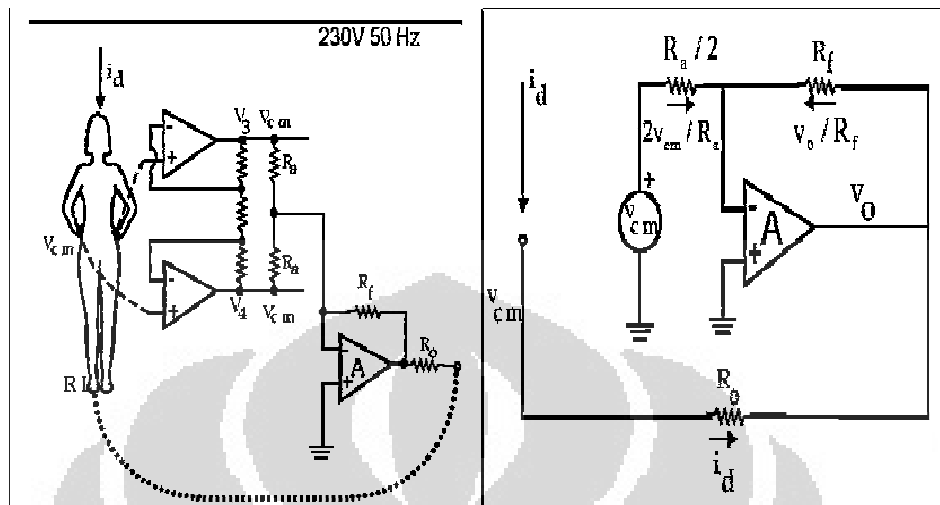
Salah satu gangguan dalam pengukuran biopotensial jantung adalah tegangan *common-mode* yang dihasilkan oleh tubuh yang terkopling kapasitif dengan sumber tegangan jala-jala. Maka untuk mengatasi masalah ini digunakan sistem penggerak kaki kanan (*Right Leg Driven System*) sehingga ada arus yang mengalir dari jala-jala ke ground melalui tubuh manusia. Arus yang mengalir melalui impedansi ground menyebabkan adanya tegangan *common mode* di seluruh tubuh. Tegangan *common mode* ini diminimalisasi dengan memberikan dua tahanan rata-rata pada penguat instrumentasi R_a , lalu menggunakan op-amp, sinyal ini mengalami penggeseran fase 180° dan dikuatkan lalu diumpankan ke kaki kanan tubuh manusia. Umpan balik yang dihasilkan oleh op-amp mengakibatkan *common mode* ke nilai yang rendah. Pada dasarnya rangkaian ini merupakan penguat membalik dan *summing amplifier*.

Rangkaian listrik ekuivalen penggerak kaki kanan ini dapat dianalisa sebagai berikut, yaitu dengan menjumlahkan arus pada masukan negatif op-amp, maka:

$$\frac{2V_{cm}}{R_a} + \frac{V_o}{R_f} = 0 \text{ ----- } > V_o = -\frac{2R_f}{R_a} V_{cm} \quad (2.26)$$

Karena,

$$V_{cm} = R_o i_d + V_o$$



Gambar 2.20 Rangkaian Penggerak Kaki Kanan dan Ekvivalennya

Didapatkan V_{cm} ,

$$V_{cm} = -\frac{R_o i_d}{1 + 2R_f / R_a} \quad (2.27)$$

Selain itu rangkaian ini juga merupakan rangkaian pengaman. Jika ada tegangan abnormal muncul antara pasien dan ground, maka op-amp akan saturasi yang secara efektif sehingga pasien tidak terground. Maka antara pasien dan ground dibatasi oleh R_f , nilai R_f biasanya dalam orde megaohm untuk membatasi arus. R_f ini tidak melindungi pasien tetapi jika tegangan pada pasien mencapai 220 V maka op-amp akan rusak dan arus akan mengalir ke ground [2].

2.9 Mikrokontroler Atmega 128

Mikrokontroler merupakan salah satu jenis komponen elektronika yang mengalami perkembangan pesat dalam hal aplikasi. Disamping mudah dioperasikan juga memiliki kapasitas yang cukup besar. Mikrokontroler adalah sebuah chip yang berfungsi sebagai pengontrol rangkaian elektronik dan umumnya dapat menyimpan program di dalamnya. Mikrokontroler umumnya terdiri dari CPU, memori, I/O tertentu dan unit pendukung seperti Analog-to-Digital Converter (ADC) yang sudah terintegrasi di dalamnya.

Penggunaan mikrokontroler sangat luas, tidak hanya untuk akuisisi data melainkan juga untuk pengendalian di pabrik-pabrik, kebutuhan peralatan kantor, peralatan rumah tangga, automobil, dan sebagainya. Hal ini disebabkan mikrokontroler merupakan sistem mikroprosesor (yang di dalamnya terdapat CPU, ROM, RAM dan IO) yang telah terpadu pada satu keping, selain itu komponennya murah dan mudah didapatkan di pasaran [14].

Mikrokontroler AVR, pada umumnya dapat dikelompokkan menjadi empat kelas, yaitu keluarga ATtiny, keluarga AT90Sxx, keluarga ATmega, dan AT86RFxx. Pada dasarnya yang membedakan masing-masing kelas adalah memori, peripheral, dan fungsinya, akan tetapi hampir sama pada segi arsitektur dan instruksi yang digunakan [15]. Mikrokontroler AVR ATmega128 merupakan mikrokontroler 8-bit berdasarkan arsitektur AVR RISC yang dapat menjalankan sebuah intruksi dalam satu clock sehingga ATmega128 dapat mencapai kecepatan hampir 1 juta instruksi per detik per MHz. Mikrokontoler ATmega128 memiliki spesifikasi [16] sebagai berikut:

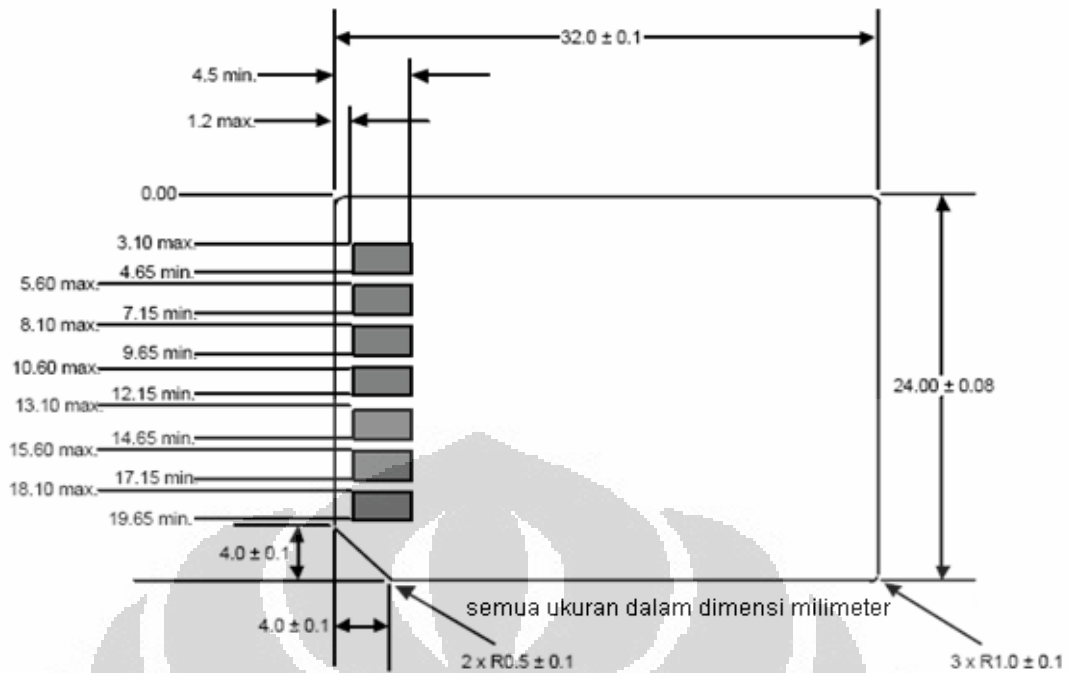
- Catu daya 4.5V- 5.5V
- 128 Kbytes *flash memory*
- Frekuensi maksimum 16 MHz
- 4Kbytes EEPROM
- 4Kbytes SRAM
- *In - System Programming by On-chip boot Programming*
- 53 programmable I/O
- Dua buah 16 bit *timer* dan dua buah 8 bit *timer*
- *Programmable watchdog timer*
- Dua 8 bit PWM *channel*
- *On chip analog comparator*
- Dua *programmable* serial USART
- Port antarmuka SPI
- RTC
- 10 bit ADC (8 *channel*)
- *Write/Erase cycles*: 10,000 Flash/100,000 EEPROM

2.10 Kartu Memori SD (*Secure Digital*)

Kartu memori adalah sebuah alat penyimpan data digital, seperti gambar digital, berkas digital, suara digital dan video digital. Kartu memori biasanya mempunyai kapasitas ukuran berdasarkan standard bit digital yaitu 16MB, 32MB, 64MB, 128MB, 256 MB, dan seterusnya kelipatan dua. Kartu memori terdapat beberapa jenis yang sampai sekarang ini ada sekitar 43 jenis. Jumlah kapasitas terbesar saat ini adalah jenis CF (*Compact Flash*) dengan 8 GB. Salah satu jenis dari kartu memori adalah kartu SD (*Secure Digital*), yaitu jenis kartu memori *non-volatile* yang dikembangkan oleh Matsushita, SanDisk, dan Toshiba untuk digunakan dalam alat-alat *portable*. Pada umumnya kartu SD mempunyai ukuran yaitu panjang $32 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$, lebar $24 \text{ mm} \pm 0.08 \text{ mm}$, dan tebal $1.4 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$, seperti terlihat pada Gambar 2.22, dengan berat maksimum 1.8 g [17].

Secure Digital (SD) seringkali digunakan sebagai sarana penyimpanan data pada *Personal Digital Assistant* (PDA), kamera digital, dan telepon seluler (ponsel). Beberapa perintah dasar untuk kartu SD juga dapat digunakan untuk MMC sehingga kita dapat menggunakan SD atau MMC.

Modul SD *card* pada penelitian ini adalah menggunakan EMS SD/MMC/FRAM yang merupakan suatu modul untuk mempermudah antarmuka antara kartu SD (atau MMC) dan mikrokontroler dengan tegangan kerja +5 VDC. Kartu SD (atau MMC) dapat digunakan sebagai memori yang dapat diganti dengan mudah sehingga memudahkan dalam ekspansi ke kapasitas memori yang lebih besar. Terdapat *Ferroelectric Non-Volatile RAM* (FRAM) yang dapat digunakan sebagai *buffer* sementara dalam mengakses kartu SD (atau MMC) atau sebagai tempat penyimpanan data lain [18].



Gambar 2.21 Ukuran SD Card/MMC

Format data pada SD umumnya menggunakan format FAT. FAT12 digunakan untuk kapasitas 16 MB ke bawah. FAT16 digunakan untuk kapasitas 32 MB hingga 2 GB. FAT32 digunakan untuk kapasitas di atas 2 GB (SDHC).

2.11 FAT (*File Allocation Table*)

FAT (*File Allocation Table*) merupakan format data yang umumnya digunakan pada kartu memori SD. FAT adalah sebuah sistem berkas yang menggunakan struktur tabel alokasi berkas sebagai cara dirinya beroperasi. Ada beberapa versi dari sistem file FAT yang dibedakan dari berapa banyak unit alokasi yang didukungnya, yaitu FAT12, FAT16, FAT32, dan exFAT.

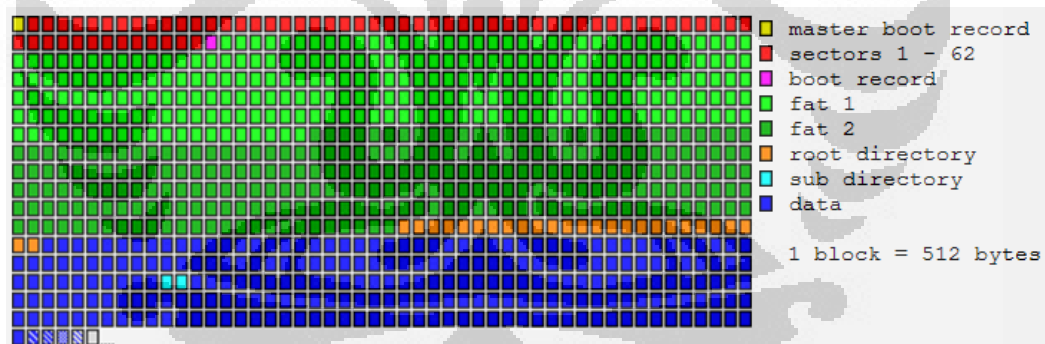
FAT12 adalah sistem file yang menggunakan ukuran unit alokasi yang memiliki batas hingga 12-bit, sehingga hanya dapat menyimpan maksimum hingga 2^{12} unit alokasi saja (4096 buah).

FAT16 adalah sistem file yang menggunakan unit alokasi yang memiliki batas hingga 16-bit, sehingga dapat menyimpan hingga 2^{16} unit alokasi (65536 buah). Sistem file ini memiliki batas kapasitas hingga ukuran 4 Gigabyte saja. Ukuran unit alokasi yang digunakan oleh FAT16 bergantung pada kapasitas partisi yang akan diformat. Jika ukuran partisi kurang dari 16 Megabyte, maka

Windows akan menggunakan sistem berkas FAT12, dan jika ukuran partisi lebih besar dari 16 Megabyte, maka Windows akan menggunakan sistem berkas FAT16.

FAT32 adalah versi sistem file FAT yang paling baru yang diperkenalkan ketika Microsoft merilis Windows 95 OEM Service Release 2 (Windows 95OSR2). Karena menggunakan tabel alokasi berkas yang besar (32-bit), maka FAT32 secara teoritis mampu mengalami hingga 2^{32} unit alokasi (4294967296 buah).

Keuntungan FAT adalah *file system* ini kompatibel hampir di semua *operating system* baik itu Windows 95/98/me, OS/2, Linux, dan bahkan Unix. Namun di balik itu masalah paling besar dari FAT adalah hanya memiliki jumlah cluster yang tetap dalam partisi, jadi semakin besar *harddisk* maka ukuran cluster akan semakin besar. Kekurangan FAT yang lain adalah tidak mendukung kompresi, enkripsi dan kontrol akses dalam partisi [19]. *Harddisk* tersusun dari sektor-sektor dimulai dari sektor 0, 1, 2, dan seterusnya. Sektor 0 ditempati oleh MBR seperti terlihat pada Gambar 2.22 berikut ini.



Gambar 2.22 Struktur Partisi FAT16

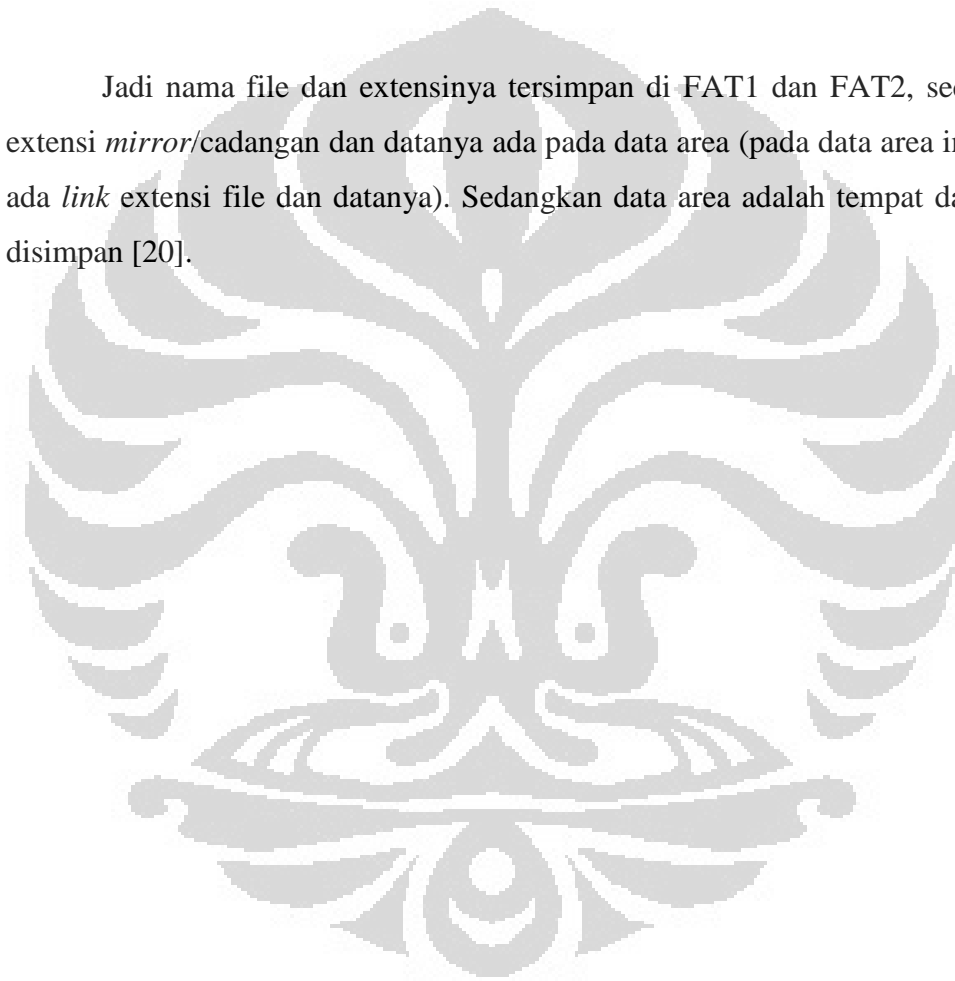
Keterangan:

- MBR yaitu *Master Boot Record*, ada di sektor pertama/ sektor 0 / CHS 0-0-1 berfungsi sebagai penyimpan informasi *Boot Signature Microsoft* (55AA), *Master Boot Code*, termasuk partisi mana yang di *set active* dan sebagainya, dan daftar *partition table*. Jadi MBR berisi tabel partisi. Sektor 0 sama sekali tidak berisi *file data*, sekadar definisi dari partisi-partisi pada *harddisk*.
- DBR (*Dos Boot Record*) untuk tempat *file system* (command.com, io.sys, NTldr, dan lain-lain).
- FAT 1 berfungsi untuk menyimpan nama file dan *directory*, sementara

datanya bertempat di data area. FAT 1 mempunyai link terhadap isi filenya di data area.

- FAT 2 (*FAT Mirror*) adalah FAT cadangan yang dibuat sistem operasi, isi dari FAT 2 sama persis dengan FAT 1. Akan tetapi, jika FAT 1 rusak maka partisi dimana FAT1 itu berada (pada partisi primer/extended) tidak bisa dibaca oleh sistem operasi.
- RDA (*Root Directory Area*) adalah tempat menyimpan file dan *directory* pada *root partition* (di C:\).

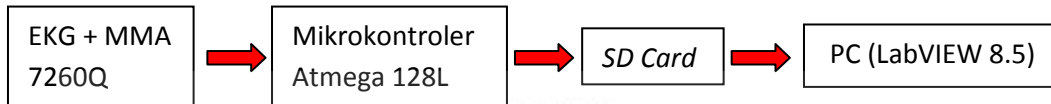
Jadi nama file dan ekstensinya tersimpan di FAT1 dan FAT2, sedangkan ekstensi *mirror*/cadangan dan datanya ada pada data area (pada data area ini hanya ada *link* ekstensi file dan datanya). Sedangkan data area adalah tempat data yang disimpan [20].



BAB 3

PERANCANGAN SISTEM

Sistem yang dibangun dalam penelitian ini terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak. Seperti yang terlihat pada gambar di bawah ini.



Gambar 3.1 Blok Diagram Pengembangan EKG dengan Akselerometer

3.1 Perancangan Perangkat Keras

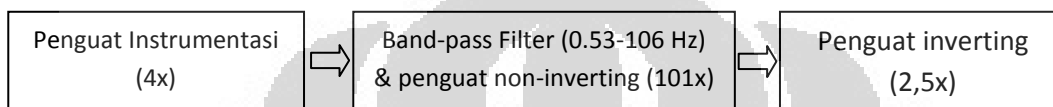
Pada sistem ini dirancang perangkat keras dengan spesifikasi sebagai berikut:

- a. Sistem bekerja dengan catu tunggal berdaya rendah +3V.
- b. Sistem menggunakan dua elektroda dan satu elektroda penggerak kaki kanan, untuk pemantauan EKG.
- c. Sistem menggunakan sebuah akselerometer yang diletakkan pada pergelangan kaki, untuk pemantauan aktivitas fisik.
- d. Filter analog lulus pita orde-1 dengan frekuensi pita 0,5 Hz ~ 106 Hz.
- e. Penguatan sinyal pada *front end* amplifier dengan penguatan sebesar 1000 kali dan dapat diatur dalam jangkauan $\pm 40\%$.
- f. Sistem didigitasi dengan ADC 10 bit yang berakurasi ± 2 .
- g. Sistem memiliki logger berupa SD card sebesar 1Gb.
- h. Sistem dikendalikan oleh 1 mikrokontroler (Atmega 128L dan komputer).

Sebagian besar sistem masih sama dengan *wireless elektrokardiograph* [3], tetapi terdapat penambahan pada point c, h dan perubahan jenis mikrokontroler yang pada awalnya menggunakan Atmega 81 diganti menjadi Atmega 128L. Untuk mendapatkan spesifikasi di atas maka dirancang sistem tersebut sebagaimana dijelaskan pada sub-bab berikut ini.

3.1.1 Penguatan dan Filter EKG

Sistem ini terdiri dari penguat instrumentasi dan penguat *inverting* dan *non-inverting*. Dengan karakteristik dari sinyal EKG yang memiliki amplitudo sinyal berkisar antara 0~1,5mV, lebar pita frekuensi 0,5 – 100 Hz. Dan gangguan yang dihasilkan dari perubahan *baseline* akibat pergerakan otot dan koneksi elektroda yang tidak baik ± 300 mV dan adanya tegangan *common mode* pada masukan akibat pengaruh tegangan jala-jala. Maka untuk mengatasi hal di atas dirancang sistem ini. Berikut ini blok diagram sistem EKG.



Gambar 3.2 Blok Diagram Sistem EKG

Penguat instrumentasi yang digunakan adalah AD623 dari *analog devices*. Penguat bekerja dengan catu tunggal dengan kisaran +3V ~ +12 V, berdaya rendah dengan catu arus maksimum 575 μ A, penguatan berkisar antara 1~1000 kali dengan CMMR yang diatur oleh satu buah tahanan luar serta mempunyai CMMR 90 dB. Dilakukan penguatan dan pemfilteran secara bertahap.

Dengan mempertimbangkan input tegangan maksimum sebesar ± 300 mV dengan keluaran ayunan tegangan penguat yang hanya $\pm 1,5$ V, maka penguat instrumentasi ditetapkan dengan penguatan sebesar empat kali yang dapat diperoleh melalui formula $G = 1 + 100\text{k}\Omega / R_G$. Sistem menggunakan penggerak kaki kanan, dengan tegangan input yang diumpangkan kembali berasal dari kutub-kutub tahanan $R_G(R_{14})$ yang dirata-ratakan dengan tahanan $R_{12} + R_{18}$ dan $R_{13} + R_{19}$. Jadi R_G total = $R_{12} // (R_{12} + R_{18}) + (R_{13} + R_{19}) = 33.333 \text{ k}\Omega$.

Setelah itu sinyal yang telah dikuatkan, dilanjutkan ke penguat *non-inverting* yang menggunakan $\frac{1}{4}$ dari IC penguat operasional LT1496 dari *Linear Technology*. IC ini bekerja dengan catu tegangan +3V ~ +36V dengan catu arus maksimum sebesar 1,5 μ A per penguat serta tegangan offset masukan maksimum 375 μ V. Pada tahap kedua, penguatan diset sebesar 101 kali. Nilai ini diperoleh dengan formula :

$$G = \left(1 + \frac{R_f}{R_i}\right) V_{in} \quad (3.1)$$

$$G = \left(1 + \frac{1M\Omega}{1K\Omega}\right) Vin$$

$$G = 101 Vin$$

Selain itu pada tahap ini juga dirancang filter *bandpass* dengan pita frekuensi 0,5Hz ~ 106Hz. Frekuensi *cut off filter highpass* 0,5Hz diperoleh dari :

$$F_{C_{HPF}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.2)$$

$$F_{C_{HPF}} = \frac{1}{2\pi 300K\Omega 1\mu f}$$

$$F_{C_{HPF}} = 0,53 Hz$$

Seperti yang terlihat pada hasil perhitungan pada sistem yang nyata frekuensi *cut off highpass* sebesar 0,53 Hz. Untuk frekuensi *cutoff filter low pass* diperoleh dari perhitungan seperti di bawah ini :

$$F_{C_{LPF}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.3)$$

$$F_{C_{LPF}} = \frac{1}{2\pi 1M\Omega 1,5nf}$$

$$F_{C_{LPF}} = 106 Hz$$

Dari hasil perhitungan didapatkan frekuensi *cut off* untuk *lowpass* sebesar 106 Hz. Kemudian sinyal dikuatkan kembali dengan penguat *inverting* dengan penguatan sebesar 2,5 kali yang diperoleh dari:

$$G = \left(\frac{R_f}{R_i}\right) Vin \quad (3.4)$$

$$G = \left(\frac{50K\Omega}{10K\Omega + R_v}\right) Vin$$

dimana R_v adalah tahanan variabel. Penggunaan tahanan variabel ini dimaksudkan untuk mengatur besarnya penguatan dengan kisaran 1,7 ~ 4,9 kali.

3.1.2 Penggerak Kaki Kanan, Proteksi dan Tegangan Catu

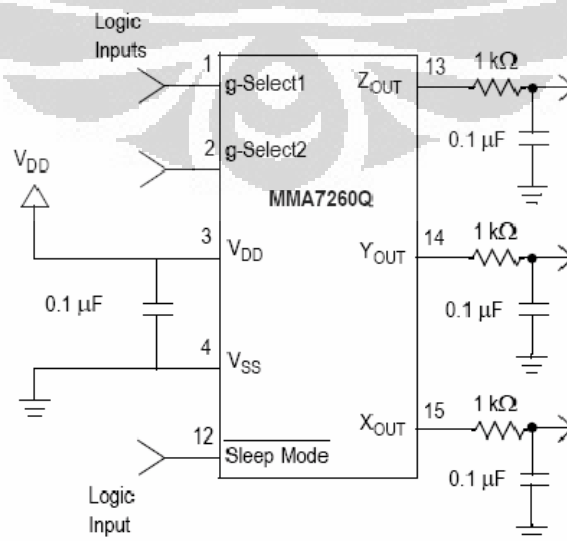
Untuk mengurangi interferensi yang disebabkan oleh tegangan jala-jala yang menghasilkan tegangan *common mode*, maka digunakan rangkaian penggerak kaki kanan. Rangkaian ini juga menggunakan $\frac{1}{4}$ dari IC LT1496. Sinyal masukan diperoleh dari keluaran penguat instrumentasi kemudian dirata-ratakan menggunakan tahanan $R_{12} + R_{18}$ dan $R_{13} + R_{19}$ lalu dimasukkan ke masukan *inverting* dari op-amp. Penguatan pada tahap ini sebesar 80 kali. Nilai diperoleh dari $R_{16}/(R_{12} + R_{18}) + (R_{13} + R_{19})$.

Proteksi tegangan diperoleh dengan menempatkan dua buah dioda 1N4148 disetiap masukan penguat instrumentasi. Rangkaian ini membatasi tegangan masukan pada level 0V~3V saja. Untuk membatasi arus masukan digunakan tahanan sebesar 330 k Ω dengan masukan maksimum 3V maka arus yang lewat hanya 9,1 μ A. Selain itu rangkaian penggerak kaki kanan berfungsi juga sebagai proteksi jika terdapat tegangan berlebihan yang masuk ke rangkaian.

Sumber tegangan catu diperoleh dari 1 buah baterai 3,7 V 2000 mAh, lalu dimasukkan ke IC regulator LP2950-3.0 *Low power* (arus diam 75 μ A) dari *national semiconductor*. Karena rangkaian ini merupakan rangkaian *single supply*, maka pada pin input referensi digantikan dengan $\frac{1}{2} V_{cc}$. Sistem ini dilakukan dengan memasukan tegangan suplai ke pembagi tegangan R_1/R_2 untuk menghasilkan tegangan 1,5V, kemudian tegangan diumpankan ke $\frac{1}{4}$ LT1946 yang bekerja sebagai rangkaian *buffer*. Keluaran dari rangkaian *buffer* ini digunakan untuk tegangan acuan atau *virtual ground* pada rangkaian penguat *front end*. Skematik lengkap rangkaian ini terdapat pada lampiran 1. Output EKG dikirim ke pin ADC0 mikrokontroler Atmega1281 (Pin F0).

3.1.3 Sistem antarmuka MMA7260Q

Dalam penelitian ini MMA7260Q yang digunakan mempunyai pilihan sensitivitas mulai dari 1.5 g, 2 g, 4 g, dan 6 g, yang dapat dipilih melalui g-select1 (g-s1) dan g-select2 (g-s2) sesuai dengan aplikasi yang akan digunakan. Adapun pada penelitian ini pilihan sensitivitas yang digunakan adalah 1.5 g.



Gambar 3.3 Diagram Sistem MMA7260Q

Gambar 3.2 di atas merupakan diagram sistem MMA7260Q yang beroperasi pada tegangan 2,2-3,6 VDC dengan arus sebesar 500 μ A [3]. Sinyal *output* percepatan diambil dari pin nomor 13 (*channel* sumbu X), 14 (*channel* sumbu Y) dan 15 (*channel* sumbu Z) berupa sinyal analog yang kemudian dikonversi menjadi sinyal digital oleh ADC (*Analog to Digital Converter*) pada mikrokontroler dengan koneksi seperti terlihat pada Gambar 3.3 berikut.

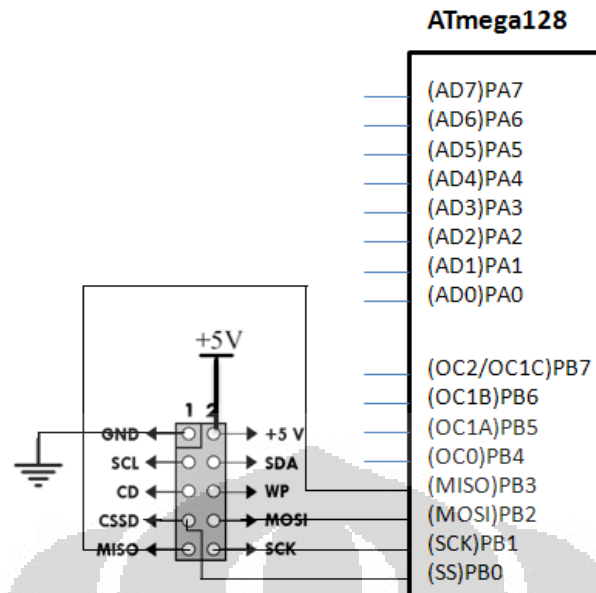
Pada sistem yang dibangun dalam penelitian ini, tegangan keluaran dari X, Y dan Z dikirimkan pada pin ADC 1-3 mikrokontroler Atmega128l. Akselerasi pada masing-masing sumbu menghasilkan tegangan dari 0 sampai mendekati 3,3 V. Pada saat tidak ada akselerasi pada sumbunya, tegangan keluaran masing-masing sumbu tersebut adalah setengah dari tegangan suplai, yaitu sekitar 1,65 V [30]. Dengan akselerasi pada arah positif, maka tegangan keluaran pada sumbu tersebut akan muncul. Jika akselerasi negatif yang ada, maka tegangannya akan turun.

3.1.4 Modul Kartu Memori SD (*SD Card*)

EMS SD MMC FRAM merupakan modul untuk kartu SD dan MMC. Pada modul ini terdapat 10 pin. Dua pin digunakan untuk catu daya, dan 4 pin digunakan untuk komunikasi secara SPI dengan mikrokontroler ATmega128. Keempat pin tersebut adalah:

- Pin SCK modul SD dihubungkan ke port B1 Atmega128.
- Pin MISO modul SD dihubungkan ke port B3 Atmega128.
- Pin MOSI modul SD dihubungkan ke port B2 Atmega128.
- Pin CSSD modul SD dihubungkan ke port B0 Atmega128.

Pin yang tersisa di EMS SD MMC FRAM tidak digunakan, yakni pin SCL dan SDA yang berfungsi untuk mengakses FRAM, pin CD untuk mendeteksi ada atau tidak adanya SD/MicroSD di slot dan pin WP untuk mendeteksi kunci proteksi di SD/MicroSD.



Gambar 3.4 Koneksi EMS SD MMC FRAM dengan Mikrokontroler ATmega128

3.1.5 Perancangan Minimum Sistem ATmega128

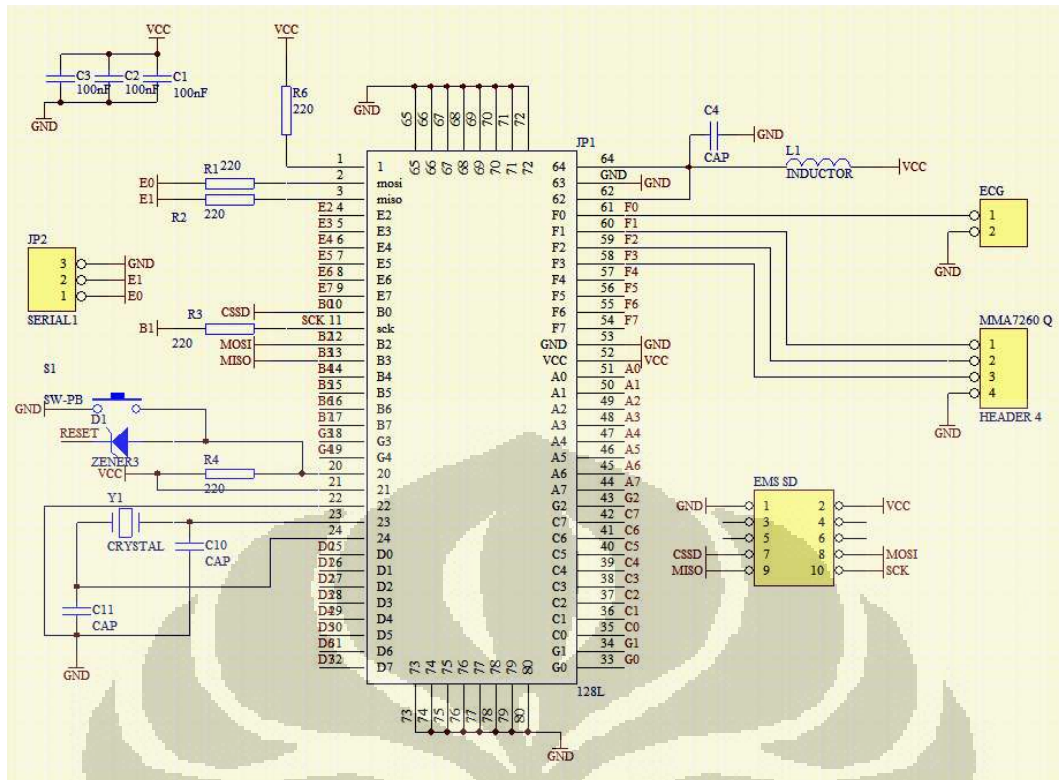
Pada penelitian ini, Atmega 128L berfungsi sebagai ADC, pengendali data logger beserta komunikasi serial dengan PC, keseluruhan sistem dikendalikan oleh satu buah rangkaian mikrokontroler ATmega128. Rangkaian ini merupakan integrasi dari rangkaian-rangkaian pengendali sistem seperti rangkaian *voltage regulator* sebagai pengendali tegangan agar tetap stabil dan terproteksi dari variasi tegangan input serta rentang arus yang lebar [24], port ISP (*In-System Programming*) sebagai tempat yang memperbolehkan memori program di program ulang dengan cara *in-system* melalui antarmuka serial SPI dengan sebuah *programmer memory nonvolatile* biasa dan rangkaian-rangkaian pendukung lainnya yang berfungsi sebagai pengendali untuk keseluruhan sistem yang disusun semimumimum mungkin, seperti terlihat pada Gambar 3.2.

Penulis menggunakan mikrokontroler ATmega128 pada penelitian ini karena memori *flash program* yang dibutuhkan cukup besar (>32MB). Minimum sistem mikrokontroler ATmega128L ini beroperasi pada tegangan sumber 2,7-5 volt.

Rangkaian minimum sistem ini terdiri dari 6 port yaitu port A, B, C, D, E dan F, akan tetapi pada penelitian ini hanya tiga port digunakan dengan fungsi masing-masing dari tiap-tiap port seperti dijelaskan dalam Tabel 3.1 berikut. Skematik sederhana dari minsis EKG dan akselerometer transceiver serta base transceiver diperlihatkan pada gambar 3.7 dan 3.8.

Tabel 3.1 Fungsi Port ATmega128L EKG dan Akselerometer

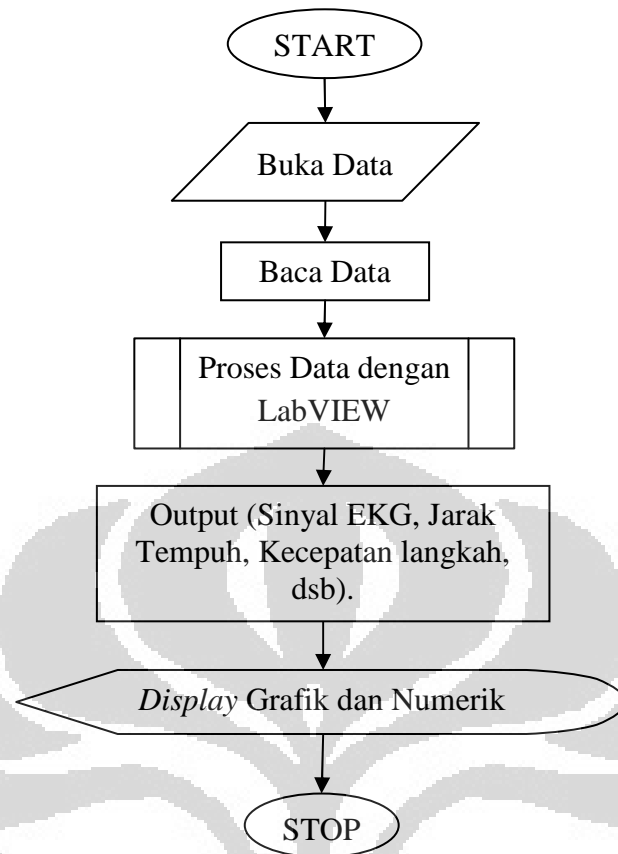
Port	Fungsi	Interface
PF0	Masukan	EKG
PF1 – PF3	Masukan	MMA7260Q (X, Y dan Z)
PB0 – PB3	Masukan dan keluaran	SD/MicroSD



Gambar 3.5 Minsis EKG dan Akselerometer

3.2. Perancangan Perangkat Lunak

Pada penelitian ini bahasa pemrograman perangkat lunak yang digunakan adalah bahasa Basic BASCOM-AVR dan LabVIEW 8.5. Secara umum Diagram Aliran Program digambarkan seperti berikut.



Aliran Program Pengolahan data dengan menggunakan PC dan data SD Card

Gambar 3.6 Diagram Aliran Program 1

3.3. Prinsip Kerja Rancangan Secara Umum

Pada sistem ini, elektroda elektrokardiograf dipasang pada dada kanan dan dada kiri, dengan kaki kanan sebagai acuan, sedangkan sensor akselerometer dipasang pada bagian betis.

3.3.1 Program Aplikasi Mikrokontroler

Program aplikasi mikrokontroler dibuat dengan menggunakan BASCOM-AVR 1.11.9.8. Dengan menggunakan program ini, mikrokontroler Atmega128L difungsikan sebagai ADC yang kemudian mengatur sistem sehingga data ADC disimpan ke dalam *SD card*.

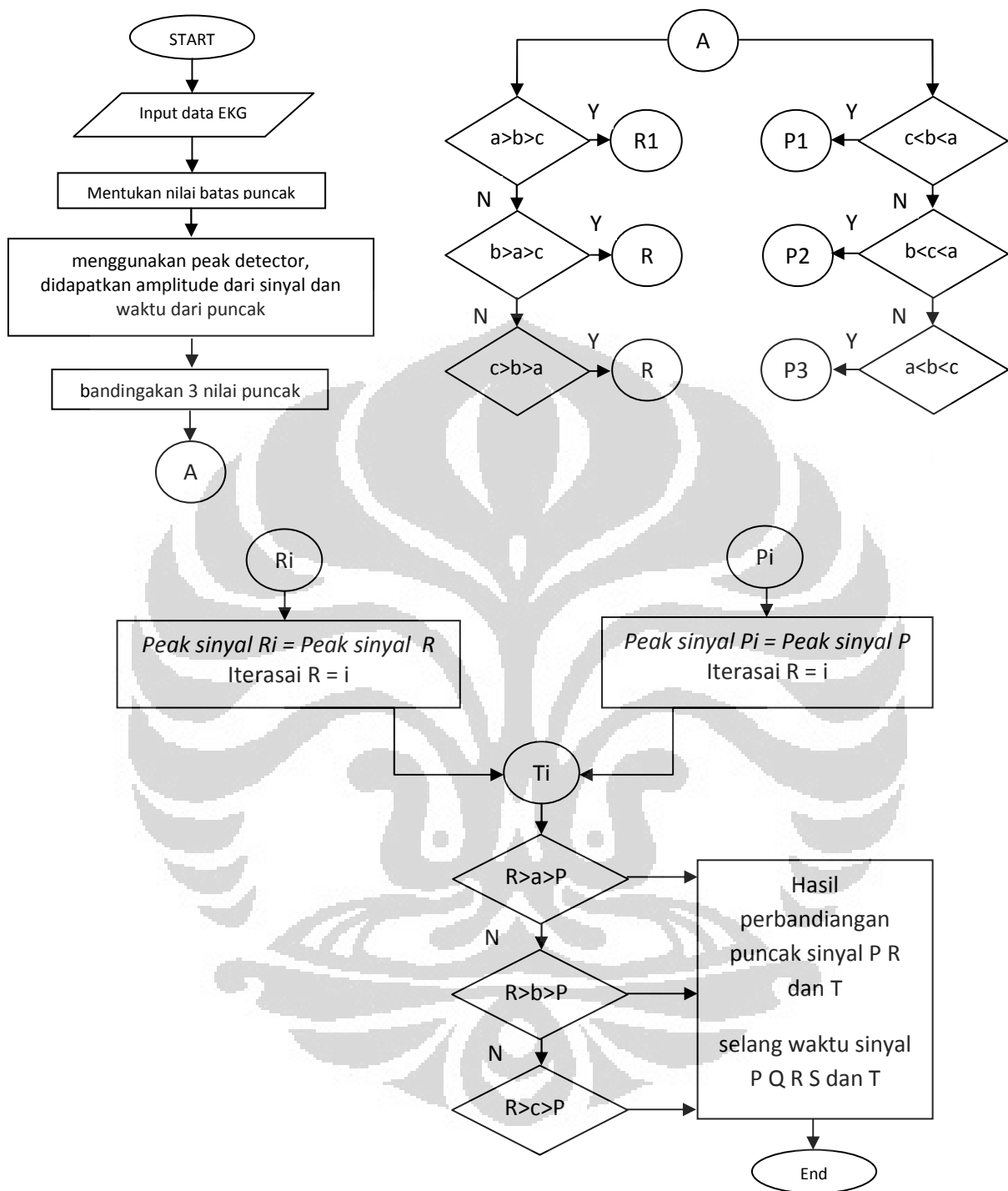
ADC dikonfigurasi sebagai berikut Config Adc = Single , Prescaler = Auto, Reference = Avcc. Sedangkan untuk memberikan informasi waktu pencuplikan data digunakan TIMER3 (16 bit). Dengan mengkonfigurasi timer3 sebagai berikut “Config Timer3 = Timer , Prescale = 8” menggunakan xtal sebesar 8000000, maka resolusi waktu yang dihasilkan sebesar 0.000001 detik. Dengan resolusi ini, setiap proses yang terekam oleh mikrokontroler dapat dicatat waktunya dengan baik. Untuk menyimpan data kedalam SD *card* digunakan \$include "Config_AVR-DOS.BAS" dan \$include "Config_SD.bas" listing program akan ditampilkan pada lampiran. Penulis hanya menggunakan saja *library* ini.

3.3.2 Program Aplikasi Komputer

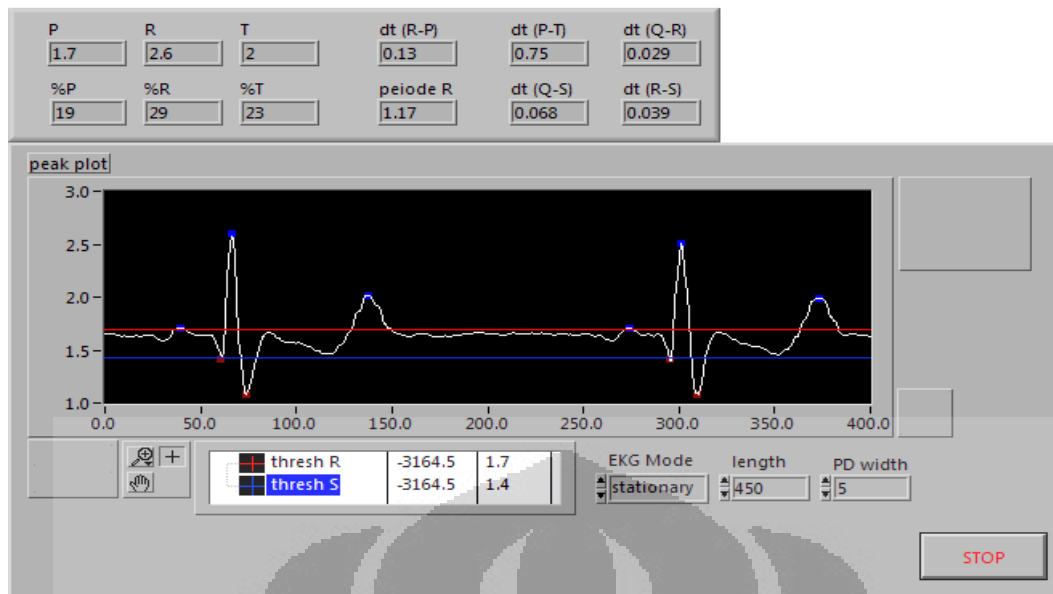
Program aplikasi komputer dibuat dengan menggunakan program LabVIEW 8.5. Dengan menggunakan program ini dilakukan proses pengolahan data dan pengiriman data hasil ke dalam jaringan internet. Program aplikasi komputer dibagi menjadi dua bagian yaitu program server dan program klien. Dimana dalam setiap program server dan klien terdapat program penganalisaan periode, luas dan perbandingan sinyal P Q R S dan T, penganalisaan data percepatan menjadi kecepatan aktivitas tubuh, konsumsi energi dan jarak tempuh, dan pada akhirnya semua data ini dibandingkan sehingga didapatkan perbandingan antara sinyal jantung dan aktivitas tubuh pengguna.

3.3.2.1 Program Pendeteksi Puncak, Periode dan Selang Waktu

Pada program ini dilakukan penganalisan puncak dan waktu puncak. Sehingga dengan mengetahui data tersebut, program dapat memberikan informasi mengenai persentase perbandingan puncak dari sinyal P Q R S dan T, yang dinyatakan pada *numeric indicator* %P, %R dan %T. Berikut ini diagram alir program deteksi puncak dan periode sinyal jantung.



Gambar 3.7 Diagram Alir Program Pendeteksi Puncak



Gambar 3. 8 Front Panel Analisa Puncak dan Waktu Sinyal EKG

Dengan mengetahui waktu setiap puncak, penulis dapat menentukan selang waktu antara setiap puncak sinyal. Seperti yang tampak pada gambar 3.10 dinyatakan dengan *numeric indicator* dt (R-P) untuk selang waktu antara puncak R dan P, dt (P-T) untuk selang waktu antar puncak P dan T, dt (Q-R) merupakan selang waktu antara titik Q dan R, dt (R-S) merupakan selang waktu antara titik R dan S, dt (Q-S) merupakan selang waktu antara titik Q dan titik S.

Untuk mendapatkan puncak/lembah dan waktu pada saat puncak atau lembah digunakan *function* "Peak Detector.vi" yang telah disediakan LabVIEW, langkah berikutnya dilakukan perbandingan data tinggi puncak atau lembah yang didapatkan proses perbandingan ini hanya dilakukan pada sinyal EKG penuh pertama, untuk setiap loopnya sehingga diketahui nilai puncak dari P Q R S T berada pada iterasi ke berapa dalam *array* puncak/lembah yang terbaca, seperti gambar di bawah ini :

```

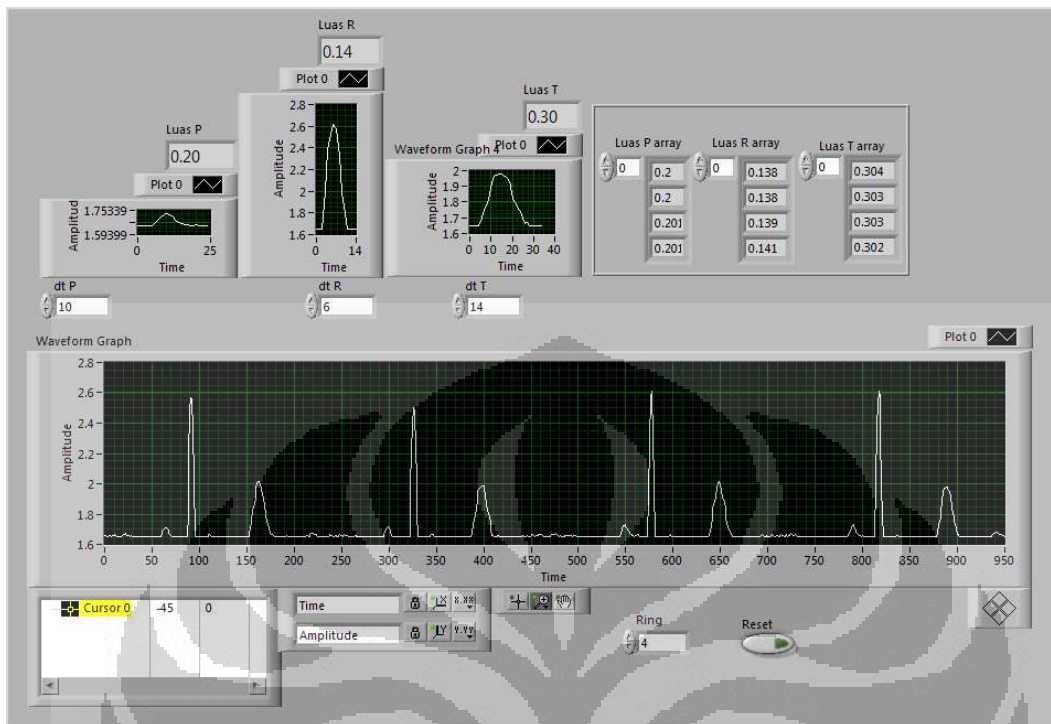
if (a>b) // deteksi iterasi R
{
  if (a>c)
  {
    R=a;
    i0=0;
  }
  if (b>a)
  {
    if (b>c)
    {
      R=b;
      i0=1;
    }
  }
  if (c>a)
  {
    if (c>b)
    {
      R=c;
      i0=2;
    }
  }
  if (a<b) // deteksi iterasi P
  {
    if (a<c)
    {
      P=a;
      i2=0;
    }
  }
  if (b<a)
  {
    if (b<c)
    {
      P=b;
      i2=1;
    }
  }
  if (c<a)
  {
    if (c<b)
    {
      P=c;
      i2=2;
    }
  }
  if (a>P) // deteksi iterasi T
  {
    if (a<R)
    {
      T=a;
      i1=0;
    }
  }
  if (b>P)
  {
    if (b<R)
    {
      T=b;
      i1=1;
    }
  }
  if (c>P)
  {
    if (c<R)
    {
      T=c;
      i1=2;
    }
  }
}

if (a1>a2) // deteksi iterasi S
{
  S = 0;
  Q = 1;
}
if (a2>a1) // deteksi iterasi Q
{
  S = 1;
  Q = 0;
}

```

Gambar 3.9 Formula Note Detektor Puncak P R T dan Lembah Q S

3.3.2.2 Program Perhitungan Luas Sinyal

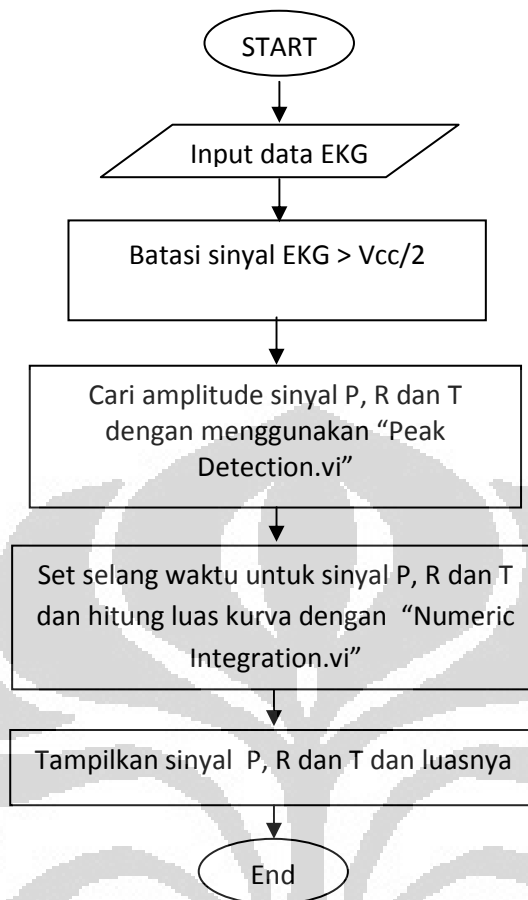


Gambar 3.10 Front Panel Integral Peak

Untuk menentukan pola perbandingan sinyal EKG, dalam penelitian ini, dilakukan dengan cara membandingkan luasan sinyal, sehingga ketika aktivitas manusia meningkat akan diketahui apakah pola sinyal EKG akan tetap sama. Aktivitas fisik yang dilakukan dalam penelitian ini hanya berjalan santai, jogging, dan berlari. Perbedaan aktivitas ini dilakukan dengan menentukan kecepatan langkah dari orang tsb.

Kecepatan langkah ditentukan dengan cara menghitung luasan dari sinyal tersebut dilakukan dengan cara mengintegalkan sinyal puncak EKG. Terlebih dahulu sinyal dipotong dengan menggunakan acuan titik referensinya, dalam hal ini sebesar $\frac{1}{2}V_{CC}$. Langkah berikutnya sinyal diintegalkan sesuai dengan siklusnya masing-masing. Untuk mengetahui apakah sinyal yang diintegalkan merupakan sinyal yang tepat, potongan sinyal yang diintegalkan ditampilkan kembali seperti yang tampak pada grafik *indicator*. Hasil integral ditampilkan pada *numeric indicator* luasan P, luasan R, luasan T.

Berikut ini diagram aliran program pendeteksian luas sinyal jantung;



Gambar 3.11 Diagram Alir Program Perhitungan Luas

3.3.2.3 Program Perhitungan Kecepatan Langkah

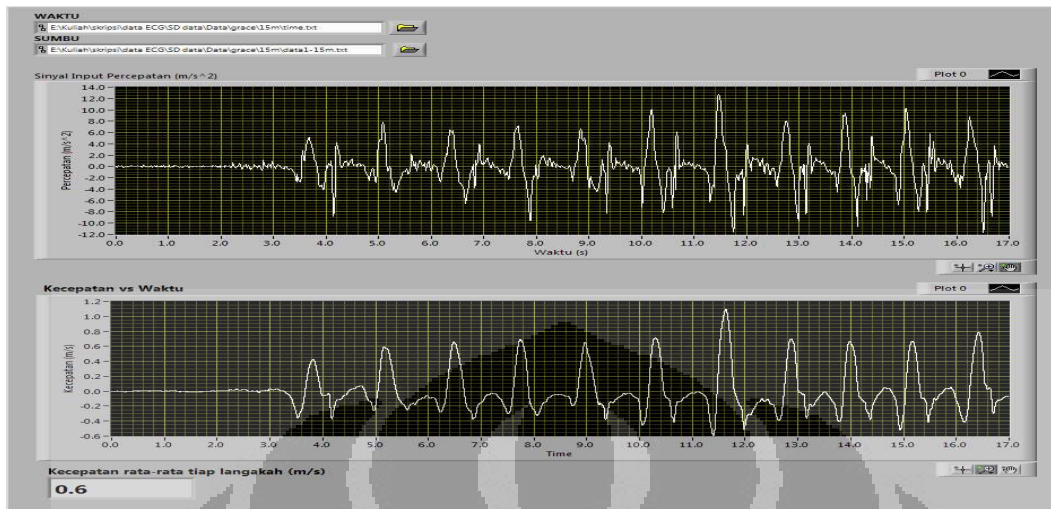
Untuk mengetahui perbandingan kecepatan langkah dan perubahan pola sinyal jantung ketika pengguna melakukan suatu aktivitas tertentu. Maka penulis membangun sebuah program aplikasi untuk menentukan kecepatan langkah dari orang tersebut. Hasil pengamatan percepatan diambil sejumlah data tertentu ($N = 1000$ data).

Terlebih dahulu data tegangan yang dihasilkan oleh sensor percepatan dikalibrasi. Pengkalibrasian data dilakukan dengan menggunakan persamaan berikut ini

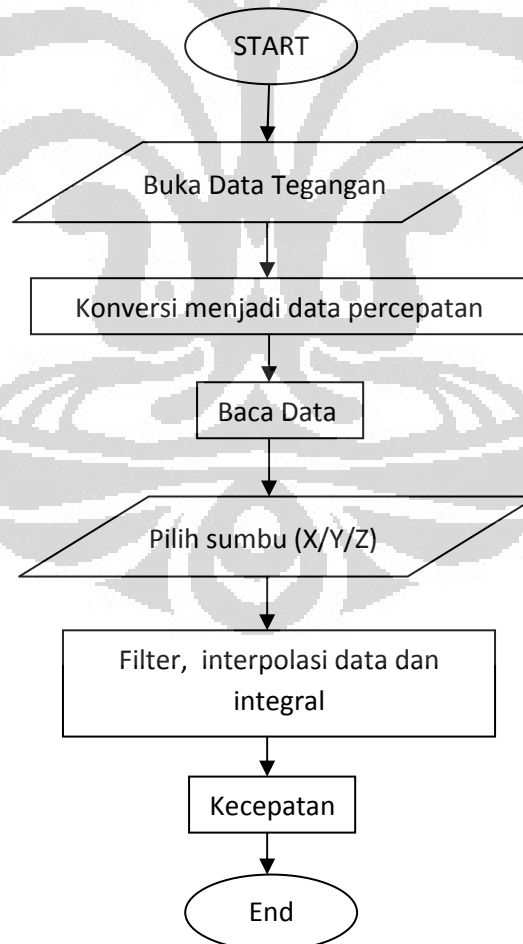
$$\text{Percepatan } (m/s^2) = (\text{input tegangan} / 1,4 \text{ V}) \times 19,62 \quad (3.5)$$

Data percepatan difilter menggunakan high-pass filter dengan frekuensi cut-off ($< 0,01$ Hz). Hal ini dilakukan untuk menghilangkan noise yang disebabkan percepatan yang dihasilkan pada saat tidak adanya aktivitas langkah. Setelah itu data diinterpolasikan dengan menggunakan "spline inperpolasi sehingga titik yang akan diintegalkan semakin baik. Kemudian diintegalkan dengan menggunakan "Integral x(t).vi". Hasil dari proses ini merupakan kecepatan yang langkah pengguna, yang akan

dijadikan data acuan dalam perbandingan kecepatan langkah dengan sinyal EKG. Gambar 3.13 menunjukkan diagram aliran program perhitungan kecepatan langkah.



Gambar 3.12 Front Panel Program Pembacaan Kecepatan Langkah



Gambar 3.13 Diagram Aliran Program Perhitungan Kecepatan

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

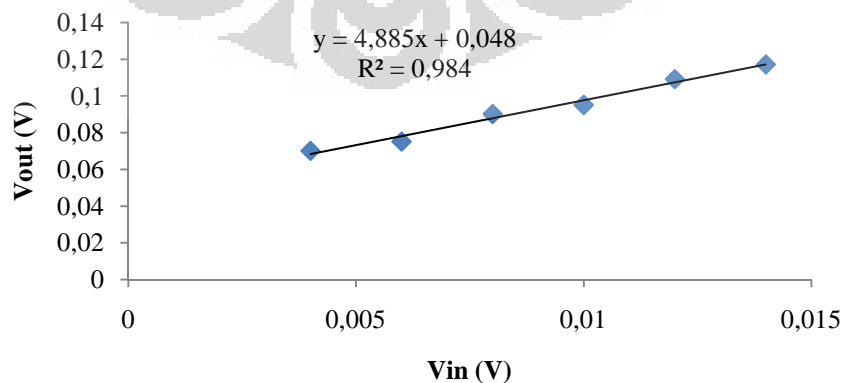
Pada bab ini akan dibahas tentang pengujian dan analisa sistem yang telah dikerjakan. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kemampuan sistem apakah telah berfungsi seperti apa yang diharapkan dan menganalisa apabila terjadi kegagalan. Pengujian yang dilakukan meliputi pengamatan terhadap karakterisasi output penguat instrumentasi, filter aktif, pengamatan sinyal jantung, akselerometer MMA7260Q, pengamatan respons MMA7260Q terhadap perubahan tilt.

4.1 Pengujian Penguatan AD623

Pengujian AD623, dilakukan dengan menggunakan pembangkit tegangan sinus. Dilakukan dua jenis pengujian dengan memvariasikan tegangan input dan skala tegangan (10^{-3} V dan 10^{-2} V). Berikut ini data pengujian.

Tabel 4.1 Pengujian AD623 dengan Orde Tegangan Input 10^{-3} V

Vin (V)	Vout (V)
0.004	0.07
0.006	0.075
0.008	0.09
0.01	0.095
0.012	0.109
0.014	0.117



Gambar 4. 1 Grafik Pengujian Penguatan AD623 dengan Skala Input 10^{-3} V

Berdasarkan persamaan linier yang dihasilkan grafik, di temukan penguatan yang konstan sebesar 4.885 V. dengan Rg sebesar 25 K Ω , secara matematis penguatan yang dihasilkan sebesar 5 Vin. Dengan demikian terjadi pergeseran nilai sebesar 0.015 atau 0,3 %. Maka penguat instrumentasi ini masih dapat berfungsi dengan baik, ketika menguatkan biopotensial dengan orde tegangan yang sama dengan orde pengujian.

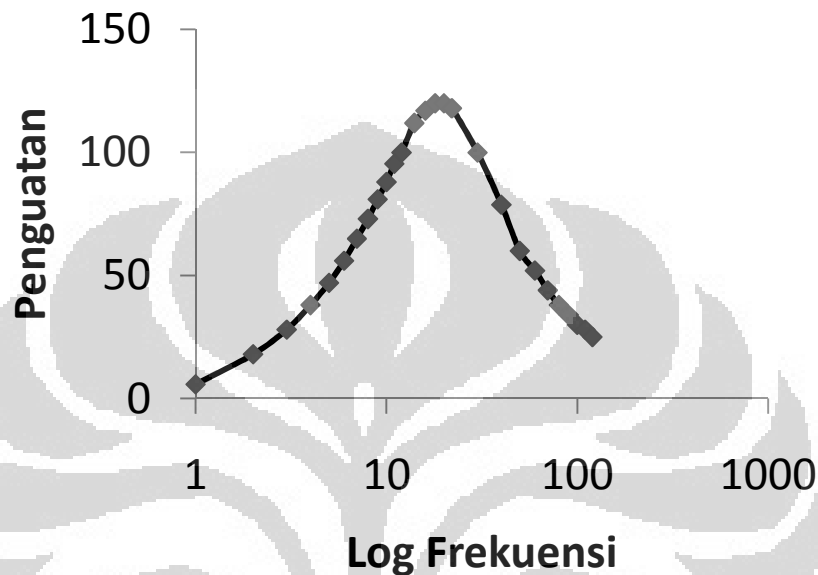
4.2 Pengujian Filter (0,5 Hz – 106 Hz)

Pengujian ini dilakukan pada sisitem filter yang akan di gunakan untuk pemfilteran ECG. Dengan komponen yang sama, dan sumber sinyal berupa gelombang sinus dengan orde 10^{-3} V, yang telah mengalami penguatan 4x dari penguat instrumentasi dan 101x dari rangkaian filter aktif. Sehingga total penguatan yang didapatkan 404x. Berikut data penugjian filter.

Tabel 4.2 Tabel Pengujian Band-pass Filter (0,5 Hz – 106 Hz)

Frekuensi (Hz)	Amplitudo (Vpp)
1	0.058
2	0.18
3	0.28
4	0.38
5	0.47
6	0.56
7	0.65
8	0.73
9	0.81
10	0.88
11	0.954
12	1
14	1.12
16	1.17
18	1.2
20	1.2
22	1.18
30	1
40	0.788
50	0.6
60	0.52
70	0.44

80	0.38
90	0.34
100	0.3
110	0.28
120	0.25

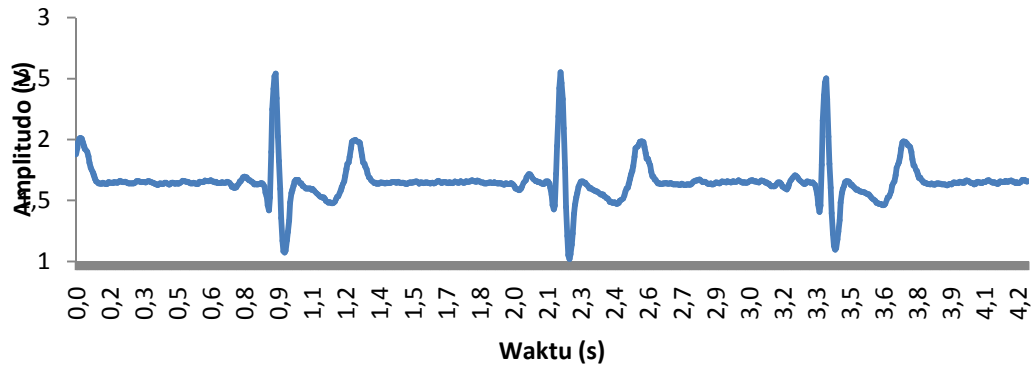


Gambar 4. 2 Grafik Respon Band-pass Filter (0,5 Hz - 106 Hz)

Pada grafik di atas terlihat respon yang baik dari band pass filter, tetapi terlihat dengan jelas pada frekuensi 1-7,5 Hz amplitudo tegangan output sangat kecil. Sehingga sangat membutuhkan penambahan penguatan setelah filter ini. Pada sistem ini telah dibuat penguat setelah filter sebesar 1,7 – 4,9 x. tetapi frekuensi 50 Hz masih mengganggu sinyal ECG. Sehingga pada Program LabVIEW ditambahkan band stop 40 -55Hz.

4.3 Pengujian Sistem ECG

Pengujian Sistem ECG front end, dilakukan dengan menguji hasil sinyal ECG yang didapat dari keluaran rangkaian ini. Berikut ini grafik sinyal yang didapatkan, dengan dt sebesar 0,005s.



Gambar 4. 3 Grafik Monitoring ECG

Dari gambar 4.3 terlihat dengan jelas sinyal P Q R S dan T, sehingga dapat dikatakan system ECG frond end yang dirancang sudah bekerja dengan baik.

Dilakukan perbandingan nilai amplitudo referensi :

- Sinyal P = 0,2 mV
- Sinyal QRS = > 0,6 mV
- Sinyal T = 0,3 mV

Dari data ini perbandingan puncak P : R : T, adalah

$$2 : 6 : 3.$$

(Lang, Sibernagel, 2007, Patofisiologi, Jerman)

Berdasarkan pengolahan data sinayl EKG pada saat tubuh beristirahat didapatkan perbandinga. Data ini berasal dari denyut jantung pengguna pengambilan dilakuan 5 kali dalam selang waktu 1 jam.

Table 4.3 Perbandingan Sinyal P R dan T

Sample	Sinyal P	Sinyal R	Sinyal T
Franki	2	2,3	2,2
Andy	2	2,6	2,1
Grace	2	3.3	2,1

Berdasarkan data percobaan terdapat penurunan nilai amplitude sinyal QRS sejauh 40%, hal ini disebabkan filter yang digunakan menurunkan nilai amplitude sinyal, kemampuan sampling setiap 0.017 detik kurang baik untuk

menangkap perubahan sinyal QRS yang memiliki interval 0.08 detik.

Perbandingan interval sinyal PQ, QRS dan QT dengan menggunakan acuan perbandingan:

- Interval PQ = 0.12 – 0.2 detik
- Interval QRS = 0,08 detik
- interval QT = 0,35 detik (tergantung frekuensi)
- perbandingan interval PQ , QRS dan QT

$$(1,5 - 2,5) : 1 : 4,3$$

(Lang, Sibernagel, 2007, Patofisiologi, Jerman)

Tabel 4.4 Selang Waktu Sinyal

Sample	Sinyal P	Sinyal R	Sinyal T
Franki	2	1	5
Andy	1,4	1	5
Grace	1,6	1	5

Berdasarkan luas sinyal dalam keadaan beristirahat diadaptkan data sebagai berikut ini :

Tabel 4.5 Luas Sinyal

Sample	Sinyal P	Sinyal R	Sinyal T
Franki	1	2	4
Andy	1	2	4
Grace	1	2	4

4.4 Kalibrasi Akselerometer MMA7260Q

Proses kalibrasi MMA7260Q dilakukan untuk memperoleh nilai sensitivitas dan nilai offset pada saat 0 g, yaitu ketika tidak ada percepatan luar yang bekerja pada sistem. Adapun metode dalam melakukan kalibrasi adalah sebagai berikut:

- ③ Sumbu yang dikalibrasi diarahkan pada sudut 90° terhadap permukaan bumi sedangkan sumbu lainnya sejajar permukaan bumi.

- ③ Mengukur nilai offset dan sensitivitas sumbu, serta menghitung rata-ratanya sebagai nilai maksimum (+1 g).
- ③ Sumbu yang dikalibrasi diarahkan pada sudut -90° terhadap permukaan bumi sedangkan sumbu lainnya sejajar permukaan bumi.
- ③ Mengukur offset dan sensitivitas sumbu, serta menghitung rata-ratanya sebagai nilai minimum (-1 g).

Hasil kalibrasi untuk sensor ditunjukkan pada table 4.5. Sensitivitas yang digunakan pada saat kalibrasi adalah 1.5 g, sekaligus sebagai sensitivitas yang digunakan pada penelitian ini.

Tabel 4.6 Tabel Kalibrasi MMA7260Q

Posisi Akselerometer	Sumbu Akselerometer		
	X (volt)	Y (volt)	Z (volt)
+1 g	2.3	2.3	2.3
0 g	1.54	1.6	1.6
-1 g	0.7	0.7	0.7

Berdasarkan Tabel 4.3 hasil kalibrasi di atas memperlihatkan ditemukan adanya penyimpangan *output* terhadap nilai *standard* namun masih berada dalam kisaran normal dengan simpangan <30% seperti yang disebutkan dalam *datasheet* [3].

4.5 Perbandingan Aktivitas Jantung dengan Kecepatan Langkah

Perbandingan aktivitas jantung dengan kecepatan langkah dilakukan dengan membandingkan kecepatan langkah rata-rata pada program perhitungan kecepatan langkah dengan Program Pendeteksi Puncak, Periode dan Selang Waktu. Didapatkan data sebagai berikut ini :

Tabel 4.7 Perbandingan Kecepatan Langkah dengan Sinyal EKG

Sample	Kecepatan (m/s)	Amplituod Sinyal P (V)	Waktu Sinyal P (detik)	Amplituod Sinyal QRS (V)	Waktu Sinyal QRS (detik)	Sinyal T (V)	Waktu Sinyal T (detik)
Franki	1	1.9	0.07	2.7	0.05	2.2	0.3
Andy	1	-	-	2.5	0.04	2	0.3
Grace	1.5	1.9	0.08	3	0.05	2	0.2

Berdasarkan data ini didapati bahwa aktivitas tubuh yang meningkat menyebabkan perubahan waktu setiap sinyal. Pada data Andy tidak ditemui sinyal T, dikarenakan sinyal ini sangat kecil dan aktivitas tubuh menyebabkan bertambah banyaknya noise pada sinyal EKG.

Berikut ini adalah data yang diambil dari satu orang pengguna alat. Pengguna mengatur kecepatan langkahnya agar tetap konstan. Dan didapatkan sebuah pola perubahan sinyal yang hampir tetap.

Tabel 4.8 Perbandingan Kecepatan Langkah (1-2 m/s) dengan Pola Sinyal EKG

Kecepatan	Amplitudo			Selang Waktu			Jumlah detak / menit
	P	QRS	T	P	QRS	T	
1	1.85	2.4	1.9	0.09	0.07	0.36	120
1.5	1.85	2.4	1.9	0.08	0.06	0.32	130
2	1.85	2.4	1.9	0.08	0.06	0.28	152

Dari data ini, kita dapat menyimpulkan bahwa ketika kecepatan berubah maka bagian dari sinyal EKG yang berubah dengan signifikan adalah selang waktu sinyal T, sesuai dengan yang dinyatakan dalam Lang, Sibernagel, 2007, Patofisiologi, Jerman.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Dari penelitian ini dapat disimpulkan beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Telah berhasil dirancang suatu sistem yang dapat memantau aktivitas jantung dan aktivitas langkah. Dengan pengembangan sebagai berikut :
 - Ditambahkan sistem penyimpanan dengan kartu memori 1Gb
 - *Sampling time* 17ms, dengan menggunakan timer2.
2. Perbandingan sinyal jantung berdasarkan hasil uji alat:
 - Amplitudo P, QRS dan T adalah 2 : 2,6 : 2,1 mengalami perubahan perbandingan pada sinyal QRS. Turun sebesar 38 % dari acuan.
 - Perbandingan interval sinyal EKG adalah 1,6 : 1 : 5 hasil ini mendekati perbandingan pada literatur tetapi interval sinyal T lebih panjang dari literature.
 - Perbandingan luas sinyal EKG adalah 1 : 2 : 4.
3. Sinyal jantung akan mengalami perubahan seiring dengan peningkatan aktivitas langkah, mengalami penambahan jumlah dan penyempitan selang waktu. Berdasarkan Tabel 4.8 yang mengalami perubahan signifikan adalah panjang sinyal T, yang menjadi lebih singkat.

5.2.Saran

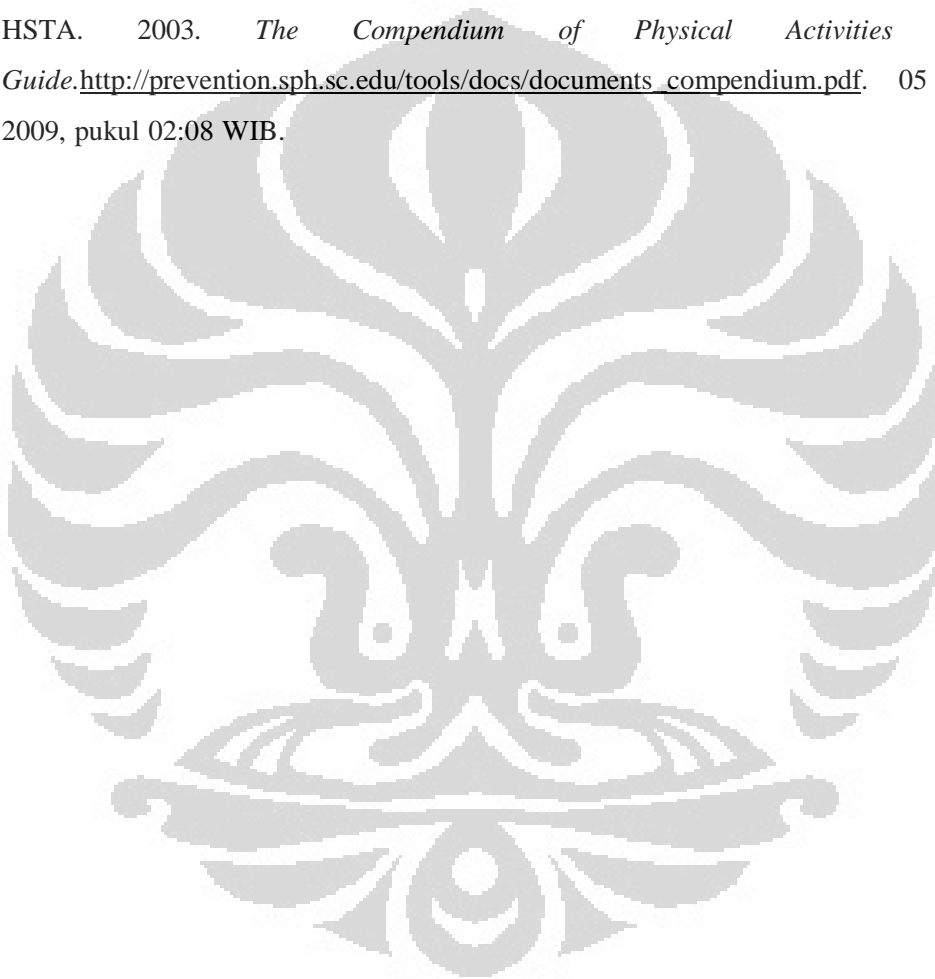
Pada pengembangan lebih lanjut, sangat disarankan untuk melakukan kerja sama dengan teman-teman dari peminatan Fisika Medis, sehingga interpretasi data-data yang didapat menjadi lebih baik. Kerja sama dengan pihak industri atau pemerintah akan sangat menunjang kebutuhan dana dalam penelitian ini. Akan sangat baik bila pada penelitian berikutnya digunakan lebih dari satu buah akselerometer dan ditambahkan sensor temperatur tubuh, sehingga aktivitas fisik manusia akan terpantau dengan lebih baik.

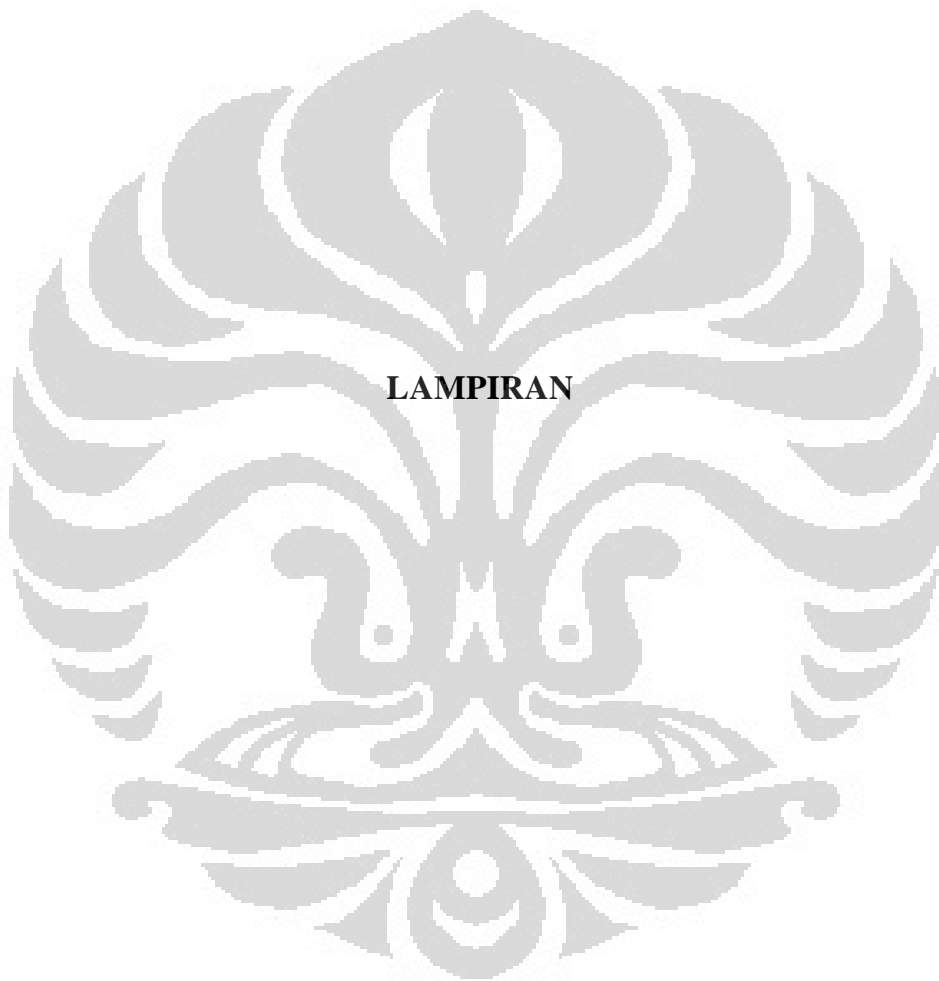
DAFTAR REFERENSI

- [1] Wong, T.C., J.G. Webster, H.J. Montoye, dan R. Washburn. 1981. Portable accelerometer device for measuring human energy expenditure. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 28(6): 467-471.
- [2] Chen, K.Y. dan M. Sun. 1997. Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer. *J. Appl. Physiol.* 83(6): 2112-2122.
- [3] MMA7260Q. 2005. *Freescale Semiconductor Technical Data*. Freescale Semiconductor, Inc.
- [4] Goutama, Andes. 2008. Pemantauan Aktivitas Fisik Pasien Menggunakan Akselerometer Berbasis Teknologi Bluetooth. Departemen Fisika FMIPA UI.
- [5] Indraswari, Septriawulan. 2005. Studi Awal Perancangan Perangkat Monitor Portable Aktivitas Pasien berbasis akselerometer ADXL202 Dengan menggunakan Labview™. Departemen Fisika FMIPA UI.
- [6] Vittorio, Salvatore A. 2001. *Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. <http://www.csa.com/discoveryguides/mems/overview.php>, 12 Juli 2009, pukul 12:29 WIB.
- [7] Luo, H., G. Zhang, L.R. Carley, dan G.K. Fedder. 2002. *A post-CMOS micromachined lateral accelerometer*. *J. MEMS*. 11(3): 188-195.
- [8] Hasugian, Rudy. 2007. Analisa Aktivitas Gerak Tubuh Dengan Akselerometer MMA7260Q Secara Wireless. Departemen Fisika FMIPA UI.
- [9] Novotny. *Silicon micro accelerometers*. 9 hlm. www.ad.tut.fi/aci/courses/7606010/pdf/Microaccelerometers.pdf. 17 Oktober 2009, pukul 11:04 WIB.
- [10] John G. Webster, 1998, *Medical Instrumentation Application and Design*, John Wiley & Sons, Inc, Canada.
- [11] HSTA. 2003. *Understanding and Using MET Values*. http://www.wv-hsta.org/cdc_chc/walking_mets_table.htm, 17 Oktober 2009, pukul 10.09 WIB.
- [12] AN3107. 2005. *Freescale Semiconductor Application Note*. Freescale Semiconductor, Inc.
- [13] Fitriyah, Linda. 2007. Gerak aktivitas Pasien Berbasis Akselerometer MMA7260Q Dengan Menggunakan Labview™. Departemen Fisika FMIPA UI.

- [14] Purnomojati, Budi. 2009. Rancang Bangun Alat Pengintai Berbasis Kamera JPEG dan Mikrokontroler AVR. Departemen Fisika FMIPA UI.
- [15] Atmel Corporation. 2008. *Datasheet ATmega128(L)*. Diunduh dari <http://www.atmel.com/dyn/resources/proddocuments/doc2467.pdf>. 16 Mei 2009, pukul 10:06 WIB.
- [16] SanDisk. 2004. *Multi Media Card/RS-MultiMediaCard Product Manual*. SanDisk Corporation. http://mipsa.p.lodz.pl/download/BazaWiedzy/pamieci_masowe/manual-rs-mmecv1.0.pdf. 11 Februari 2009, pukul 12:49 WIB.
- [17] Hielmy. 2009. *Perbedaan Fat, Fat 32, NTFS*. Diunduh dari <http://armadapds.wordpress.com/perbedaan-fat-fat-32-ntfs/>. 13 September 2009, pukul 04:15 WIB.
- [18] Innovative Electronics. 2008. *Datasheet EMS SD/MMC/FRAM*. http://www.innovativeelectronics.com/innovative_electronics/download_files/artikel/AN_SD_CVAVR.pdf. 04 Februari 2009, pukul 11:17 WIB.
- [19] Hielmy. 2009. *Perbedaan Fat, Fat 32, NTFS*. Diunduh dari <http://armadapds.wordpress.com/perbedaan-fat-fat-32-ntfs/>. 13 September 2009, pukul 04:15 WIB.
- [20] [20]. Yadi. 2009. *System File Microsoft (FAT/NTFS)*. Diunduh dari <http://borneoblogspot.blogspot.com/2009/03/system-file-microsoft-fat-ntfs.html>. 12 Agustus 2009, pukul 07:16 WIB.
- [21] Delta Electronic. 2009. *Real Time Clock Menggunakan I2C Bus pada Modul DST-52*. Diunduh dari <http://delta-electronic.com/article/wp-content/uploads/2008/09/an0114.pdf>. Pada 13 September 2009, pukul 15:30 WIB.
- [22] Maxim Data Sheet. 2004. *DS1307 64 x 8, Serial, I2C Real-Time Clock*. Maxim Integrated Products, Inc.
- [23] Putra, Agfianto Eko. 2009. *Tutorial AT89: RTC DS1307 (64 x 8 Serial Real-Time Clock)*. <http://agfi.staff.ugm.ac.id/blog/index.php/2009/02/tutorial-at89-rtc-ds1307-64-x-8-serial-real-time-clock/>. 27 Agustus 2009, pukul 14:58 WIB.
- [24] Kusuma Wijaya, Sastra. 2006. *Diktat Kuliah Elektronika III*. Departemen Fisika FMIPA UI.
- [25] Innovative Electronics. 2005. *Datasheet DT-I/O²C Peripheral*. http://www.innovativeelectronics.com/innovative_electronics/download_files/artikel/Manu

- al_DT-IO_I2C_Peripheral.pdf. 22 Oktober 2009, pukul09:14 WIB.
- [26] Bishop, R.H. 2004. *Learning with LabVIEW™ 7 express*. Pearson Education, Inc., New Jersey: xx + 571.
- [27] LabVIEW™. 2000. *LabVIEW™ Basics I Course Manual*. National Instruments Corporation.
- [28] AN3461. 2007. *Freescale Semiconductor Application Note*. Freescale Semiconductor, Inc.
- [29] HSTA. 2003. *The Compendium of Physical Activities Tracking Guide*.http://prevention.sph.sc.edu/tools/docs/documents_compendium.pdf. 05 Oktober 2009, pukul 02:08 WIB.

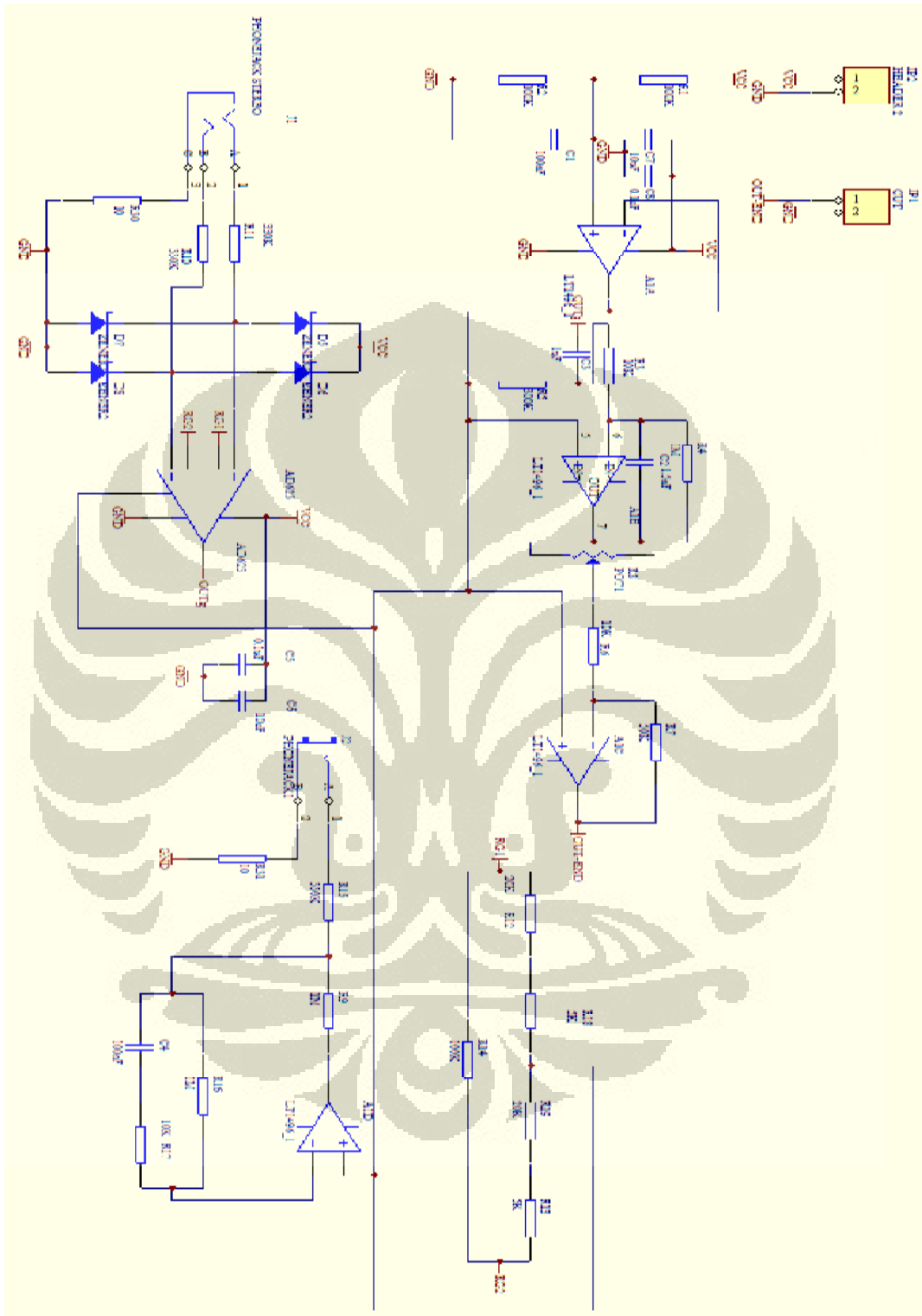




Skematik EKG

Lampiran 1

Universitas Indonesia



LAMPIRAN 2

Program Pengembangan ECG Mikrokontroler

\$regfile = "M128def.dat "

\$crystal = 8000000

'11059200

Universitas Indonesia


```

Open Filename For Output As #12
For Banyak = 1 To 1000

    T = Getadc(channela)
    Tima_1 = Timer3 + Tima_1
    Timer3 = 0
    Print Timer3
    Tim1 = Tima_1 * 0.000001
    U = Getadc(channelb)
    V = Getadc(channelc)
    W = Getadc(channeld)
    Teg1 = T / 1023
    Teg2 = U / 1023
    Teg3 = V / 1023
    Teg4 = W / 1023
    Teg1 = Teg1 * 3.8
    Teg2 = Teg2 * 3.8
    Teg3 = Teg3 * 3.8
    Teg4 = Teg4 * 3.8
    Z1 = Fusing(teg1 , "#.##")
    Z2 = Fusing(teg2 , "#.##")
    Z3 = Fusing(teg3 , "#.##")
    Z4 = Fusing(teg4 , "#.##")
    Tima = Fusing(tim1 , "#.###")

    Print "Tegangan A,B,C,D" ; " " ; Z1 ; " " ; Tima ; " " ; Z2 ; " " ; Z3 ; " " ; Z4
    Incr Channel

    If Channel > 3 Then Channel = 0

        Print #12 , Z1 ; " " ; Tima ; " " ; Z2 ; " " ; Z3 ; " " ; Z4
        Stop Timer3
        Start Timer3

    Next

    Close #12
    Second = Second + 1

End Sub

```