

**RANCANG BANGUN PROTOTIPE
PERANGKAT PEMANTAUAN AKTIVITAS FISIK TUBUH
NIRKABEL BERBASISKAN KOMPUTER**



TESIS

**EDWAR ISWARDY
6305220149**

**PROGRAM PASCASARJANA FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS INDONESIA
DEPOK
2008**



UNIVERSITAS INDONESIA

**RANCANG BANGUN PROTOTIPE PERANGKAT PEMANTAUAN
AKTIVITAS FISIK TUBUH NIRKABEL BERBASIS KOMPONER**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains

**EDWAR ISWARDY
6305220149**

**KEKHUSUSAN INSTRUMENTASI
PROGRAM PASCASARJANA FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS INDONESIA
DEPOK, 2008**

LEMBAR PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh:

Nama : Edwar Iswardy
NPM : 6305220149
Program Studi : Pascasarjana Fisika
Judul : Rancang Bangun Prototipe Perangkat Pemantauan Aktivitas Fisik Tubuh Nirkabel Berbasiskan Komputer

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing

Penguji

Dr. Sastra Kusuma Wijaya

Dr. Santoso Sukirno

Penguji

Penguji

Dr. Prawito

Dr. Eng. Supriyanto, M.Sc

Mengetahui,
Program Studi Magister Fisika
Program Pascasarjana FMIPA-UI
Ketua

Dr. Dedi Suyanto
NIP. 130 935 271

Depok, Juni 2008

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, penulis mengucapkan puji syukur ke hadirat Allah SWT atas limpahan rahmat dan karunia-Nya sehingga tesis ini dapat diselesaikan. Selawat dan salam bagi Baginda Muhammad SAW, teladan utama yang telah menyampaikan ajaran agung untuk keselamatan umat manusia dunia dan akhirat. Tesis dengan judul “*Rancang Bangun Prototipe Perangkat Pemantauan Aktivitas Fisik Nirkabel Berbasis Komputer*” disusun untuk memenuhi salah satu persyaratan dalam menyelesaikan pendidikan magister pada program Pascasarjana Fisika Kekhususan Instrumentasi Fakultas Matematika dan ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa tesis ini masih banyak kelemahan, baik dari segi substansi maupun metodologi penelitian. Masa yang tidak singkat telah penulis lalui dalam penyelesaian tesis ini dengan berbagai hambatan dan rintangan. Banyak pihak yang telah membantu penyelesaian tesis ini, semoga Allah membalasnya. Penulis mengucapkan terima kasih yang tak terhingga kepada:

1. Orang tua tercinta Ayahanda Iskandar Abdullah Dan Ibunda Iswarina Ismail, juga mertua saya Ayahanda Muzakkir Saleh dan Ibunda Farida Hanum, dengan segala rasa *ta'dhim* semoga keselamatan dan kebahagiaan ilahi atas mereka semua.
2. Istri tercinta Sri Fitriyani dan putri kecil kami tersayang Alya Zharifa, atas segala cinta kasih, doa, dan upaya yang telah kita bagi dan reguk bersama. Terima kasih atas semua pengorbanan, pengertian, dan kesetiiaannya mendampingi penulis semoga langkah hidup kita akan senantiasa diiringi limpahan karunia, keridhaan dan keberkahan dari Allah SWT.
3. Keluarga besar kami Adinda Erlida Susiana, Bang Abdul Gani, Dek Qiqi, Adinda Nia Niza Trisna, Adinda Zulhadi Sahputra, Adinda Marlisa Rahmi, Yah Wi, Mak Ayah, Pak Ayah, Cek Adi, Cek Upik, serta keluarga besar di Meuredu, Ujong Rimba, Banda Aceh, dan Matang Glumpang Dua.
4. Bapak Dr. Sastra Kusuma Wijaya, selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktu dan pemikiran untuk memberikan arahan dan bantuan dalam penyelesaian tesis ini.

5. Bapak Dr. Santoso Sukirno, Dr. Prawito, dan Dr. Eng. Supriyanto, M.Sc selaku penguji, Bapak Dr. Dedi Suyanto selaku ketua program studi magister fisika, beserta seluruh staf pengajar program pascasarjana fisika Universitas Indonesia yang telah memberikan pengajaran dan keilmuan secara tulus kepada penulis. Terima kasih juga kepada Bapak Suparman atas bantuan administrasi di sekretariat program magister fisika.
6. Kepada kolega di Jurusan Fisika FMIPA Universitas Syiah Kuala Banda Aceh, dekanat FMIPA Unsyiah, dan SPMU TPSDP Unsyiah.
7. Kepada teman-teman seperjuangan angkatan 2005 Magister Fisika Kekhususan Instrumentasi; M. Yiwansyah Mega, T.M.A Noval Asril, Fuad Zainuri, Maghfirawati, dan lain-lain atas bantuan dan persahabatannya yang tak terlupakan.
8. Kepada warga Wisma Lia; Dedek, Anwar Puteh, Daus, Mbak Sanem sekeluarga, dan lain-lain atas segala kebersamaannya di perantauan.

Akhirnya penulis mengharapkan semoga tulisan ini bermanfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan. Saran dan kritik yang membangun senantiasa penulis harapkan.

Depok, Juni 2008
Penulis,

Edwar Iswardy

ABSTRAK

Nama : Edwar Iswardy
Pembimbing : Dr. Sastra Kusuma Wijaya
Program Studi : Pascasarjana Fisika
Judul : Rancang Bangun Prototipe Perangkat Pemantauan Aktivitas Fisik Nirkabel Berbasiskan Komputer

Telah dibuat suatu prototipe untuk memantau dan mengukur aktivitas fisik tubuh manusia secara nirkabel menggunakan sensor akselerometer berbasiskan mikrokontroler dan komputer, yang dinamakan SPAFT-NA (Sistem Pemantau Aktivitas Fisik Tubuh Nirkabel berbasis Akselerometer). Prototipe menggunakan catu daya tunggal +3V. Sistem perangkat mempunyai kinerja yang baik dimana kesalahan pengukuran dalam besaran g (gravitasi) di bawah 5.1% dan koefisien korelasi antara pengukuran sudut kemiringan dengan tegangan keluaran lebih besar dari 0.99. Sistem dapat mendeteksi perbedaan jenis aktivitas fisik tubuh manusia seperti berdiri, duduk, tidur, berjalan, berlari, dan naik tangga, secara *realtime* dan simultan pada sumbu XYZ. Di samping itu, prototipe juga dapat berfungsi sebagai pedometer untuk mengukur data aktivitas dinamis seperti jumlah langkah, jarak tempuh, lama aktivitas, dan energi yang dipakai selama aktivitas. Sistem peralatan menunjukkan hasil pengukuran yang sama baiknya dengan produk pedometer komersial (Omron HJ-113). Bahkan, prototipe memperlihatkan kinerja yang lebih baik karena dapat mengukur pemakaian energi untuk aktivitas yang berbeda.

Kata kunci : aktivitas fisik, akselerometer, telemetri, pedometer, mikrokontroler, LabVIEW

ABSTRACT

Nama : Edwar Iswardy
Tutor : Dr. Sastra Kusuma Wijaya
Study Program : Pascasarjana Fisika
Title : Design and Development of A Wireless Prototype for Monitoring Human Body's Physical Activities Based on Computer

A wireless prototype for monitoring and measuring physical activities of human body has been made using accelerometers based on microcontroller and computer named as SAFT-NA (Sistem Pemantau Aktivitas Fisik Tubuh Nirkabel berbasis Akselerometer). The prototype has had low power system using +3V single supply. It shown that error range in term of g (gravitation) was below 5.1% and the coefficient of correlation between measure tilt and output voltage was greater 0.99. The system could detect different human body's activities such as standing, sitting, lying, walking, running, and stepping up the stair, in realtime and simultaneously on XYZ-axis. Moreover, it acted as a pedometer for measuring dynamic activities, such as number of step, distances, time span, and energy expenditure. It shown that the system had a good correlation with a commercial product (Omron HJ-113). However, it shown that the system had better performance as it could calculate energy expenditure for different activities.

Keywords: physical activity, accelerometer, telemetry, pedometer, microcontroller, LabVIEW.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
KATA PENGANTAR	iii
ABSTRAK	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR LAMPIRAN	xiii
1. PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan Masalah.....	2
1.3. Tujuan.....	2
1.4. Manfaat.....	3
1.5. Batasan Masalah.....	3
2. TINJAUAN KEPUSTAKAAN	5
2.1. Pemantauan Aktivitas Fisik Manusia.....	5
2.2. Teknologi <i>Micro Electro Mechanical System (MEMS)</i>	7
2.3. Sensor Akselerometer.....	8
2.3.1. Prinsip Dasar Akselerometer.....	10
2.3.2. Akselerometer Kapasitif.....	11
2.3.3. Akselerometer MMA7260Q dan MMA6280Q Freescale.....	12
2.4. Mikrokontroler.....	15
2.5. Telemetri.....	20
2.5.1. Modulasi Digital.....	20
2.5.2. Transceiver TRW 2.4G Wenshing.....	22
2.6. Komputer.....	28
2.7. Port Serial.....	28
2.8. Bahasa Pemrograman LabVIEW.....	29
3. PERANCANGAN SISTEM	31
3.1. Blok Diagram Sistem Rancangan Peralatan.....	31
3.2. Perancangan Perangkat Keras.....	32
3.2.1. Sistem Sensor Akselerometer.....	34
3.2.2. Pengkondisi Sinyal.....	36
3.2.3. Sistem Minimum Mikrokontroler.....	37
3.2.4. Transceiver dan Antarmuka Mikrokontroler.....	39
3.2.5. Port Serial dan Antarmuka Mikrokontroler.....	39
3.2. Perancangan Perangkat Lunak.....	39
3.3.1. Program Aplikasi Mikrokontroler.....	40
3.3.2. Program Aplikasi Komputer.....	46

4. METODOLOGI PENELITIAN.....	50
4.1. Waktu dan Tempat.....	50
4.2. Prosedur Penelitian.....	50
4.3. Alat dan Bahan.....	56
5. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	58
5.1. Hasil.....	58
5.1.1. Perangkat Keras.....	58
5.1.2. Perangkat Lunak	58
5.1.3. Kalibrasi Sensor MMA7260Q/MMA6280Q.....	61
5.1.4. Pengujian Linearitas Sensor.....	62
5.1.5. Pengujian Kerja Filter Digital.....	62
5.1.6. Data Pengujian Tanggapan Fungsí Kerja Sistem.....	63
5.1.7. Data Pengujian Karakteristik <i>Baseline</i> Keluaran Aktivitas Statis dan Dinamis.....	65
5.1.8. Data Pengujian Fungsi Pedometer.....	66
5.1.9. Pengujian Spesifikasi Lain.....	67
5.2. Pembahasan.....	68
5.2.1. Perangkat Keras dan Perangkat Lunak.....	68
5.2.2. Kalibrasi Sensor MMA7260Q/MMA6280Q.....	68
5.2.3. Linearitas Sistem.....	70
5.2.4. Filter Digital.....	72
5.2.5. Tanggapan Fungsí Kerja Sistem.....	72
5.2.6. Karakteristik <i>Baseline</i> Keluaran Aktivitas Statis dan Dinamis.....	72
5.2.7. Fungsi Pedometer.....	74
6. KESIMPULAN DAN SARAN.....	75
6.1 Kesimpulan.....	75
6.2 Saran.....	76
DAFTAR REFERENSI.....	77
LAMPIRAN	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.	Deskripsi sensor akselerometer teknologi MEMS.....	8
Gambar 2.	Diagram tipikal akselerometer.....	10
Gambar 3.	Diagram akselerometer kapasitif diferensial.....	11
Gambar 4.	Blok diagram sederhana sensor akselerometer MMA7260Q...	12
Gambar 5.	Model sederhana tansduser akselerometer kapasitif.....	13
Gambar 6.	Antarmuka mikrokontroler dengan piranti luar.....	15
Gambar 7.	Blok diagram mikrokontroler AVR ATmega8L.....	17
Gambar 8.	Blok diagram mikrokontroler AVR ATmega8535L.....	18
Gambar 9.	Blok diagram ADC dengan metoda pendekatan beruntun.....	19
Gambar 10.	Modulasi digital metoda FSK.....	21
Gambar 11.	Contoh BFSK (<i>Binary FSK</i>).....	21
Gambar 12.	Cara kerja shockburst dengan kecepatan clock 10Kbps.....	23
Gambar 13.	Konsumsi daya dengan mode direct dan shockburst.....	24
Gambar 14.	Diagram alir Pengiriman pada mode shockburst.....	24
Gambar 15.	Diagram alir Penerimaan mode shockburst.....	25
Gambar 16.	Diagram pewaktuan pengiriman pada mode shockburst.....	27
Gambar 17.	Diagram pewaktuan penerimaan pada mode shockburst.....	27
Gambar 18.	Front Panel Kosong LabVIEW.....	30
Gambar 19.	Block Diagram Kosong LabVIEW.....	30
Gambar 20.	Blok diagram rancangan sistem peralatan.....	31
Gambar 21.	Rangkaian accelerometer transceiver yang disederhanakan....	33
Gambar 22.	Rangkaian Accelerometer Tranceiver yang disederhanakan...	34
Gambar 23.	Diagram sistem rangkaian MMA7260Q atau MMA6280Q yang direkomendasikan.....	35
Gambar 25.	Hubungan antarmuka dengan mikrokontroler.....	37
Gambar 26.	Flowchat program mikrokontroler untuk Accelerometer Transceiver.....	43
Gambar 27.	Diagram alir program mikrokontroler untuk Base Transceiver	45
Gambar 28.	Diagram alir program LabVIEW.....	46
Gambar 29.	Diagram alir program pedometer.....	49

Gambar 30.	Referensi kalibrasi nilai keluaran sensor pada sensitivitas 1.5g, tegangan kerja 3.3 V, dan suhu 25°C.....	51
Gambar 31.	Pengujian linearitas keluaran sensor.....	53
Gambar 32.	Orientasi penempatan sensor pada subyek uji.....	54
Gambar 33.	Ilustrasi aktivitas statis dan dinamis.....	55
Gambar 34.	Tampilan panel konfigurasi port serial dan pemilihan sensitivitas sensor.....	59
Gambar 35.	Panel tampilan chart sinyal percepatan aktivitas tubuh.....	59
Gambar 36.	Panel tampilan pedometer aktivitas tubuh statis.....	60
Gambar 37.	Panel tampilan pedometer aktivitas tubuh dinamis.....	60
Gambar 38.	Sinyal keluaran salah satu sumbu sensor sebelum dikenakan filter <i>moving average</i>	62
Gambar 39.	Sinyal keluaran salah satu sumbu sensor setelah dikenakan filter <i>moving average</i>	63
Gambar 40.	Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dalam keadaan statis dengan sensitivitas 1.5g.....	63
Gambar 41.	Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu X 1.5g.....	64
Gambar 42.	Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu Y 1.5g.....	64
Gambar 43.	Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada Posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu Z 1.5g.....	64
Gambar 44.	Grafik linearitas keluaran setiap sumbu.....	71

DAFTAR TABEL

Tabel 1.	Beberapa aktivitas yang terdaftar dalam <i>Compendium</i>	6
Tabel 2.	Kategori nilai BMI.....	7
Tabel 3.	Contoh kejadian dalam satuan gravitasi.....	9
Tabel 4.	Beberapa akselerometer 3 sumbu <i>low-g MEMS</i> komersial....	9
Tabel 5.	Deskripsi pilihan pin g-select untuk sensitivitas.....	13
Tabel 6.	Deskripsi pin akselerometer MMA7260.....	15
Tabel 7.	Spesifikasi TRW-2.4G.....	22
Tabel 8.	Fungsi pin tranceiver TRW-2.4 G.....	23
Tabel 9.	Mode utama TRW-2.4G.....	23
Tabel 10.	Penjelasan konfigurasi word.....	26
Tabel 11.	Bagian-bagian paket data.....	26
Tabel 12.	Pembacaan kode karakter string dalam desimal.....	44
Tabel 13.	Identifikasi header untuk setiap kanal ADC.....	47
Tabel 14.	Nilai acuan kalibrasi keluaran sensor pada tegangan kerja 3.3V dan suhu 25 °C.....	52
Tabel 15.	Rekapitulasi nilai acuan kalibrasi pada tegangan kerja 3.3V dan suhu 25 °C.....	52
Tabel 16.	Nilai aktual keluaran sensor pada tegangan kerja 3V, dan sensitivitas 1.5g.....	61
Tabel 17.	Data uji linearitas keluaran sensor berdasarkan <i>tilt</i> pada 1.5g	62
Tabel 18.	<i>Baseline</i> keluaran sensor untuk aktivitas berdiri.....	65
Tabel 19.	<i>Baseline</i> keluaran sensor untuk aktivitas duduk.....	65
Tabel 20.	<i>Baseline</i> keluaran sensor untuk aktivitas tidur.....	65
Tabel 21.	<i>Baseline</i> puncak keluaran sensor untuk aktivitas berjalan.....	66
Tabel 22.	<i>Baseline</i> puncak keluaran sensor untuk aktivitas berlari.....	66
Tabel 23.	<i>Baseline</i> puncak keluaran sensor untuk aktivitas naik tangga	66
Tabel 24.	Pembacaan fungsi kerja prototipe pedometer SPAFT-NA.....	67
Tabel 25.	Pembacaan fungsi kerja pedometer komersial OMRON tipe HJ-113.....	67

Tabel 26.	Nilai teoretis pembanding hasil kerja pedometer.....	67
Tabel 27.	Data sensitivitas keluaran sensor pada 1.5g	68
Tabel 28.	Nilai kalibrasi percepatan sensor pada +1g dengan sensitivitas 1.5g.....	69
Tabel 29.	Nilai kalibrasi percepatan sensor pada -1g dengan sensitivitas 1.5g.....	70



DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran 1. Data Kalibrasi Sensitivitas Sensor
- Lampiran 2. Data Hasil Pengukuran Rata-rata *tilt* (Default 1.5 g) untuk Uji Linearitas
- Lampiran 3. Data Pengujian Tanggapan Fungsi Kerja Sistem
- Lampiran 4. *Baseline* Keluaran Sensor untuk Aktivitas Statis
- Lampiran 5. *Baseline Peak* Keluaran Sensor untuk Aktivitas Dinamis
- Lampiran 6. Data Pengujian Fungsi Pedometer
- Lampiran 7. Program Aplikasi Mikrokontroler
- Lampiran 8. Orientasi Posisi Penempatan Sensor MMA7260Q/6280Q untuk Kalibrasi
- Lampiran 9. Program Aplikasi Komputer
- Lampiran 10. Bentuk Fisik Sistem Perangkat Keras
- Lampiran 11. Penempatan Sensor pada Subyek Uji
- Lampiran 12. Biodata Peneliti

1. PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Perangkat pemantau kesehatan nirkabel merupakan piranti yang mampu mengukur sinyal fisiologis pasien tanpa menggunakan kabel secara langsung ke alat pemantau. Oleh karena itu, pemantauan kesehatan dapat dilakukan meskipun pasien sedang beraktivitas, pasien tidak satu ruangan dengan paramedis, terjadi kondisi darurat, dan sebagainya. Sinyal fisiologis yang dipantau seperti; denyut jantung, keadaan kerigat (*galvanic skin response* atau GSR), jumlah energi (pembacaan pedometer), suhu kulit, dll.

Alat sejenis banyak tersedia di pasaran sebagai indikator, seperti jam kompak, yang menampilkan data yang tidak kontinyu. Ada juga alat yang dapat menyimpan data secara periodik dan kemudian dapat diunduh ke komputer dan dianalisis^[1]. Saat ini berbagai macam peralatan pemantau pasien dikembangkan. Ada peralatan sederhana yang digunakan hanya untuk memantau aktivitas fisik dan yang lebih rumit peralatan untuk memantau keadaan fisiologis pasien selama 24 jam. Peralatan dibuat dengan berbagai macam teknik dan cara kerja. Di samping itu perkembangan *mobile technology* menyebabkan penelitian tentang pemanfaatan sensor tunggal secara nirkabel menjadi lebih populer^[2].

Pemantauan aktivitas fisik menjadi penting karena terdapat hubungan yang erat antara kondisi kesehatan dengan aktivitas fisik^[3]. Aktivitas fisik seseorang menunjukkan jumlah waktu yang terlibat dalam aktivitas dinamik, seperti berjalan atau berlari, juga pada aktivitas statik, seperti duduk, berdiri, atau berbaring^[4], atau kombinasi keduanya.

Dalam pengukuran aktivitas fisik, akselerometer dikenakan pada salah satu bagian tubuh, seperti pada pergelangan tangan^[5, 6, 7] dan pinggang^[8, 9, 10]. Penggunaan pada pergelangan tangan ketika aktivitas statis di mana subyek lebih banyak duduk^[5] sangat berguna dalam mendeteksi kondisi tidur atau terjaga dari pasien^[11, 6, 7]. Sedangkan penggunaan pada pinggang dan kaki lebih ditujukan untuk memonitor aktivitas dinamis, seperti pada aktivitas berjalan dan berlari. Untuk mendeteksi keadaan postur, akselerometer dapat dikombinasikan penggunaannya pada kaki, pinggang, dan dada.

Pemantauan kesehatan fisik jangka panjang dengan menggunakan perangkat pemantauan merupakan indikator yang baik bagi keadaan kesehatan seseorang secara keseluruhan. Hal ini juga dapat mengurangi biaya pemeliharaan kesehatan secara umum dan meningkatkan efisiensi kerja praktisi kesehatan. Oleh karena itu sangat diperlukan adanya alat yang dapat membantu pemantauan kesehatan fisik. Selain itu salah satu hal penting dalam pelayanan kesehatan adalah mutu layanan. Untuk itu diperlukannya peralatan-peralatan yang mendukung mutu layanan tersebut. Salah satu peralatan yang penting adalah alat pemantauan aktivitas pasien dengan desain yang portabel, ekonomis, dan fleksibel dalam penggunaan. Dengan adanya peralatan tersebut diharapkan akan memberikan hasil perawatan yang aman, nyaman dan efektif bagi pasien dalam pelayanan kesehatan.

1.2. Perumusan Masalah

Seiring dengan kemajuan teknologi yang menuntut adanya kebutuhan peningkatan kualitas hidup dengan menjaga kesehatan (health care). Salah satu upaya yang dapat dilakukan adalah melalui penilaian aktivitas fisik. Namun peralatan pemantau tersebut juga harus aman, nyaman, ekonomis, dan akurat. Peralatan pemantau aktivitas fisik yang sudah ada saat ini umumnya cukup mahal dan kurang nyaman untuk dipakai secara bebas gerak (*mobile*). Oleh karena itu perlu dikembangkan kembali suatu perangkat pemantau aktivitas fisik pasien yang memenuhi kriteria tersebut dengan menggunakan sensor gerakan percepatan yakni akselerometer. Ingin dibuat perangkat pemantau pada tiga titik tinjauan penempatan sensor yaitu kaki, paha, dan dada, untuk mendapatkan informasi tentang aktivitas seseorang.

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah;

- a. Merancang dan membuat prototipe perangkat keras sistem akuisisi data untuk pemantauan aktivitas fisik dengan memakai sensor akselerometer menggunakan mikrokontroler, yang langsung bisa diuji pada subyek data.

- b. Memanfaatkan teknologi nirkabel (wireless) frekuensi radio untuk komunikasi antara data remote sensor dari pasien dengan komputer kerja.
- c. Membuat perangkat lunak sistem *data acquisition* untuk mengakuisisi data dan mengolah data dari *front-end* sistem peralatan pemantau menggunakan bahasa pemrograman Bascom.
- d. Membuat perangkat lunak sistem *data forwarding* untuk mengirimkan data secara nirkabel melalui frekuensi radio menggunakan mikrokontroler memakai bahasa pemrograman Bascom.
- e. Membuat perangkat lunak sistem *data processing* untuk mengakuisisi dan mengolah data dari mikrokontroler untuk dapat ditampilkan dilayar monitor komputer stasiun secara *realtime* menggunakan bahasa pemrograman grafis LabVIEW.

1.4. Manfaat

Hasil penelitian berupa peralatan pemantau aktivitas fisik dapat bermanfaat khususnya bagi institusi layanan kesehatan seperti departemen kesehatan, institusi pendidikan, rumah sakit dan klinik, institusi olah raga, maupun individu. Peralatan dapat digunakan sebagai sarana praktikum, sarana penelitian lanjutan, untuk diagnosis awal maupun untuk terapi kesehatan.

Diharapkan penelitian ini pada jangka pendek akan menghasilkan peralatan yang aman, nyaman, dan akurat. Pada jangka panjang diharapkan akan meningkatkan kualitas pelayanan kesehatan sehingga dapat menekan kejadian penyakit yang berkaitan dengan pengurangan biaya pemeliharaan kesehatan (*healthcare cost*).

1.5. Batasan Permasalahan

Penelitian dibatasi pada perancangan dan pembuatan prototipe alat pemantau aktivitas fisik subyek dengan menggunakan sensor akselerometer meliputi sistem akuisisi data dari sensor, sistem komunikasi data menggunakan mikrokontroler dengan komunikasi radio frekuensi wireless, dan sistem pengolahan data menggunakan komputer. Perancangan dilakukan meliputi hardware dan software. Penelitian ini menggunakan tiga buah sensor

akselerometer yaitu dua buah tipe MMA7260Q dengan tiga sumbu (XYZ) dan satu buah tipe MMA6280Q dengan dua sumbu (XZ). Aktivitas fisik yang dipantau dibatasi pada beberapa aktivitas dasar manusia baik aktivitas statis maupun aktivitas dinamis. Aktivitas statis yang dipantau yaitu duduk, berdiri, dan tidur. Sedangkan aktivitas dinamis yang dipantau adalah berjalan, berlari, dan naik tangga. Pengujian pada subyek data dilakukan hanya untuk menguji kinerja peralatan, tanpa mempertimbangkan anatomi dan fisiologi aktivitas manusia.



2. TINJAUAN KEPUSTAKAAN

2.1. Pemantauan Aktivitas Fisik Manusia

Perangkat monitor aktivitas fisik (*physical activity*) sangat berguna dalam bidang kesehatan, misalnya untuk mendeteksi kondisi pasien ^[12], mengukur tingkat kebugaran fisik berdasarkan pembakaran kalori ^[13], mempelajari aktivitas tubuh, dll. Suatu peralatan pemantauan tingkat aktivitas fisik seseorang yang akurat akan dapat menyediakan data klinik penting, terutama jika subyek adalah lansia atau pasien dengan kondisi patologik, yang mana keduanya termasuk dalam katagori mengalami kemunduran tingkat aktivitas fisik ^[14].

Beberapa sistem peralatan pemantau fungsi fisiologi tubuh dibuat dalam satu unit kompak dengan ambient sensor, sedangkan peralatan lain dibuat dengan teknik *wearable sensor* (misalnya sensor akselerometer atau giroskop) yang dapat dibawa serta oleh subyek yang bergerak ^[4]. Sistem *ambient sensor* membatasi akses pemantauan ketika subyek harus berpindah tempat (*mobility*).

Sistem-sistem peralatan ini biasanya berupa *data logging*, *data forwarding*, atau *data processing* ^[15]. Sistem data logging bertugas menyimpan data dari sensor ke dalam piranti data-logging untuk dianalisis secara offline. Sistem data forwarding akan melakukan transfer data dari sensor kepada stasiun analisis data menggunakan komunikasi wireless. Sistem data processing bertugas melakukan pengolahan dan analisis data dari sensor sesuai dengan kebutuhan. Stasiun pengolahan data biasanya berupa personal computer.

Berbagai metode dan perangkat telah dikembangkan ^[8, 11, 13, 16] untuk dapat mendeteksi aktivitas fisik manusia secara akurat, namun sebagian memiliki keterbatasan dalam segi ukuran perangkat yang besar dan tidak portabel sehingga cukup menyulitkan dalam segi operasional. Beberapa perangkat telah dikembangkan dalam versi portabel namun memiliki tingkat akurasi yang lebih rendah dibandingkan versi stasioner ^[16] sehingga masih diperlukan penelitian lebih lanjut untuk menghasilkan perangkat portabel dengan tingkat akurasi tinggi. Salah satu perangkat yang dapat dikembangkan adalah pedometer yang menggunakan sensor akselerometer untuk pemantauan aktivitas fisik manusia berdasarkan gerak tubuh dan menggunakan nilai *Metabolic Equivalent*.

Metabolic equivalent (MET) merupakan perbandingan *work metabolic rate* (nilai metabolis pada saat melakukan kerja) terhadap *resting metabolic rate* (nilai metabolis pada saat istirahat). Satu (1) MET merupakan besarnya energi (dalam kilokalori) yang digunakan orang dewasa pada saat beristirahat, yaitu sekitar 1 kilokalori per kilogram berat badan per jam (dinyatakan sebagai 1 kkal/kg.jam)

The Compendium of Physical Activities Tracking Guide telah mendata nilai MET (*MET values*) untuk lebih dari 600 aktivitas yang berbeda. Tabel 1 memperlihatkan contoh beberapa aktivitas yang terdaftar dalam *Compendium*. Nilai MET seperti pada Tabel 1 menunjukkan energi yang dibakar atau energi yang dipakai untuk melakukan aktivitas tersebut. Nilai MET juga dapat didefinisikan sebagai kelipatan dari nilai metabolis pada saat beristirahat. Hal ini berarti bahwa aktivitas berlari akan lebih banyak membakar energi dibandingkan dengan aktivitas duduk, demikian juga untuk aktivitas lainnya.

Tabel 1. Beberapa aktivitas yang terdaftar dalam *Compendium*^[17]

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
07040	1,2	berdiri	berdiri diam dengan tenang
07020	1,0	duduk	duduk diam menonton televisi
07011	1,0	tidur	berbaring terjaga dengan tenang
12030	8,0	berlari	berlari sedang (12 menit/mil)
17130	8,0	naik tangga	naik tangga, memanjat tangga dengan biasa

Berdasarkan nilai MET, total energi (kilokalori) yang digunakan oleh seseorang bergantung pada jenis aktivitas yang dilakukan, berat badan subyek, dan lamanya aktivitas tersebut dilakukan. Hal ini dinyatakan dalam suatu hubungan ^[18]:

$$\text{Energi (kcal)} = \text{nilai MET aktivitas} \times \text{berat badan (kg)} \times \text{waktu (jam)} \quad (1)$$

Selain itu, informasi kesehatan fisik seseorang juga dapat diketahui dengan nilai *Body Mass Index (BMI)*. BMI menginformasikan nilai indeks massa tubuh apakah berada dalam kategori keadaan kurus, normal, kegemukan I, atau kegemukan II berdasarkan berat badan dan tinggi badan subyek, yang dinyatakan oleh persamaan:

$$BMI = \frac{Bb}{(Tb)^2} \quad (2)$$

dimana Bb adalah berat badan dalam kilogram, dan Tb adalah tinggi badan dalam meter. Kategori status nilai BMI adalah seperti pada Tabel 2.

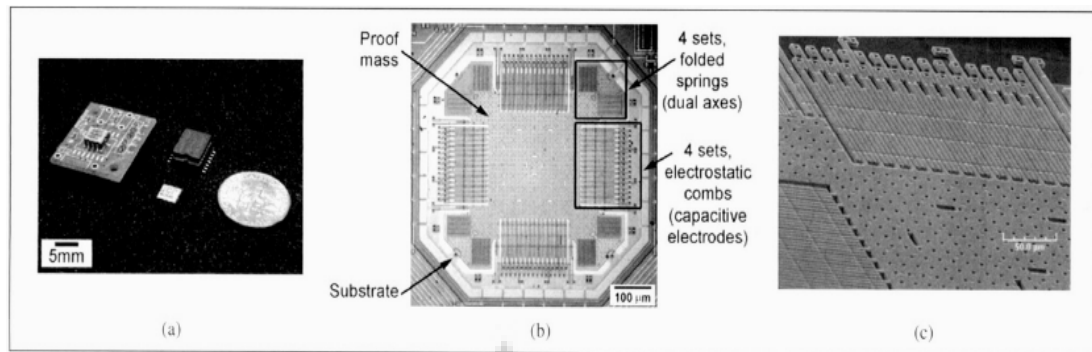
Tabel 2. Kategori nilai BMI

Kategori	Kurus	Normal	Kegemukan I	Kegemukan II
Nilai BMI	< 18.5	18.5 - 25	25 - 30	> 30

Omron Brochure, 2007

2.2. Teknologi *Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*

Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) merupakan teknologi mikromekanik dimana perangkat berukuran mikro terpadu yang terdiri dari elemen-elemen mekanis dan elektronis yang difabrikasi pada sebuah substrat silikon menggunakan teknologi *micromachine*. Produk-produk MEMS digunakan bersama komponen-komponen lain sebagai sensor atau aktuator, seperti sensor tekanan dan sensor percepatan (akselerometer) ^[19].



Gambar 1. Deskripsi sensor akselerometer teknologi MEMS: (a) Ukuran akselerometer, (b) Mikrograf akselerometer yang menunjukkan sensor mikroelektromekanik dengan *proff mass* yang berukuran $600 \times 600 \times 3 \mu\text{m}^3$, (c) gambar hasil SEM yang menunjukkan rangkaian elektrostatik sensor akselerometer ^[20].

2.3. Sensor Akselerometer

Akselerometer adalah sensor untuk mengkonversi besaran percepatan baik statis maupun dinamis menjadi sinyal listrik. Sensor akselerometer dapat menyediakan sinyal keluaran digital atau analog yang sebanding dengan akselerasi. Beberapa aplikasi sensor akselerometer yang sering digunakan adalah untuk mengukur vibrasi, *shock*, *tilt*, dan gaya inersial. Penerapan teknologi *MEMS* menyebabkan akselerometer menjadi semakin diminati ^[19, 21] dalam berbagai aplikasi; seperti dalam bidang otomotif, medis, industri, *video game*, militer, komputer, dan lain-lain.

Aplikasi akselerometer dalam pengukuran gaya inersial antara lain sebagai *airbag crash sensors*, sistem navigasi, dan kendali elevator. Dalam pengukuran vibrasi, akselerometer antara lain dapat digunakan untuk mendeteksi gempa bumi dan untuk mengukur kestabilan mesin. Akselerometer yang memiliki respons DC dapat mengukur percepatan statis gravitasi bumi sehingga dapat digunakan untuk menentukan orientasi posisi dalam ruang dua atau tiga dimensi serta mendeteksi perubahan *tilt* ^[22]. Hal ini sangat berguna antara lain dalam monitor aktivitas pasien, alarm mobil, dan *joystick* pada sistem *video game*.

Percepatan umumnya diukur dalam satuan konstanta gravitasi (*g*), dengan $1 \text{ g} \approx 9,8 \text{ m/s}^2$. Akselerometer komersial memiliki jangkauan pengukuran dari 1 *g* hingga 50 *g*.

Tabel 3. Contoh kejadian dalam satuan gravitasi

Orde Percepatan	Contoh Kejadian Percepatan Gravitasi
1 g	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 sebuah batu yang dijatuhkan dari ketinggian 3 kaki ke permukaan beton
10000 g	Percepatan peluru yang ditembakkan dari sebuah meriam

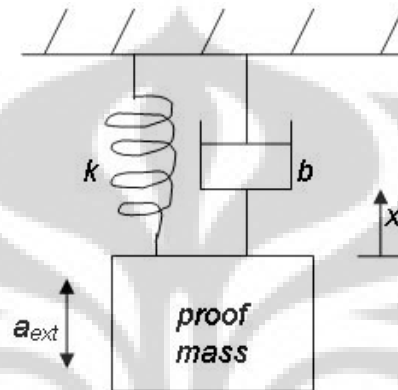
Setelah perkembangan akselerometer 2 sumbu ($xy/xz/yz$), saat ini telah berkembang akselerometer 3 sumbu (xyz), bahkan dengan daya rendah. Akselerometer 3 sumbu dapat mengukur percepatan pada tiga arah sekaligus. Tentu saja hal ini akan memberikan keuntungan terhadap keakuratan hasil pengukuran dan aplikasi yang lebih banyak terutama untuk bidang medis. Akselerometer 3 sumbu telah dikembangkan oleh beberapa perusahaan, antara lain Freescale Semiconductor, Analog Devices, dll, seperti pada Tabel 4.

Tabel 4. Beberapa akselerometer 3 sumbu *low-g MEMS* komersial ^[23]

Parameter	Freescale Semiconductor	Oki Electric	Kionix	STMicroelectronics
Model	MMA7260Q	ML8950	KXP74	LIS3L02DQ
Dimensions (mm)	6x6x1.45	5x5x1.4	5x5x1.2	7x7x1.8
Sensitivity (g)	1.5, 2, 4, 6 (selectable)	3	1 to 6 (selectable)	2
Power dissipation	500 μ A 2.2 to 3.6V (5 μ A sleepmode)	1.5mA 1.8 to 3.3V (50 μ A sleepmode)	0.75 μ A (at 2.8V) 2.7 to 5.25V (10 μ A sleepmode)	1 μ A 2.7 to 3.6V (10 μ A sleep mode)
Noise	4.2mV rms	NA	70 μ g per \sqrt{Hz}	500 μ g Equivalent noise
Turn-on time	1ms (to 70% of power)	NA	40 μ A ADC time	50ms
Package	16-pin QFN	NA	14-pin DFN	44-pin QFN
Price	@\$4.25 each in 1000-unit lots	@\$50 each for sample	@\$7 each in 10000 unit lots	@\$5 each in 100000 unit lots

2.3.1. Prinsip Dasar Akselerometer

Akselerometer merupakan sebuah sistem yang terdiri dari sebuah *proof mass* yang dilekatkan pada bidang referensi oleh sebuah elemen pegas, seperti ditunjukkan pada Gambar 2 dengan k adalah konstanta pegas, b adalah faktor redaman, x adalah pergeseran, dan a_{ext} adalah percepatan eksternal.



Gambar 2. Diagram tipikal akselerometer.

Ketika akselerometer mengalami percepatan maka *proof mass* akan mengalami pergeseran sebanding dengan besarnya percepatan tersebut. Pergeseran ini dapat diukur melalui berbagai cara antara lain secara kapasitif dengan mengukur perubahan kapasitansi antara *proof mass* dengan sebuah elektroda tambahan; ataupun secara piezoresistif dengan menambahkan *strain gauge* pada elemen pegas.

Berdasarkan Gambar 2 maka persamaan diferensial dari pergeseran x sebagai fungsi dari percepatan input a_{ext} adalah:

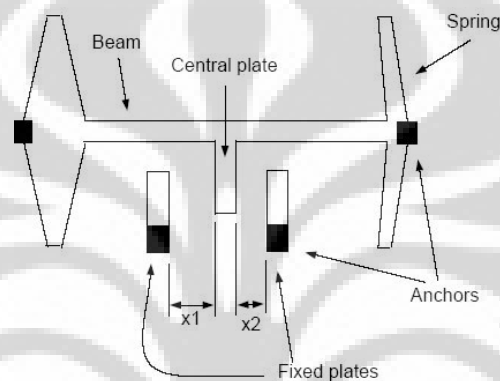
$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = ma_{ext} \quad (3)$$

Dengan menggunakan transformasi Laplace maka didapat fungsi transfer sistem adalah:

$$H(s) = \frac{X(s)}{A(s)} = \frac{1}{s^2 + s \frac{b}{m} + \frac{k}{m}} \quad (4)$$

2.3.2. Akselerometer Kapasitif

Akselerometer kapasitif diferensial terdiri dari sebuah massa yang disangga oleh pegas yang terbuat dari silikon. Salah satu bagian massa berfungsi sebagai *central plate* (keping tengah) dari tiga keping penyusun kapasitor yang membentuk dua buah kapasitor. Perubahan posisi massa mengakibatkan perubahan jarak antar keping; salah satu menjadi lebih jauh dan yang lain menjadi lebih dekat.



Gambar 3. Diagram akselerometer kapasitif diferensial.

Ketika sistem dalam keadaan diam maka jarak antara ketiga keping adalah x_0 dan masing-masing kapasitor memiliki nilai kapasitansi sebesar $C = k/x_0$, dengan k adalah konstanta pegas. Ketika sistem mengalami percepatan, maka *central plate* akan bergerak sejauh Δx dan nilai kapasitansi masing-masing kapasitor adalah:

$$C_1 = \frac{k}{x_1} = \frac{k}{x_0 + \Delta x} \quad (5)$$

$$C_2 = \frac{k}{x_2} = \frac{k}{x_0 - \Delta x} \quad (6)$$

dengan $x_1 = x_0 + \Delta x$ dan $x_2 = x_0 - \Delta x$ sesuai dengan notasi pada Gambar 3. Dengan menggunakan persamaan dasar kapasitor, maka nilai kapasitansi kedua kapasitor dapat ditulis sebagai:

$$C_1 = C \frac{x_0}{x_0 + \Delta x} \quad (7)$$

$$C_2 = C \frac{x_0}{x_0 - \Delta x} \quad (8)$$

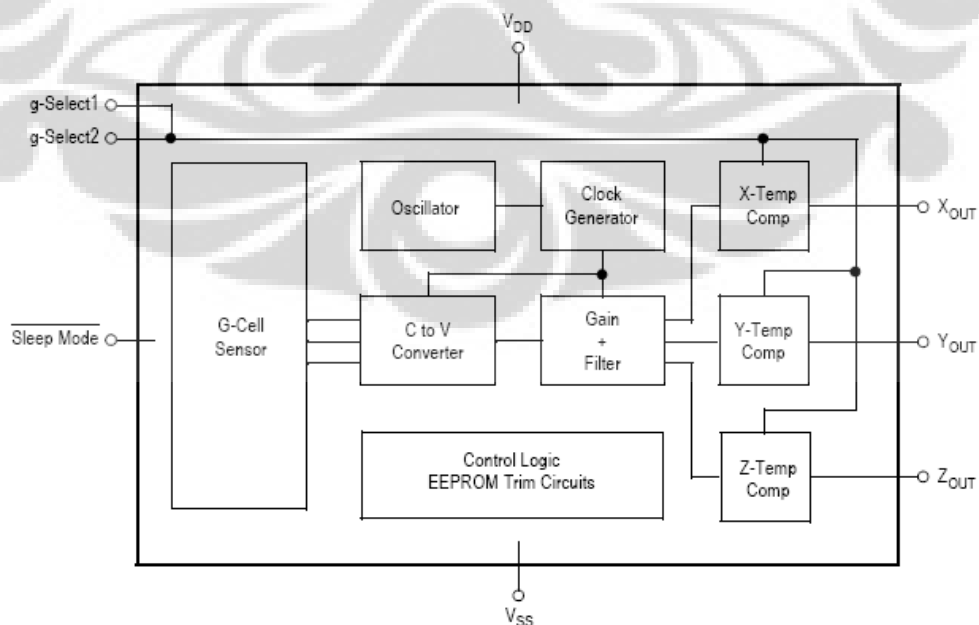
Sehingga perbedaan nilai kapasitansi kedua kapasitor adalah:

$$\Delta C = C_1 - C_2 = Cx_0 \left(\frac{1}{x_0 + \Delta x} - \frac{1}{x_0 - \Delta x} \right) = \frac{2k\Delta x}{(\Delta x)^2 - x_0^2} \quad (9)$$

Ada dua jenis akselerometer kapasitif diferensial. Pada jenis pertama, perbedaan nilai kapasitansi menghasilkan arus yang kemudian dikonversi menjadi tegangan output oleh sebuah rangkaian logika. Sedangkan pada jenis kedua digunakan sebuah tegangan kontrol untuk menjaga *central plate* pada posisi setimbang sehingga nilai kapasitansi antar keping konstan. Besarnya tegangan yang dibutuhkan untuk menjaga posisi *central plate* digunakan untuk menghitung besarnya percepatan yang dialami sistem.

2.3.3. Akselerometer MMA7260Q dan MMA6280Q dari Freescale

Sensor akselerometer yang difabrikasi oleh Freescale Semiconductor merupakan *surface-micromachined integrated circuit* yang terintegrasi dengan rangkaian pengkondisi sinyal dan filter. Sensor terbuat dari dua sel sensor kapasitif (g-cell) dan sebuah pengkondisi sinyal yang terdiri dari paket rangkaian yang terintegrasi tunggal. Elemen sensor tertutup rapat dalam tumpukan wafer.

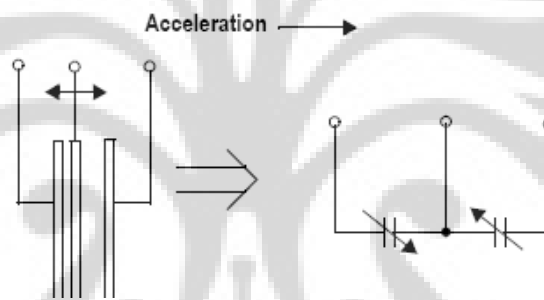


Gambar 4. Blok diagram sederhana sensor akselerometer MMA7260Q

G-cell adalah sebuah struktur mekanikal yang dibuat dari material semikonduktor (polysilicon) menggunakan proses *masking dan etching*. *G-cell* dapat dimodelkan sebagai sebuah susunan pelat yang ditempel pada sebuah pusat massa yang dapat bergerak diantara pelat-pelat yang tetap tersebut. Pelat yang bergerak dapat berubah-ubah dari posisi diamnya semula bila sistem dikenakan percepatan seperti pada Gambar 5. Nilai kapasitansi ketika sensor mendapatkan percepatan berubah-ubah berdasarkan persamaan 10.

$$C = A \varepsilon / D \quad (10)$$

dengan A adalah luas pelat, ε adalah konstanta dielektrik, dan D adalah jarak antar pelat.



Gambar 5. Model sederhana tansduser akselerometer kapasitif

Akselerometer MMA7260Q dan MMA6280Q bekerja pada tegangan yang rendah 2,2 – 3,6Vdc dan arus yang rendah 500 μ A. Jumlah sinyal keluaran berdasarkan banyaknya sumbu kerja yang dimiliki oleh sensor. Sensor mempunyai pilihan sensitivitas 1,5g (800mV/g), 2g (600mV/g), 4g (300mV/g), dan 6g (200mV/g) seperti pada Tabel 5. Fasilitas pilihan sensitivitas ini sangat cocok ketika diperlukan aplikasi yang membutuhkan sensitivitas yang berbeda untuk mendapatkan hasil yang lebih optimal.

Tabel 5. Deskripsi pilihan pin *g-select* untuk sensitivitas

<i>g-Select2</i>	<i>g-Select1</i>	<i>g-Range</i>	Sensitivitas
0	0	1.5g	800mV/g
0	1	2g	600mV/g
1	0	4g	300mV/g
1	1	6g	200mV/g

Sensitivitas sensor dapat diketahui dengan melakukan kalibrasi keluaran sensor dalam besaran tegangan listrik pada percepatan $+1g$, $0g$, dan $-1g$ terhadap masing-masing sumbu, sehingga didapatkan nilai sensitivitas berdasarkan persamaan:

$$S_{\pm 1g} = \frac{V_{out(+1g)} - V_{out(-1g)}}{+1g - (-1g)} \quad (11)$$

$$S_{\pm 1g} = \frac{V_{out(+1g)} - V_{out(-1g)}}{2g} \quad (12)$$

dimana $S_{\pm 1g}$ adalah nilai sensitivitas sensor setiap sumbu, V_{+1g} adalah nilai tegangan keluaran setiap sumbu ketika dikenakan percepatan $+1g$, V_{-1g} adalah nilai tegangan keluaran setiap sumbu ketika dikenakan percepatan $-1g$, dan nilai 2 adalah faktor pembagi percepatan $\pm 1g$. Hubungan besaran tegangan dengan besaran percepatan yang terjadi dinyatakan dengan:

$$a_x = \frac{V_{outX} - V_{offset}}{S_{\pm 1g}} \quad (13)$$

dimana a_x adalah nilai percepatan yang terjadi, V_{outX} adalah nilai tegangan yang terbaca, V_{offset} adalah tegangan pada $0g$, dan $S_{\pm 1g}$ adalah sensitivitas sensor.

Adapun nilai tegangan keluaran sensor yang terbaca ketika dikenakan percepatan tertentu dapat dinyatakan sebagai:

$$V_{outX} = V_{offset} + (S \cdot \sin \theta) \quad (14)$$

dimana V_{outX} adalah nilai tegangan yang terbaca, V_{offset} adalah tegangan pada $0g$, S adalah sensitivitas sensor, dan θ adalah sudut kemiringan sensor yang terjadi. Dari hubungan-hubungan tersebut di atas, sudut kemiringan (*tilt*) yang terukur oleh sensor dinyatakan dengan,

$$\theta = \sin^{-1}(a_x) \quad (15)$$

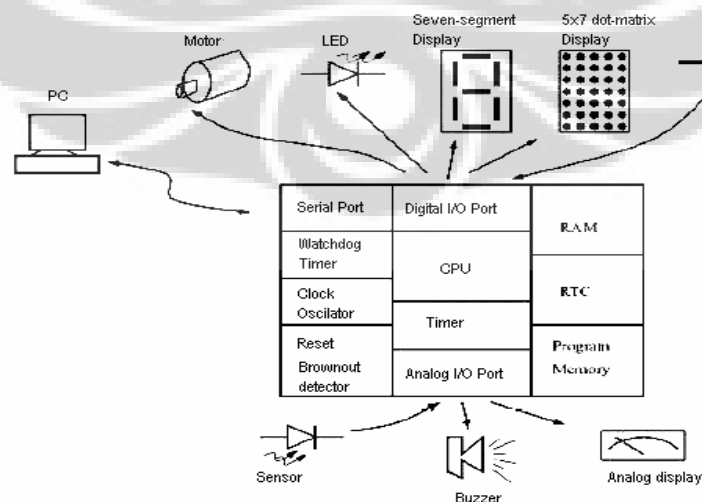
dimana θ adalah sudut kemiringan sensor, dan a_x adalah nilai percepatan yang terjadi.

Tabel 6. Deskripsi pin akselerometer MMA7260

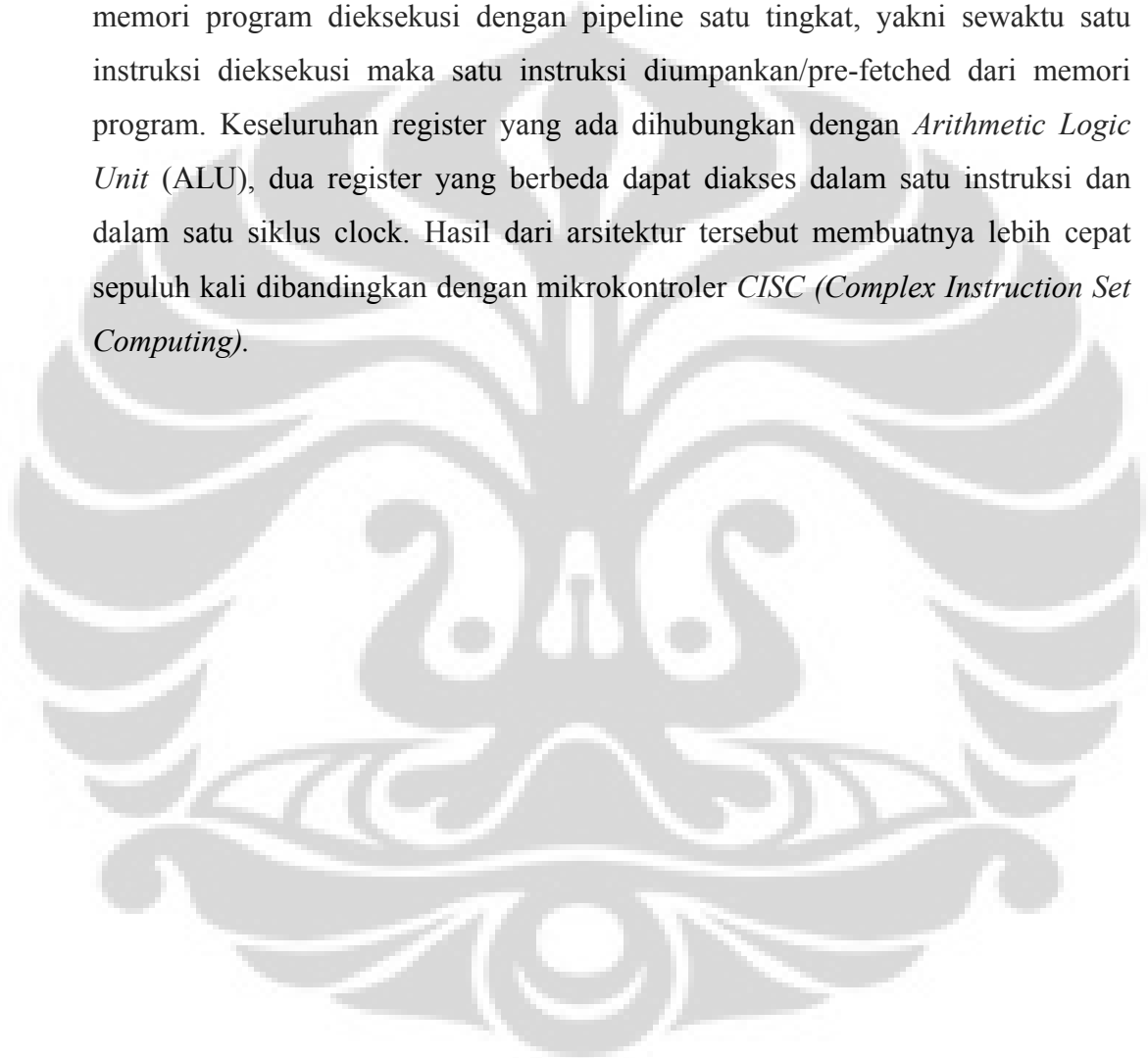
No. Pin	Nama Pin	Deskripsi
1	<i>g-Select1</i>	Pin masukan logika untuk <i>g-Select1</i>
2	<i>g-Select2</i>	Pin masukan logika untuk <i>g-Select2</i>
3	V _{DD}	Masukan Power Supply
4	V _{SS}	Ground Power Supply
5-7	N/C	Tidak ada koneksi
8-11	N/C	Tidak ada koneksi
12	Sleep Mode	Masukan logika untuk mengaktifkan <i>Sleep Mode</i>
13	Z _{OUT}	Tegangan keluaran sumbu Z
14	Y _{OUT}	Tegangan keluaran sumbu Y
15	X _{OUT}	Tegangan keluaran sumbu X
16	N/C	Tidak ada koneksi

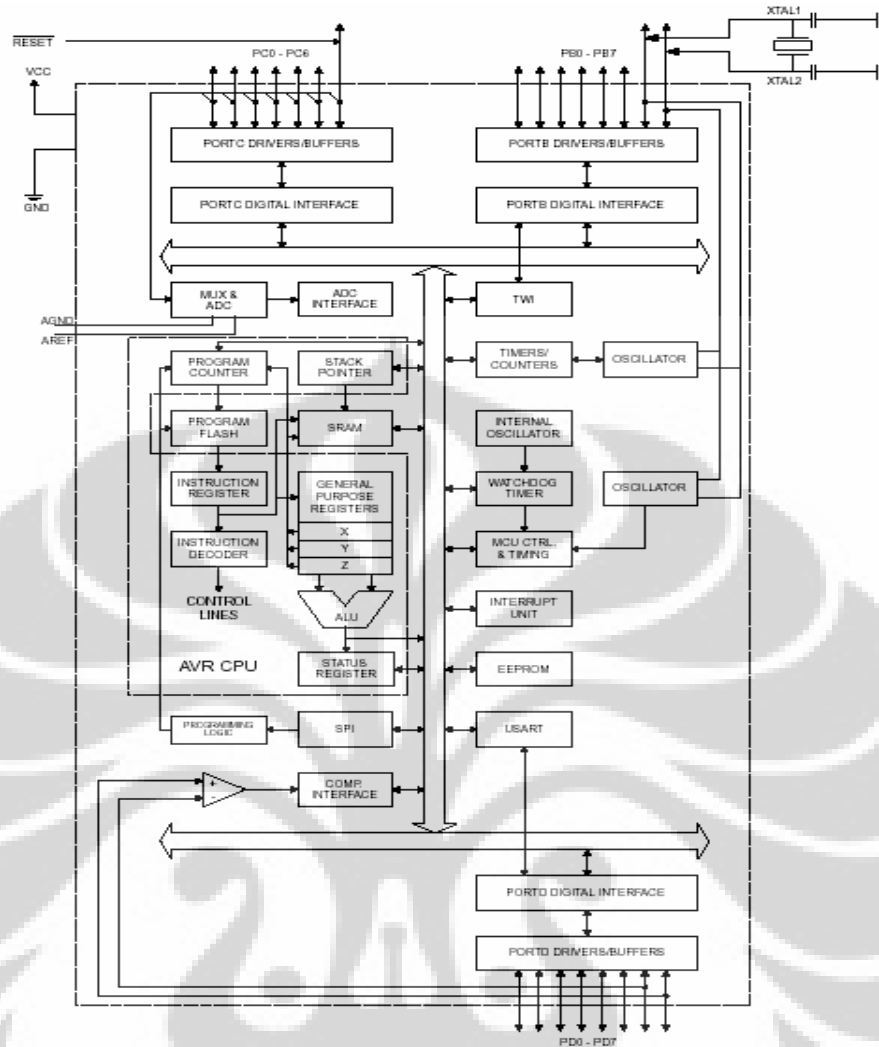
2.4. Mikrokontroler

Mikrokontroler adalah sebuah piranti terintegrasi yang ditujukan sebagai pengontrol rangkaian elektronik diluarnya. Mikrokontroler merupakan pengembangan lebih lanjut dari penggunaan mikroprosesor, dimana pada mikrokontroler umumnya sudah terdapat ROM, RAM, I/O dan piranti pendukung lainnya seperti ADC, DAC dan piranti komunikasi. Dengan adanya mikrokontroler maka pengantarmukaan dengan piranti luar dapat dengan relatif mudah dilakukan dengan minimum piranti yang digunakan.

**Gambar 6.** Antarmuka mikrokontroler dengan piranti luar

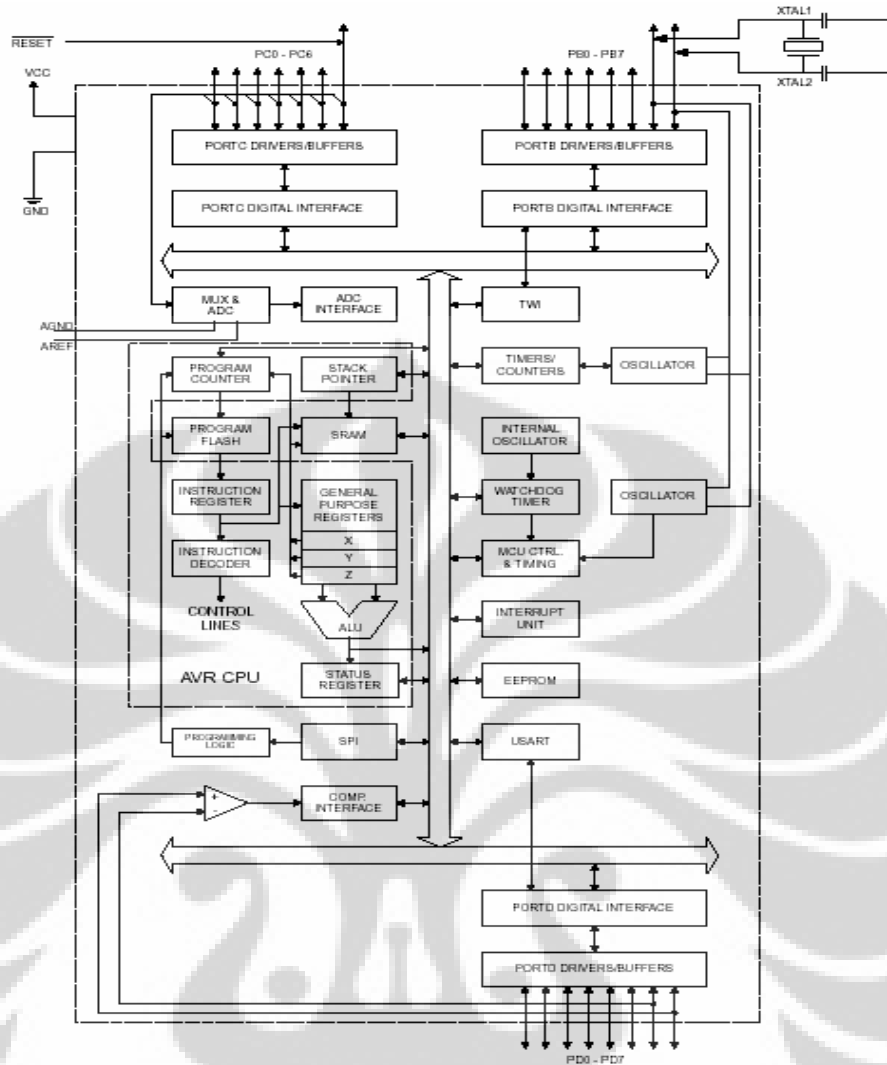
Mikrokontroler 8 bit ATmega8535L dan ATmega8L merupakan mikrokontroler teknologi CMOS daya rendah. Mikrokontroler ini berbasis *AVR RISC (Reduced Instruction Set Computing)* dimana akan mengeksekusi instruksi program dalam satu kali clock cycle. Hal ini dimungkinkan karena AVR menggunakan arsitektur Harvard dimana memori untuk program dan data dipisah yang merupakan kebalikan dari arsitektur Princeton/Von Neuman. Instruksi pada memori program dieksekusi dengan pipeline satu tingkat, yakni sewaktu satu instruksi dieksekusi maka satu instruksi diumpankan/pre-fetched dari memori program. Keseluruhan register yang ada dihubungkan dengan *Arithmetic Logic Unit (ALU)*, dua register yang berbeda dapat diakses dalam satu instruksi dan dalam satu siklus clock. Hasil dari arsitektur tersebut membuatnya lebih cepat sepuluh kali dibandingkan dengan mikrokontroler *CISC (Complex Instruction Set Computing)*.





Gambar 7. Blok diagram mikrokontroler AVR ATmega8L

Beberapa ciri utama dari mikrokontroler ATmega8535L dan ATmega8L adalah kecepatan maksimum 8MHz, tegangan operasi antara 2.7V~5.5V, daya aktif 3.6mA, mempunyai 130 set instruksi, terdapat 8 Kbytes Flash RAM, 512 bytes EEPROM dan 1 Kbytes SRAM, mempunyai Dua 8 bit timer/counter, satu 16 bit timer/counter, RTC, Tiga saluran PWM, 4 saluran ADC 10 bit dan 2 saluran ADC 8 bit (ATmega8L), 8 saluran ADC 10 bit (ATmega8535L), mempunyai programable USART, Two Wire Serial Interface dan Master/Slave SPI serial interface. Mikrokontroler diprogram menggunakan bahasa kompilasi BASCOM.

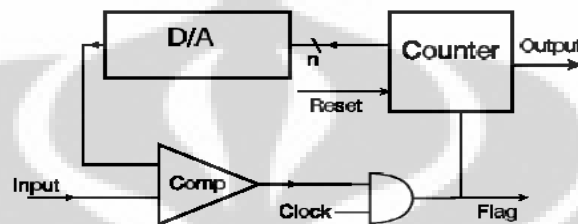


Gambar 8. Blok diagram mikrokontroler AVR ATmega8535L

Mikrokontroler ATmega8535 dan ATmega8L mempunyai beberapa fitur utama ADC sebagai berikut:

- Akurasi absolut ± 2 LSB.
- Waktu konversi $65 \sim 260 \mu\text{s}$.
- Pengurang noise dengan *Mode Sleep*.
- Jangkauan tegangan masukan $0 \sim V_{cc}$.
- Mode free running* atau *single conversion*.
- Menggunakan metoda *successive approximation*.

Metoda pendekatan beruntun ini dapat dijelaskan sebagai berikut, pertama, total jangkauan ADC dibagi dua, lalu sinyal masukan dibandingkan dengan nilai ini, lebih besar atau lebih kecil. Jika keluaran pembanding mengindikasikan nilai lebih besar dari setengah nilai pertama, maka titik acuan dinaikkan setengah dari setengah bagian atas dari perkiraan pertama. Demikian seterusnya hingga bit tidak dapat dibagi lagi, pada saat itulah estimasi nilai masukan dicapai.



Gambar 9. Blok diagram ADC dengan metoda pendekatan beruntun

ADC mempunyai nilai minimum yang mewakili ground dan nilai maksimumnya adalah tegangan acuan dikurang 1 LSB. Terdapat 3 pilihan untuk tegangan acuan yakni AVCC, AREF atau acuan internal yang nominalnya sebesar 2.56V. Acuan ini dipilih dengan mengatur REFSn bit pada register ADMUX. Untuk pemilihan saluran maka MUX bit yang terdapat pada ADMUX register harus diatur sesuai keinginan.

ADC dikendalikan oleh register ADCSRA, untuk meng-*enable*-kan ADC maka ADC Enable bit (ADEN bit) terletak pada register ADCSRA di set 1. Untuk memulai konversi maka ADSC bit diset ke 1. Untuk memilih nilai prescaler maka bit ADPS2:0 diatur sesuai dengan yang diinginkan. Data hasil konversi disimpan pada register ADCL dan ADCH dengan aturan data pada register ADCL yang dibaca dahulu, setelah itu data pada register ADCH.

Mikrokontroler ATmega8535L dan ATmega8L juga mempunyai dua 8 bit Timer/Counter dan satu 16 bit Timer/Counter. Jika digunakan 16 bit Timer/Counter untuk mengatur frekuensi sampling ADC maka pengaturan kejadian menjadi lebih akurat. Terdapat tiga register pada 16 bit Timer/Counter ini, yakni Timer/Counter register (TCNT1), Output Compare Register (OCR1A/B) dan Input Capture Register (ICR1). Timer/Counter dapat diberi

masuk ke Clock secara internal melalui prescaler atau secara eksternal melalui pin T1. Timer/Counter 16 bit ini diakses dengan 8 bit bus data, sehingga digunakan dua kali baca atau tulis.

2.5. Telemetry

Telemetry medis tanpa kabel (wireless) biasanya digunakan dalam pemantauan parameter fisiologis pasien seperti sinyal jantung, detak jantung dan tekanan darah melalui jalur hubungan frekuensi radio (RF). Penggunaan dari telemetry medis tanpa kabel menjadikan mobilitas pasien lebih tinggi karena tidak membutuhkan hubungan langsung dengan peralatan rumah sakit yang stasioner. Selain itu telemetry juga dapat digunakan untuk memantau keadaan parameter fisiologis atlet yang dalam keadaan diberi beban/stress.

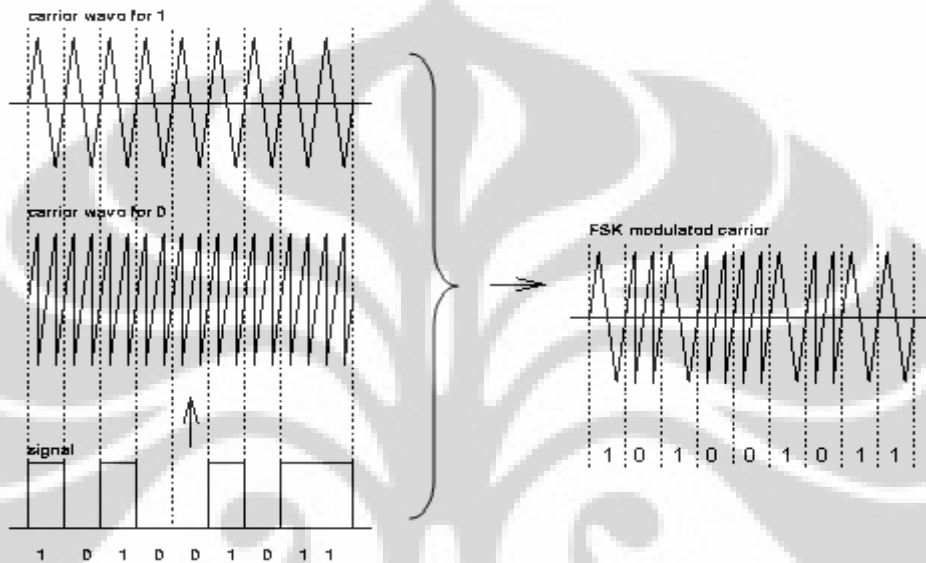
Pita frekuensi yang tidak membutuhkan lisensi untuk keperluan *Industry, Scientific* dan *Medical* (ISM Band) adalah bekerja pada frekuensi 400 MHz ~ 930 MHz dan 2,4 GHz. ISM band ini digunakan secara luas di seluruh dunia. Pada penelitian ini digunakan frekuensi 2,4 GHz menggunakan transceiver TRW-2.4G dari Wenshing. Frekuensi ini dipilih karena lebih tahan terhadap derau meskipun masih mungkin terjadinya interferensi dari alat-alat seperti *microwave, cordless phone* dan *bluetooth*.

2.5.1. Modulasi Digital

Modulasi adalah proses perubahan suatu gelombang periodik sehingga menjadikan suatu sinyal mampu membawa suatu informasi. Pada penelitian ini digunakan Radio Frekuensi Transmitter-Receiver (RF Transceiver) jarak pendek (0~200 meter) yang bekerja pada frekuensi 2.4GHz dengan metoda modulasi digital *Frequency Shift Keying* (FSK). Metoda ini dipilih karena mempunyai kinerja yang lebih baik dibandingkan dengan metoda *Amplitude Shift Keying* (ASK). Modulasi digital ini menggambarkan modulasi sebuah pembawa atau dua pembawa dengan menggunakan frekuensi yang berbeda untuk nilai 1 dan 0. Resultan dari gelombang modulasi merupakan penjumlahan amplitudo dari gelombang yang dimodulasi dengan frekuensi pembawa berbeda. Secara matematik dapat dituliskan sebagai berikut:

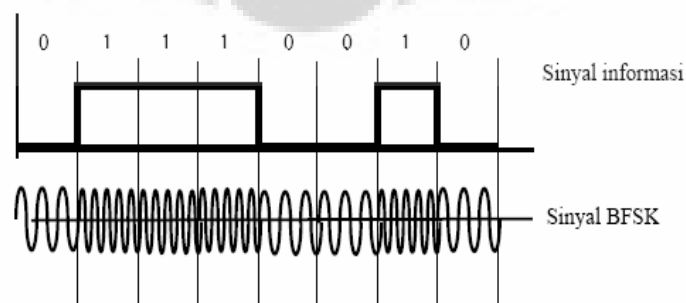
$$S(t) = f_1(t) \sin(2\pi f_{c1}t + \phi) + f_2(t) \sin(2\pi f_{c2}t + \phi) \quad (15)$$

dimana, $S(t)$ = Sinyal pembawa yang dimodulasi
 $f_1(t)$ dan $f_2(t)$ = Amplitudo fungsi sinyal digital
 $\sin(2\pi f_{c1}t + \phi), \sin(2\pi f_{c2}t + \phi)$ = Sinyal pembawa



Gambar 10. Modulasi digital metoda FSK

Dari Gambar 10 terlihat bahwa nilai biner 1 dan 0 dimodulasi oleh dua sinyal pembawa (gelombang radio) menjadi lebar frekuensi yang berbeda. Nilai biner 1 diwakili oleh frekuensi yang minimum sedangkan nilai biner 0 diwakili oleh frekuensi maksimum.



Gambar 11. Contoh BFSK (*Binary FSK*)

FSK merupakan modulasi frekuensi dimana informasi digital dikirim melalui perubahan frekuensi diskrit dari gelombang pembawa, dalam hal ini gelombang pembawa adalah gelombang radio. Modulasi digital FSK atau BFSK menggunakan dua frekuensi diskrit untuk mentransmisi nilai biner (1 dan 0). Dari Gambar 11 nilai biner “1” dinamakan frekuensi *mark* dan nilai biner “0” dinamakan frekuensi *space*. Keuntungan dari penggunaan metoda FSK adalah relatif lebih tahan terhadap derau.

2.5.2. Transceiver Wenshing TRW-2.4G

Transceiver ini merupakan suatu modul yang terdiri atas antena, sintesiser frekuensi, penguat daya, osilator kristal dan modulator. Transceiver ini bekerja pada jangkauan frekuensi 2,4~2,5 GHz pita ISM dengan konsumsi daya sebesar 10,5 mA untuk kirim dan 18mA untuk terima. Untuk mengoperasikannya digunakan mikrokontroler sebagai pengendali menggunakan metoda antarmuka serial 3-wire. Transceiver ini mempunyai jarak jangkauan maksimum 280m pada data rate 250Kbps. Berikut ini beberapa spesifikasi utama dari transceiver TRW-2.4G.

Tabel 7. Spesifikasi TRW-2.4G

No	Spesifikasi
1	Metoda modulasi GFSK
2	Data rate: 250 Kbps, max 1Mbps
3	Dua metoda transmisi : Direct dan Shock Burst
4	Dual receiver
5	Power supply: 1,9 ~ 3,6 V
6	Terdapat decoder, encoder, data buffer dan penghitungan CRC
7	Supply current in power down mode: 1 μ A

Modul ini mempunyai 10 pin, dimana seatiap pin mempunyai fungsinya masing-masing, seperti pada Tabel 8. TRW-2.4G mempunyai beberapa operasi utama yakni aktif, konfigurasi dan *standby*. Untuk mengatur ke dalam mode tertentu dibutuhkan dua pin yakni CE dan CS seperti pada Tabel 9.

Tabel 8. Fungsi pin tranceiver TRW-2.4 G

Pin	Nama	Fungsi Pin	Keterangan
1	GND	Power	Ground (0 V)
2	CE	Input	Chip Enable, mengaktifkan mode RX atau TX
3	CLK2	I/O	Clock output/input data RX saluran 2
4	CS	Input	Chip Select mengaktifkan mode konfigurasi
5	CLK1	I/O	Clock Input(TX)&Output(RX) untuk saluran data 1
6	DATA	I/O	Saluran data 1 RX / TX data input
7	DR1	Output	RX data ready pada saluran data 1 (Shockburst)
8	DOUT2	Output	RX Saluran data 2
9	DR2	Output	RX data ready pada saluran data 2 (Shockburst)
10	VCC	Power	Power Supply (1,9~3,6V)

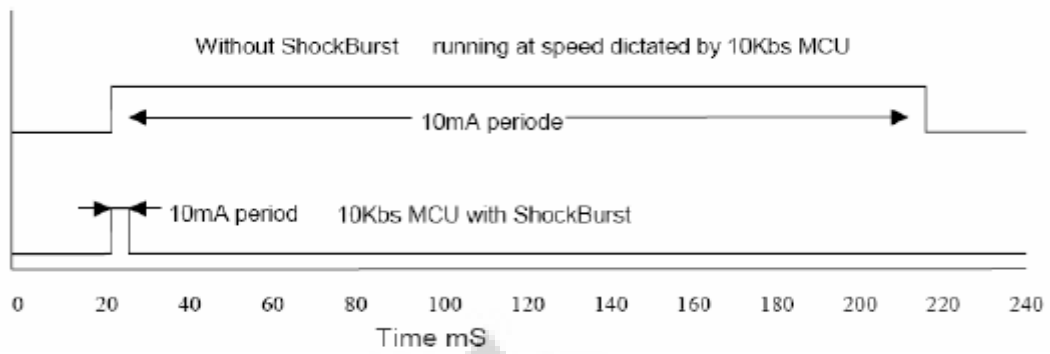
Tabel 9. Mode utama TRW-2.4G

Mode	CE	CS
Active (TX/TX)	1	0
Konfigurasi	0	1
Stand by	0	0

Dalam aktif mode terdapat dua mode yakni Shockburst mode dan Direct mode. Mode ini ditentukan oleh isi dari konfigurasi word. Dalam penelitian ini digunakan Shockburst mode, dengan mode ini digunakan FIFO on-chip untuk meng-clock data pada data rate rendah dan mentransmisikannya dengan kecepatan tinggi sehingga didapatkan pengurangan daya yang signifikan. Dan dengan mode ini tidak diperlukan mikrokontroler kecepatan tinggi untuk pemrosesan data. Berikut ini prinsip kerja dari teknologi shockburst:

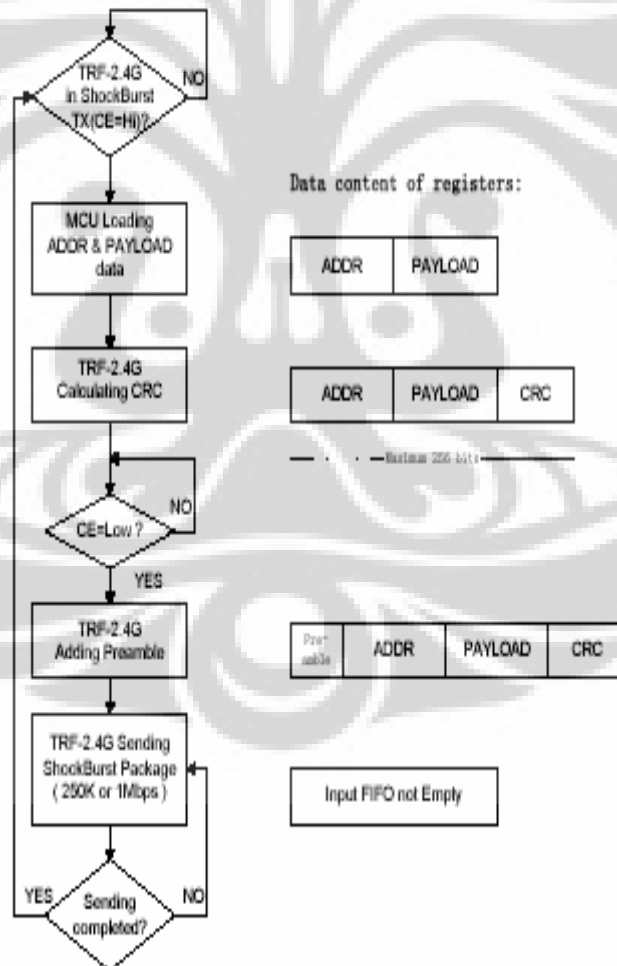
**Gambar 12.** Cara kerja shockburst dengan kecepatan clock 10Kbps

Dari Gambar 12 terlihat bahwa data rate dari mikrokontroler ke transceiver ditentukan oleh clock dari mikrokontroler, lalu data ditransmisikan di udara dengan kecepatan 1Mbps. Dengan metoda ini dapat dihemat konsumsi daya transceiver.



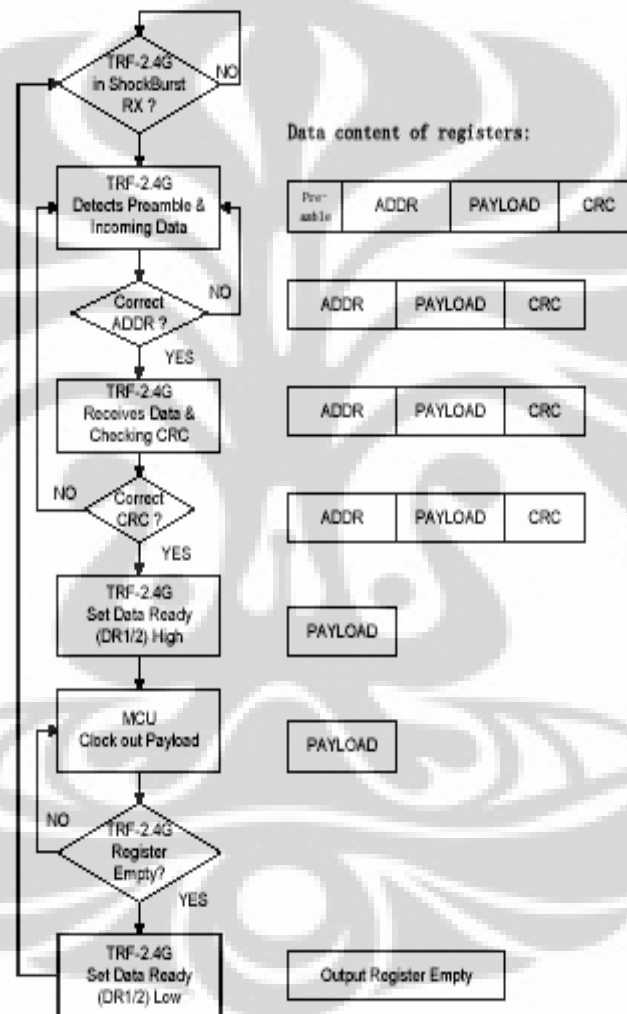
Gambar 13. Konsumsi daya dengan mode direct dan shockburst

Diagram alir secara umum untuk pengiriman dan penerimaan dalam mode shockburst adalah sebagai berikut.



Gambar 14. Diagram alir Pengiriman pada mode shockburst

Pada mode Konfigurasi, konfigurasi word yang mempunyai panjang 15 byte untuk mode shockburst dan dimasukkan ke TRW-2.4G melalui antar muka 3-wire (CS, CLK1 dan DATA). Konfigurasi word ini memungkinkan TRW-2.4G menangani protokol RF, setelah protokol dimasukkan maka hanya 1 byte saja yang diupdate untuk mengubah mode operasi(TX/RX). Di bawah ini tabel penjelasan konfigurasi word.



Gambar 15. Diagram alir Penerimaan mode shockburst

Tabel 10. Penjelasan konfigurasi word

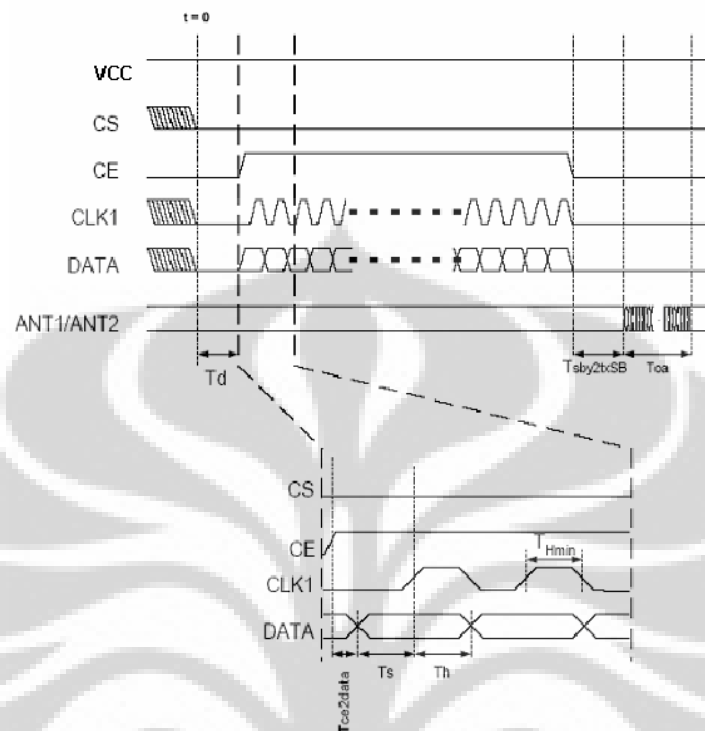
	Bit Position	Number of bits	Name	Function
ShockBurst configuration	143:120	24	TEST	Reserved for testing
	119:112	8	DATA2_W	Length of data payload section RX channel 2
	111:104	8	DATA1_W	Length of data payload section RX channel 1
	103:64	40	ADDR2	Up to 5 bytes address for channel 2
	63:24	40	ADDR1	Up to 5 bytes address for channel 1
	23:18	6	ADDR_W	Number of address bits(both RX channels)
	17	1	CRC_L	8 or 16 bits CRC
	16	1	CRC_EN	Enable on-chip CRC generation/checking
General device configuration	15	1	RX2_EN	Enable two channel receive mode
	14	1	CM	Communication mode (Direct or ShockBurst)
	13	1	RFDR_SB	RF data rate (1Mbps requires 16MHz crystal)
	12:10	3	XO_F	Crystal frequency (Factory default 16MHz crystal mounted)
	9:8	2	RF_PWR	RF output power
	7:1	7	RF-CH#	Frequency channel
	0	1	RXEN	RX or TX operation

Paket data pada mode Direct dan Shockburst terbagi atas 4 yakni Preamble, Address, Payload dan CRC. Di bawah ini table yang menerangkan empat bagian paket data.

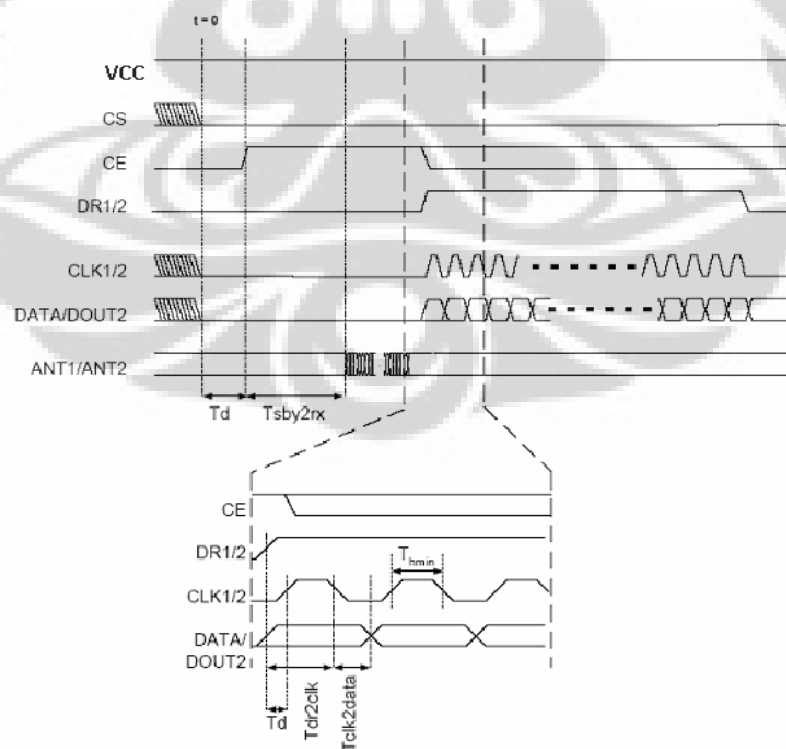
Tabel 11. Bagian-bagian paket data

No	Nama	Keterangan
1	Preamble	Preamble otomatis ditambahkan pada paket data Preamble terdiri atas 8 bit Preamble 1 st Address bit 1 → 01010101 0 → 10101010 Pada mode shockburst preamble dibuang pada keluaran penerima
2	Address	Panjang Address bit : 8 ~ 40 bit Address secara otomatis dihilangkan dari paket yang diterima
3	Payload	Data yang ditransmisikan Pada shockburst ukuran max payload adalah: = 256 bit – Panjang Address – panjang CRC
4	CRC	CRC adalah optional Panjangnya 8 atau 16 bit Dihilangkan dari data keluaran yang diterima

Berikut ini diagram pewaktuan pengiriman dan penerimaan pada mode shockburst.



Gambar 16. Diagram pewaktuan pengiriman pada mode shockburst



Gambar 17. Diagram pewaktuan penerimaan pada mode shockburst

2.6. Komputer

Komputer merupakan sekumpulan peralatan elektronik yang berfungsi sebagai alat bantu manusia dalam hal pengolahan data. Suatu Sistem komputer dapat dilihat dari beberapa sudut pandang. Organisasi komputer memandang sistem komputer dari berbagai cara yakni jenis komponen penyusunnya, fungsi dan cara kerja masing-masing komponen serta hubungan antar komponen tersebut. Komponen yang dimaksud disini adalah perangkat keras yang menyusun sebuah sistem komputer. Perangkat keras komputer merupakan suatu bagian yang mendukung kerja sistem secara keseluruhan, bermacam-macam perangkat keras terus dikembangkan dalam meningkatkan kinerja sistem komputer.

Secara umum sistem komputer terdiri dari *Central Processing Unit* (CPU), memori, input/output, dan sistem antarkoneksi yang menghubungkan komponen-komponen lainnya. Berdasarkan struktur di atas maka komponen-komponen dasar yang wajib dimiliki oleh sebuah komputer adalah mikroprosesor, memori, motherboard, keyboard, monitor. Dengan komponen di atas sebuah komputer sudah dapat digunakan tetapi untuk mengoptimalkan penggunaannya perlu ditambahkan perangkat yang lainnya seperti *harddisk* dan *mouse* atau aksesoris pendukung lainnya seperti FDD dan CDROM.

2.7. Port Serial

Port serial pada komputer digunakan untuk transmisi data secara serial. Port serial pada komputer biasanya diidentifikasi dengan kata COM1 yang beralamat 3F8 atau COM2 yang beralamat 2F8. Walaupun saat ini tidak semua komputer terbaru menyediakan port serial karena digantikan dengan port USB, tetapi hal itu dapat diatasi dengan menggunakan pengubah USB ke port serial.

Jika dibandingkan dengan port paralel, kecepatannya tidak begitu baik tetapi ada beberapa kelebihan dari port jenis ini antara lain; tidak diperlukan banyak wire/kabel untuk transmisi dibanding paralel, kabel serial dapat lebih panjang dibandingkan paralel, mudah beradaptasi dengan mikrokontroler, dikarenakan kebanyakan mikrokontroler dirancang untuk berkomunikasi secara serial dengan piranti luar untuk menghemat pin/wire.

Peralatan yang menggunakan port serial untuk berkomunikasi dibagi dalam dua kelompok yakni Data Communication Equipment (DCE) seperti modem dan Data Terminal Equipment (DTE) seperti komputer. Beberapa spesifikasi serial port yang dikeluarkan Electronics Industry Association (EIA) atau biasa dikenal dengan EIA RS-232 adalah sebagai berikut:

- a. Space (=logika 0) adalah tegangan antara +3V hingga +25V.
- b. Mark (=logika 1) adalah tegangan antara -3V hingga -25V.
- c. Daerah antara +3V dan -3V tidak didefinisikan.
- d. Tegangan rangkaian terbuka tidak boleh melebihi 25V terhadap ground.
- e. Arus hubungan singkat tidak lebih dari 500mA.

Kecepatan transmisi dari port serial untuk piranti terbaru bisa mencapai lebih dari 100 KBPS (Kilo Bit Per Second).

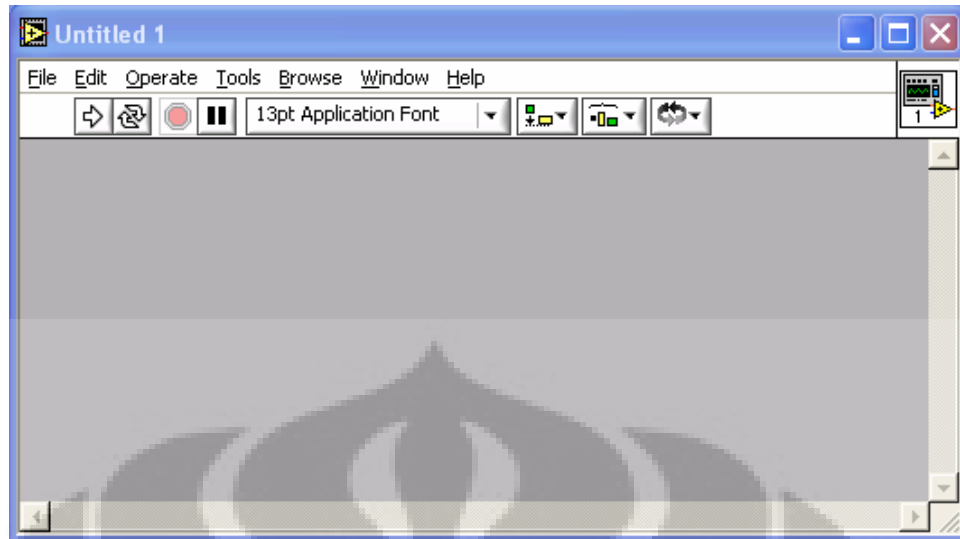
2.8. Bahasa Program Grafik LabVIEW

Dalam penelitian ini direncanakan menggunakan bahasa pemrograman grafik LabVIEW untuk akuisisi data, pengolahan dan komunikasi melalui internet. Bahasa ini dipilih karena kemampuannya dalam tampilan grafik yang baik dan waktu pemrograman yang cepat dibanding bahasa pemrograman berdasarkan teks.

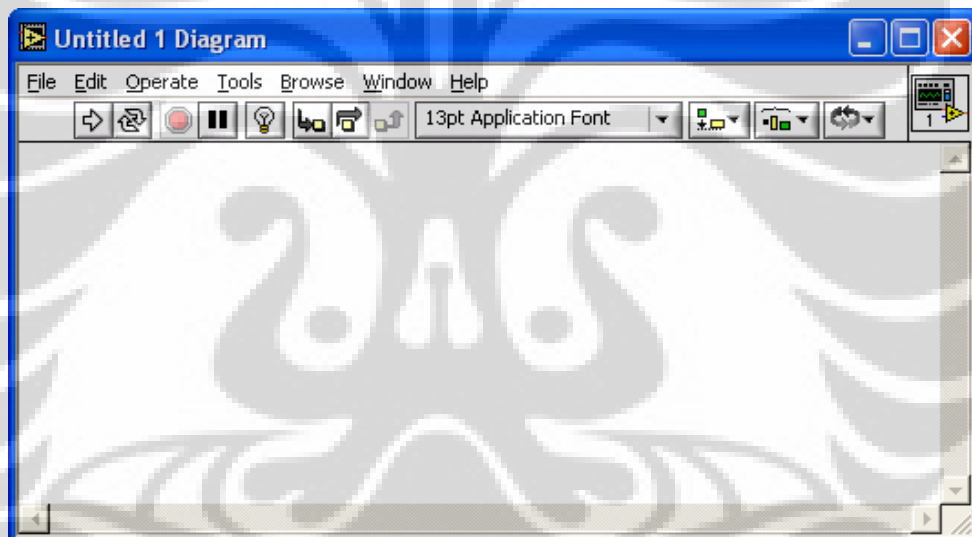
LabVIEW adalah bahasa pemrograman berbasis grafik yang menggunakan ikon untuk membuat aplikasi alih-alih menggunakan teks. LabVIEW menggunakan pemrograman alur data dalam menentukan eksekusinya yang berlawanan dengan pemrograman berbasis teks dimana instruksi yang menentukan eksekusi program. Program LabVIEW disebut juga Instrumen Maya) karena tampilan dan operasinya meniru instrument nyata seperti osiloskop, multimeter dan pembangkit sinyal.

Sebuah Program LabVIEW(suatu VI) terdiri atas 3 komponen yaitu:

- a. *Front Panel*, sebagai antarmuka dengan pengguna.
- b. *Block Diagram*, berisi kode sumber grafik yang menentukan fungsi dari program VI.
- c. *Icon dan Connector Pane*, mengidentifikasi sebuah VI, dimana VI ini dapat digunakan oleh VI yang lain. VI seperti ini disebut SubVI.



Gambar 18. Front Panel Kosong LabVIEW

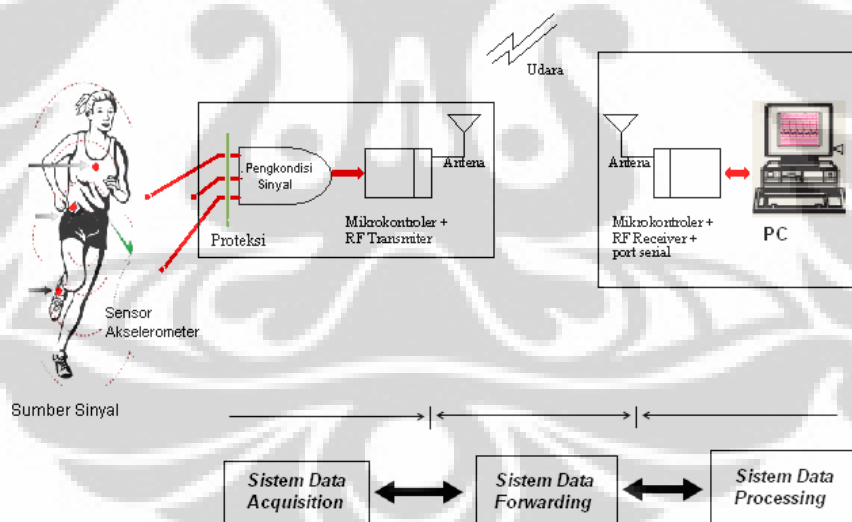


Gambar 19. Block Diagram Kosong LabVIEW

3. PERANCANGAN SISTEM

Dalam penelitian ini dirancang sistem perangkat keras yang terdiri dari sistem sensor akselerometer MMA7260Q tiga sumbu (XYZ) dan MMA6280Q dua sumbu (XZ), pengkondisi sinyal, sistem minimum mikrokontroler, sistem komunikasi transceiver RF, sistem komunikasi serial, dan komputer. Sinyal masukan adalah besaran percepatan yang diperoleh dari sensor. Besaran percepatan tersebut menjadi masukan pengkondisi sinyal. Pengkondisi sinyal menggunakan *low-pass filter*. Dua modul mikrokontroler digunakan untuk mengakuisisi sinyal masukan dan mengendalikan komunikasi data melalui transceiver RF (modul *Accelerometer Transceiver* dan modul *Base Transceiver*). Dengan antarmuka port serial sinyal diterima oleh komputer untuk diolah dan ditampilkan.

3.1. Blok Diagram Sistem Rancangan Peralatan



Gambar 20. Blok diagram rancangan sistem peralatan

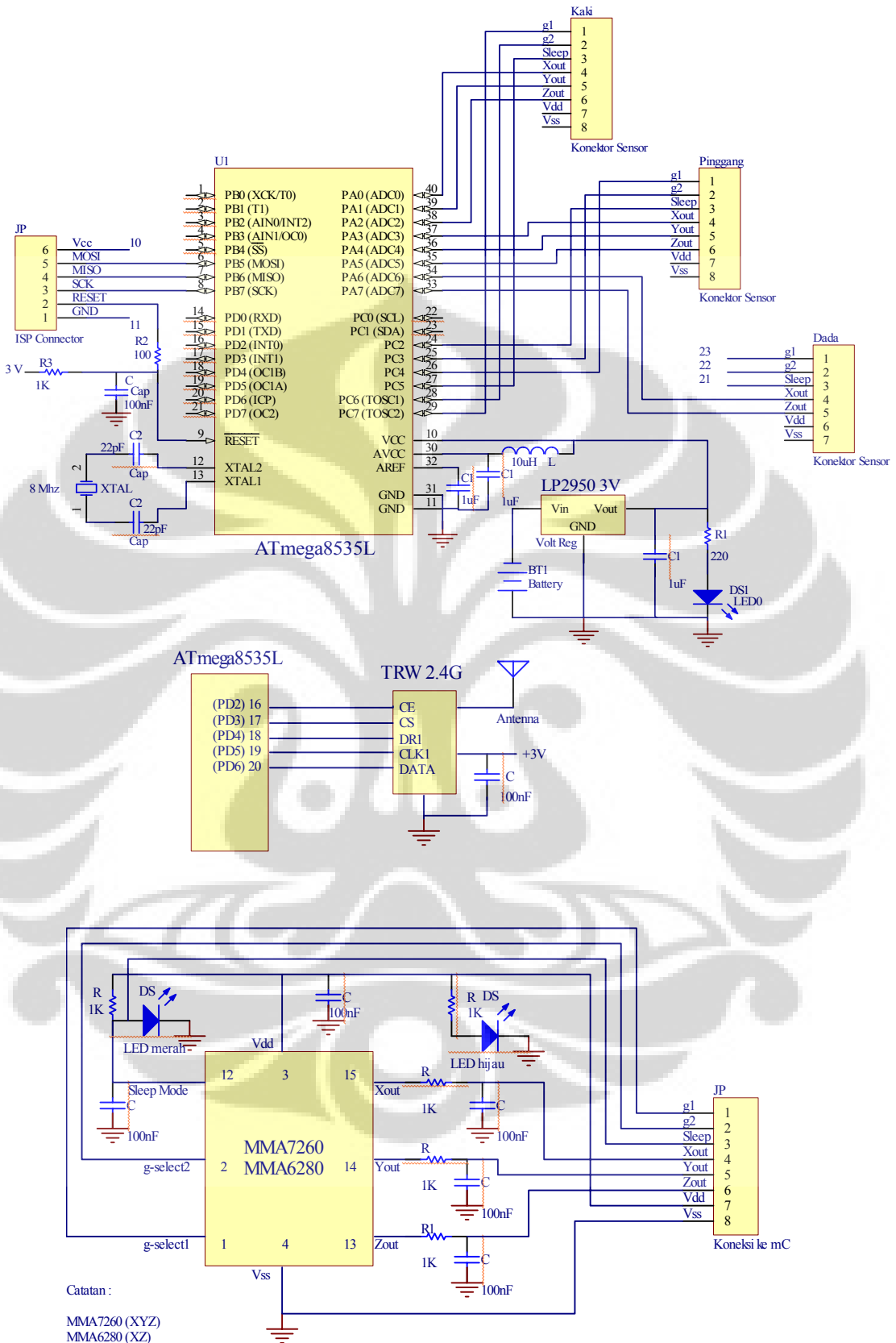
Secara umum sistem rancangan terdiri dari sistem data *acquisition*, sistem data *forwarding*, dan sistem data *procesing*. Sistem data acquisition logging bekerja mengakuisisi data, sistem data forwarding bekerja untuk komunikasi data, dan sistem data processing bekerja mengolah dan menampilkan data.

3.2. Perancangan Perangkat Keras

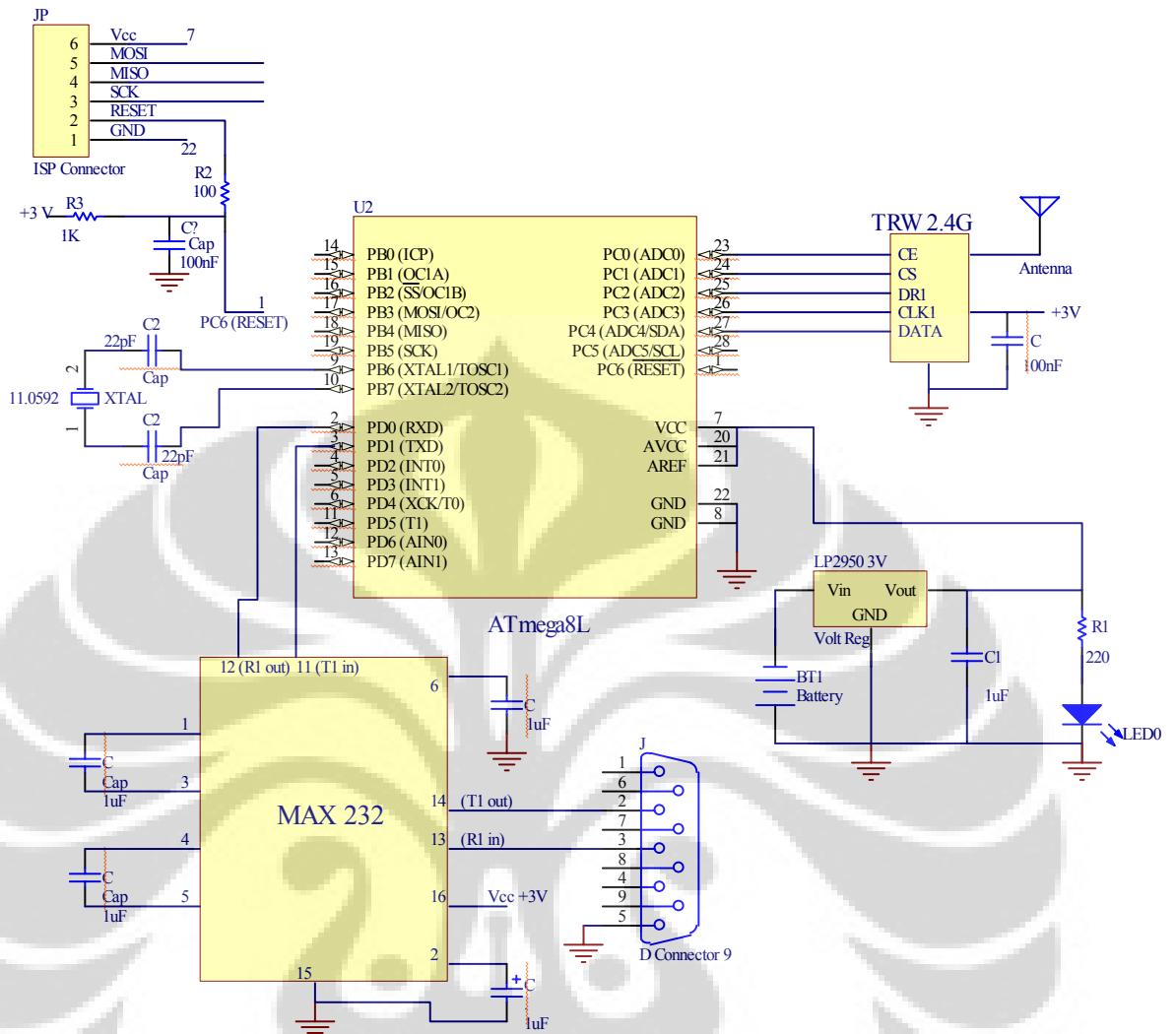
Secara umum sistem perangkat keras terpadu yang dirancang mempunyai spesifikasi sebagai berikut:

- a. Sistem bekerja dengan satu sumber tenaga rendah +3V. Setiap IC dikoupling dengan kapasitor 0,1 μ F sedekat mungkin dengan pin Vcc dan GND untuk mengurangi derau.
- b. Sistem menggunakan dua sensor akselerometer MMA7260Q tiga sumbu (XYZ) dan satu MMA6280Q dua sumbu (XZ) yang dapat ditempatkan secara fleksibel pada subyek uji.
- c. Filter terintegrasi pada sensor mempunyai frekuensi pita 1.592KHz.
- d. Sistem didigitasi dengan ADC 10 bit yang berakurasi +/- 2 LSB dengan frekuensi cuplik 250Hz.
- e. Sistem bekerja nirkabel dengan frekuensi radio 2.4GHz (*ISM free license band*) yang terdiri atas Accelerometer Transceiver dan Base Transceiver.
- f. Sistem dikendalikan menggunakan mikrokontroler dan komputer.

Skema rangkaian seluruh sistem perangkat keras adalah sebagaimana terlihat pada Gambar 21 dan Gambar 22.



Gambar 21. Rangkaian accelerometer transceiver yang disederhanakan



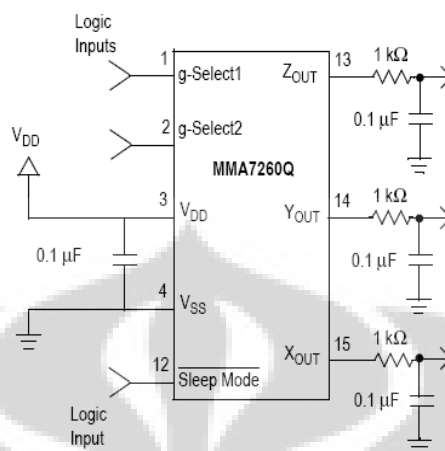
Gambar 22. Rangkaian Accelerometer Transceiver yang disederhanakan

Adapun uraian masing-masing bagian sistem perangkat keras yang dirancang adalah sebagai berikut:

3.2.1. Sistem Sensor Akselerometer

Sensor percepatan yang digunakan dalam penelitian adalah dua buah MMA7260Q yang mempunyai keluaran percepatan pada tiga sumbu (XYZ) dan satu buah MMA6280Q yang mempunyai keluaran percepatan pada dua sumbu (XZ). MMA7260Q akan diletakkan pada bagian kaki dan paha subyek uji dan MMA6280Q akan ditempatkan di bagian dada subyek uji. Kedua sensor tersebut

mempunyai pilihan sensitivitas 1.5g, 2g, 4g, 6g. Sistem sensor dirancang seperti pada gambar berikut:



Gambar 23. Diagram sistem rangkaian MMA7260Q atau MMA6280Q yang direkomendasikan.

Spesifikasi sistem sensor akselerometer yang dirancang adalah sebagai berikut :

1. Tegangan operasi $\pm 3V$ dikenakan pada pin 4 (Vdd) dan pin 3 (Vss). Sebuah led hijau diberikan untuk indikator bahwa sediaan daya telah bekerja. Sistem juga diberikan saklar on off manual yang memutuskan atau menyambung aliran daya untuk menjalankan sistem.
2. Kapasitor $0.1 \mu F$ digunakan untuk mengkoupling sumber tegangan catu pada sistem agar daya yang berkerja tetap stabil.
3. Sinyal tegangan keluaran setiap sumbu sistem sensor diberikan oleh pin 15 (sumbu X), pin 14 (sumbu Y), dan pin13 (sumbu Z). Ada tiga sensor digunakan yang akan ditempatkan pada bagian kaki, paha, dan dada subyek uji. Sinyal keluaran setiap sumbu sensor peneliti namakan dengan kakiX, kakiY, kakiZ, pahaX, pahaY, pahaZ, dadaX, dan dadaZ. Sinyal keluaran dari sensor adalah sinyal analog dalam besaran tegangan.
4. Sensor mempunyai frekuensi cuplik internal sebesar 11 KHz.
5. Pemilihan tingkat sensitivitas sensor (*g-select*) dilakukan melalui pin 1 (*g-select1*) dan pin 2 (*g-select2*) dengan memberikan logika 0 atau 1 pada masing-masing pin seperti yang dijelaskan pada Tabel 5. Masukan logika pada masing-masing pin *g-select* dikendalikan melalui komputer.

6. Fitur *sleep mode* diaktifkan melalui pin 12 dengan memberikan masukan logika 0 atau 1 yang dikendalikan melalui komputer. Logika 1 akan menon-aktifkan *sleep mode* yang menyebabkan adanya sinyal keluaran dari sensor, sedangkan logika 0 akan mengaktifkan *sleep mode* yang menyebabkan sinyal keluaran dari divais tidak ada. Sebuah led merah diberikan untuk indikator aktif atau tidaknya *sleep mode*. Jika led menyala artinya logika masukan yang diterima pin adalah 1 dimana *sleep mode* tidak aktif, sedangkan jika led tidak menyala artinya logika masukan yang diterima pin adalah 0 dimana *sleep mode* menjadi aktif. Fasilitas ini sesuai untuk alat yang dioperasikan dengan baterai yang berguna untuk mengurangi pemakaian arus pada saat sensor sedang aktif tapi tidak sedang digunakan sehingga menghemat daya.
7. Semua pin pada sistem sensor (V_{dd} , V_{ss} , X_{out} , Y_{out} , Z_{out} , *Sleep Mode*, *g-select1*, dan *g-select2*) di hubungkan ke sebuah antarmuka berupa koneksi *jack* agar dapat dihubungkan dengan mikrokontroler melalui kabel. Hubungan kabel diperlukan supaya sistem sensor dapat diletakkan di tempat yang sesuai pada subyek uji.

3.2.2. Pengkondisi Sinyal

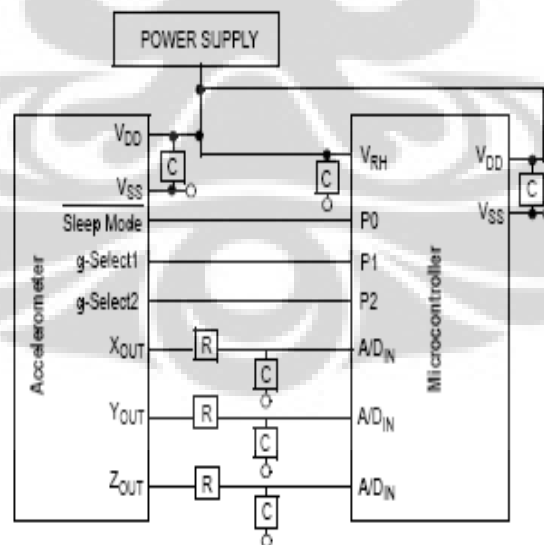
Pengkondisi sinyal yang dipakai adalah *low-pass filter* RC dengan Resistor (R) = $1k\Omega$ dan Kapasitor (C) = $100nF$ sehingga frekuensi cut off yang terjadi adalah, $f_c = 1.592KHz$. Filter ini ditempatkan pada setiap keluaran sensor. Filter ini digunakan untuk meminimalkan derau clock pada setiap keluaran sensor. Filter low pass LC juga digunakan pada tegangan acuan Analog to Digital Conversion (ADC) agar tegangan yang dijadikan acuan untuk dijitasi tetap stabil.

Di samping itu sensor juga sudah mempunyai pengkondisi sinyal internal terintegrasi yang terdiri dari *single-pole low pas filter*, *gain op-amp*, *temperature compensation*, dan *2000V Electro Static Discharge (ESD) protection circuitry* seperti terlihat pada Gambar 4. Selain itu perlu dipilih kabel yang cocok sebagai penghubung sistem sensor dengan sistem mikrokontroler agar dapat berfungsi sebagai filter atau pelindung luar dari derau.

3.2.3. Sistem Minimum Mikrokontroler

Mikrokontroler yang digunakan dalam penelitian ini adalah ATmega8535L dan ATmega8L dari Atmel Corp. Sistem dirancang dalam dua modul utama, yang peneliti namakan modul *Accelerometer Transceiver* (sistem minimum mikrokontroler ATmega8535L plus transceiver RF dan antarmuka sensor akselerometer) dan modul *Base Transceiver* (sistem minimum mikrokontroler ATmega8L plus transceiver RF dan antarmuka port serial). Skema rangkaian sebagaimana pada Gambar 21.

Sistem mikrokontroler pada modul accelerometer transceiver dirancang untuk mengakuisisi sinyal keluaran analog dari sensor dan mengendalikan komunikasi data pada transceiver. Mikrokontroler juga akan mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital dengan menggunakan *Analog to Digital Conversion (ADC)* yang tersedia pada ATmega8535L. Pada mikrokontroler ini terdapat 8 kanal ADC 10 bit yang bekerja dengan metoda aproksimasi beruntun. Pada penelitian ini sinyal masukan dari sensor dihubungkan dengan ADC melalui 8 masukan yakni ADC0, ADC1, ADC2, ADC3, ADC4, ADC5, ADC6, dan ADC7 yang terletak pada port A, sebagaimana pada Gambar 25 dan Gambar 21.



Gambar 25. Hubungan antarmuka dengan mikrokontroler

Spesifikasi sistem minimum mikrokontroler ATmega8535L pada modul accelerometer tranceiver yang dirancang adalah sebagai berikut:

- a. Sediaan daya $\pm 3V$ dikenakan pada pin 10 (Vdd) dan pin 11 (Gnd) yang diregulasi oleh LP2950 3V. Sebuah lampu led hijau diberikan untuk indikator bahwa daya telah bekerja. Indikator led juga berguna untuk memantau kecukupan daya bagi sistem. Sistem juga diberikan saklar on off manual yang memutuskan atau menyambung aliran daya untuk menjalankan sistem.
- b. Tegangan acuan untuk ADC menggunakan tegangan AVcc pada pin 30 yang dikoupling dengan filter LC dimana kapasitor $0,1\mu F$ dan lilitan $10\mu H$. Filter LC digunakan agar tegangan acuan ADC stabil.
- c. Sinyal masukan dari sensor ke mikrokontroler dihubungkan melalui 8 saluran ADC, yaitu ADC0, ADC1, ADC2, ADC3, ADC4, ADC5, ADC6, dan ADC7.
- d. Sistem minimum mikrokontroler dilengkapi dengan saklar reset eksternal dan konektor pin untuk pemrograman.
- e. Clock eksternal diberikan dengan menggunakan kristal 8 MHz yang dihubungkan pada pin 11 dan 12.

Sedangkan sistem mikrokontroler ATmega8L pada modul base tranceiver dirancang untuk mengendalikan komunikasi data pada tranceiver dan antarmuka dengan port serial untuk komunikasi data dengan komputer. Spesifikasi sistem mikrokontroler pada modul base tranceiver yang dirancang sebagai berikut:

- a. Sediaan daya $\pm 3V$ dikenakan pada pin 7 (Vdd) dan pin 8 (Gnd) yang diregulasi oleh LP2950 3V. Sebuah lampu led hijau diberikan untuk indikator bahwa daya telah bekerja. Indikator led juga berguna untuk memantau kecukupan daya bagi sistem. Sistem juga diberikan saklar on off manual yang memutuskan atau menyambung aliran daya untuk menjalankan sistem.
- b. Sistem minimum mikrokontroler dilengkapi dengan saklar reset eksternal dan konektor pin untuk pemrograman.
- c. Clock eksternal diberikan dengan menggunakan kristal 11.0592 MHz yang dihubungkan pada pin 9 dan 10.
- d. Antarmuka dengan sistem port serial dihubungkan dengan pin 2 (Rx) dan pin 3 (Tx).

3.2.4. Transceiver dan Antarmuka dengan Mikrokontroler

Tranceiver yang digunakan dalam penelitian ini adalah TRW-2.4G dari Wenshing Electronics sebanyak dua buah. Pada modul accelerometer tranceiver antarmuka mikrokontroler ATmega8535L dengan tranceiver TRW dihubungkan ke fungsi pin CE, CS, CLK1, DR1 dan DATA, dimana data diclock secara serial dari atau ke mikrokontroler ke atau dari tranceiver. Sedangkan pada modul base tranceiver antarmuka antara mikrokontroler ATmega8L dan tranceiver dihubungkan dengan CE, CS, CLK1, DR1 dan DATA. Skema rangkaian antarmuka sebagaimana terlihat pada Gambar 22. Transceiver mendapat tegangan catu +3V pada pin VCC dan pin GDN.

3.2.5. Port Serial dan Antarmuka dengan Mikrokontroler

Antarmuka port serial dengan ATmega8L menggunakan port D0 dan D1 sebagai RX dan TX yang dihubungkan dengan MAX3232 pin 12 dan 11. MAX3232 adalah RS-232 driver dari Maxim Semiconductor yang bekerja dengan tegangan catu +3V. Pin 13 dan 14 MAX3232 dihubungkan dengan pin 3 dan 2 dari DB9 konektor female, yang akan digunakan sebagai konektor hubungan ke port serial pada komputer. Skema rangkaian antarmuka sebagaimana terlihat pada Gambar 22.

3.3. Perancangan Perangkat Lunak

Sistem yang dirancang bekerja dengan kendali dari mikrokontroler dan komputer sehingga perlu dirancang perangkat lunak sebagai program pengendali/aplikasi sistem. Perangkat lunak dirancang berbantuan bahasa pemrograman BASCOM Serial Demo Compiler 1.11.8.1 dan bahasa pemrograman LabVIEW™ 8.0 Serial Evaluation. Secara umum perangkat lunak yang dirancang mempunyai spesifikasi sebagai berikut:

- a. Program pada mikrokontroler untuk mengakuisisi data melalui saluran ADC0, ADC1, ADC2, ADC3, ADC4, ADC5, ADC6, dan ADC7 pada mikrokontroler Atmel AVR ATmega8535L dengan frekuensi cuplik 250 Hz yang diatur menggunakan Timer1 dengan berbantuan BASCOM Compiler.

- b. Program pada mikrokontroler untuk menerima dan mengirim data secara nirkabel melalui antarmuka 3-wire antara transceiver dan mikrokontroler dengan berbantuan BASCOM Compiler.
- c. Program pada mikrokontroler dan komputer untuk mengendalikan kinerja sensor berbantuan BASCOM Compiler dan LabVIEW 8.0.
- d. Program pada komputer untuk mengakuisisi data dari port serial dan mengolahnya seperti mengidentifikasi data, memanipulasi, kalkulasi, digital filtering berbantuan LabVIEW 8.0.
- e. Program pada komputer untuk aplikasi fungsi sistem peralatan dan menampilkan data (sinyal percepatan gerak tubuh untuk variasi aktivitas, status *Body Mass Index (BMI)*, jarak tempuh aktivitas dinamis, dan energi yang digunakan untuk variasi aktivitas statis dan dinamis) berbantuan LabVIEW 8.0.

Uraian masing-masing bagian perangkat lunak pada mikrokontroler dan komputer adalah sebagai berikut:

3.3.1. Program Aplikasi Mikrokontroler

Program aplikasi mikrokontroler terdiri dari dua bagian yakni program pada modul sensor *Accelerometer Transceiver* dan pada modul *Base Transceiver* yang masing-masing mempunyai fungsi tersendiri. Pada modul sensor akselerometer transceiver, program dirancang untuk mengakuisisi sinyal analog dan mengirimkannya ke modul base transceiver.

Program BASCOM yang dirancang untuk modul accelerometer transceiver terdiri dari beberapa subrutin, yakni:

- a. *Config_fullmode*, subrutin ini berfungsi untuk mengkonfigurasi transceiver sesuai dengan yang diinginkan.
- b. *Send_byte*, subrutin ini berfungsi untuk mengirimkan data secara serial ke transceiver.
- c. *Send_byte16*, subrutin ini berfungsi untuk mengirimkan data akuisisi ADC ke transceiver yang akan dikirim ke base transceiver.

- d. Read_byte16, subrutin ini berfungsi membaca data yang dikirim dari base transceiver.
- e. Config_transcvr, subrutin ini berfungsi untuk mengkonfigurasi transceiver menjadi transmitter atau receiver.
- f. Ambil, subrutin ini berfungsi untuk mengakuisisi sinyal sensor akselerometer.
- g. Kirim, subrutin ini berfungsi untuk mengirimkan data hasil akuisisi.

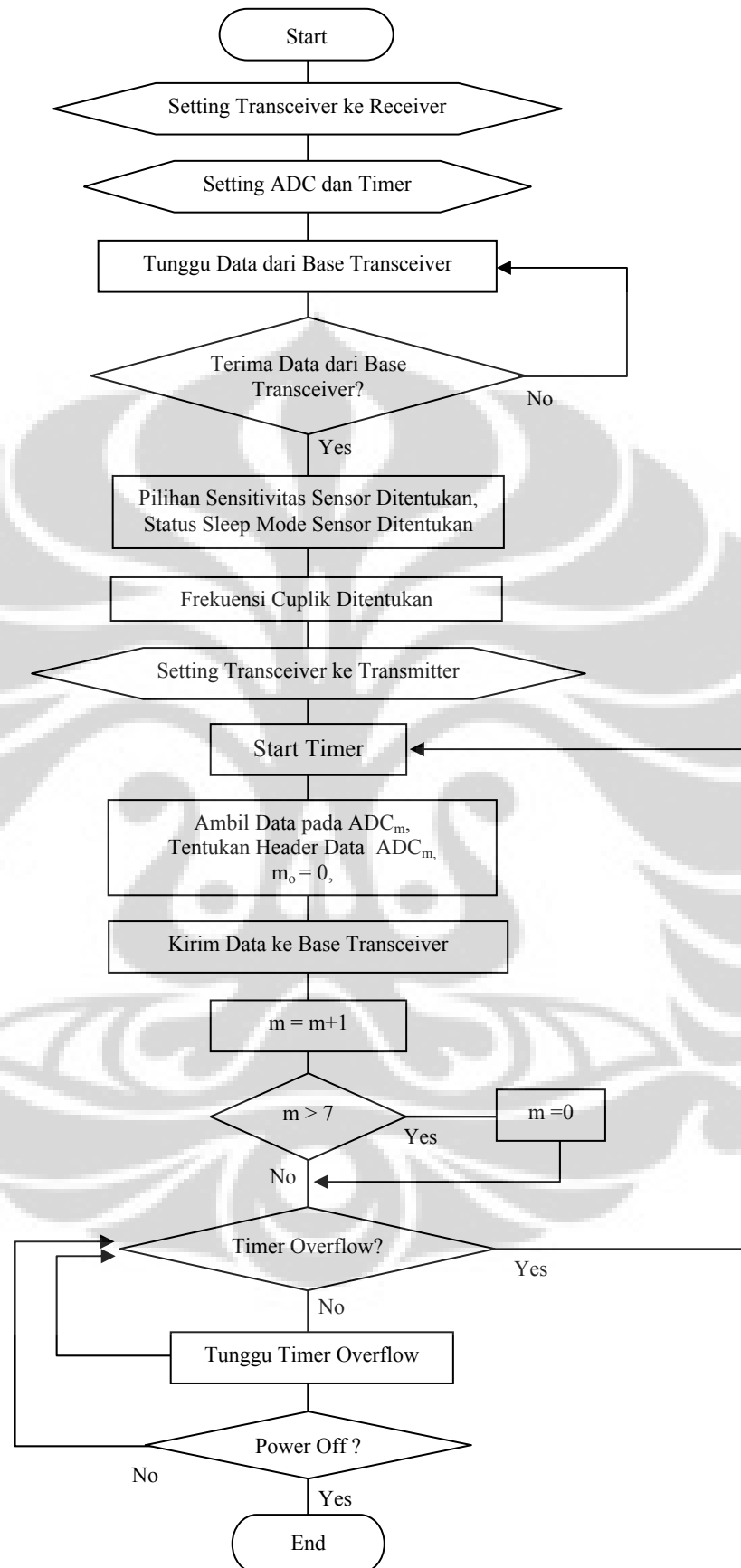
Diagram alir program mikrokontroler untuk Accelerometer Transceiver adalah seperti Gambar 26. Uraian dari diagram alir program mikrokontroler untuk Accelerometer Transceiver di atas adalah sebagai berikut :

- a. Transceiver diatur sebagai receiver untuk dapat menerima data dari komputer.
- b. ADC dijalankan dengan konversi tunggal dengan tegangan acuan dari AVCC. Frekuensi clock ADC diatur otomatis untuk mendapatkan nilai yang terbaik. Pernyataan lengkap untuk konfigurasi ini adalah Config Adc = Single , Prescaler = Auto , Reference = AVcc.
- c. Timer yang digunakan adalah Timer1 yang mempunyai resolusi 16 bit dengan mengatur prescaler 64. Pernyataan lengkap konfigurasi Timer1 adalah Config Timer1 = Timer, Prescaler = 64.
- d. Mikrokontroler akan menunggu data dari Base Transceiver yang berasal dari komputer. Data yang diterima berupa pilihan sensitivitas sensor dan status sleep mode sensor. Instruksi penerimaan data ini juga bertujuan untuk sinkronisasi, dimana mikrokontroler Accelerometer Transceiver baru bekerja hanya ketika mendapat instruksi dari komputer.
- e. Frekuensi data aktivitas pergerakan tubuh manusia adalah 5-20Hz. Untuk memenuhi teorema Nyquist maka frekuensi cuplik minimal yang harus ditentukan adalah sekitar 40Hz. Untuk mendapatkan hasil yang baik, maka dalam penelitian ini akan digunakan frekuensi sampling 250Hz. Frekuensi cuplik diatur menggunakan Timer1 16 bit (bernilai 6536-1) dengan prescaler 64, sehingga dengan frekuensi clock 8 MHz didapatkan resolusi 8 μ s. Jadi

untuk mendapatkan frekuensi cuplik 250Hz dimana waktu cuplik 0,004s maka diperlukan pencacahan timer sebanyak 500 kali. Untuk mendapatkan nilai cacahan 500 yang tepat digunakan teknik timer preloading, dimana timer tidak menghitung mulai dari 0 tetapi dimulai dari nilai yang diberikan hingga ke nilai maksimumnya. Jadi nilai yang diberikan ke Timer1 adalah 65035.

- f. Transceiver diatur sebagai transceiver untuk dapat mengirim data dari sensor.
- g. ADC 10 bit akan mengambil data dari sensor melalui 8 saluran yaitu ADC0, ADC1, ADC2, ADC3, ADC4, ADC5, ADC6, dan ADC7. Data setiap kanal ADC diambil bersamaan dengan *header* pengenalan masing-masing kanal ADC, dimana masing-masing kanal ADC mewakili keluaran data sensor pada sumbu-sumbu kakiX, kakiY, kakiZ, pahaX, pahaY, pahaZ, dadaX, dan dadaZ. Hal ini dilakukan agar setiap data yang dikirim dapat diidentifikasi kembali sebagai data sumber masing-masing keluaran sensor. Oleh karena itu resolusi data yang akan dikirim menjadi 16 bit. Format data dengan payload 16 bit yakni `&b#####`, dimana nilai bit ke 1 sampai 10 merupakan data dari sensor, dan nilai bit ke 11 sampai 16 merupakan nilai header masing-masing kanal ADC.
- h. Setelah data diperoleh, maka data dari setiap saluran akan dikirim dengan payload 16 bit bersamaan dengan panjang address 40 bit bernilai `&H0000000000` ke Base Transceiver.
- i. Langkah g akan diulangi untuk setiap saluran ADC dengan instruksi start timer dan pengiriman data dilakukan bergiliran untuk setiap data dari saluran ADC sampai timer *overflow*.
- j. Power off merupakan pilihan keputusan eksternal (suplai daya on atau off) yang diasumsikan jika program ingin dihentikan. Aktualnya program akan terus kontinyu selama daya baterai mencukupi.

Untuk mengurangi noise, ketika ADC melakukan konversi mikrokontroler dibuat dalam posisi *idle*. Hal ini dilakukan dengan menggunakan interrupt ADC, dimana sewaktu ADC mulai konversi program akan melompat ke subrutin konversi, setelah selesai maka interrupt akan dibangkitkan untuk mengembalikan mikrokontroler ke posisi aktif.



Gambar 26. Flowchat program mikrokontroler untuk Accelerometer Transceiver

Pada modul base transceiver, program dirancang untuk menunggu data pemilihan sensitivitas sensor dan status sleep mode dari komputer, lalu mengirimkannya ke modul accelerometer transceiver. Kemudian mikrokontroler menunggu data dari accelerometer transceiver dan dikirim ke komputer melalui port serial. Program BASCOM yang dirancang untuk modul base transceiver terdiri dari lima subrutin yakni Config_fullmode, Send_byte, Send_byte16, Read_byte16, dan Config_transcvr.

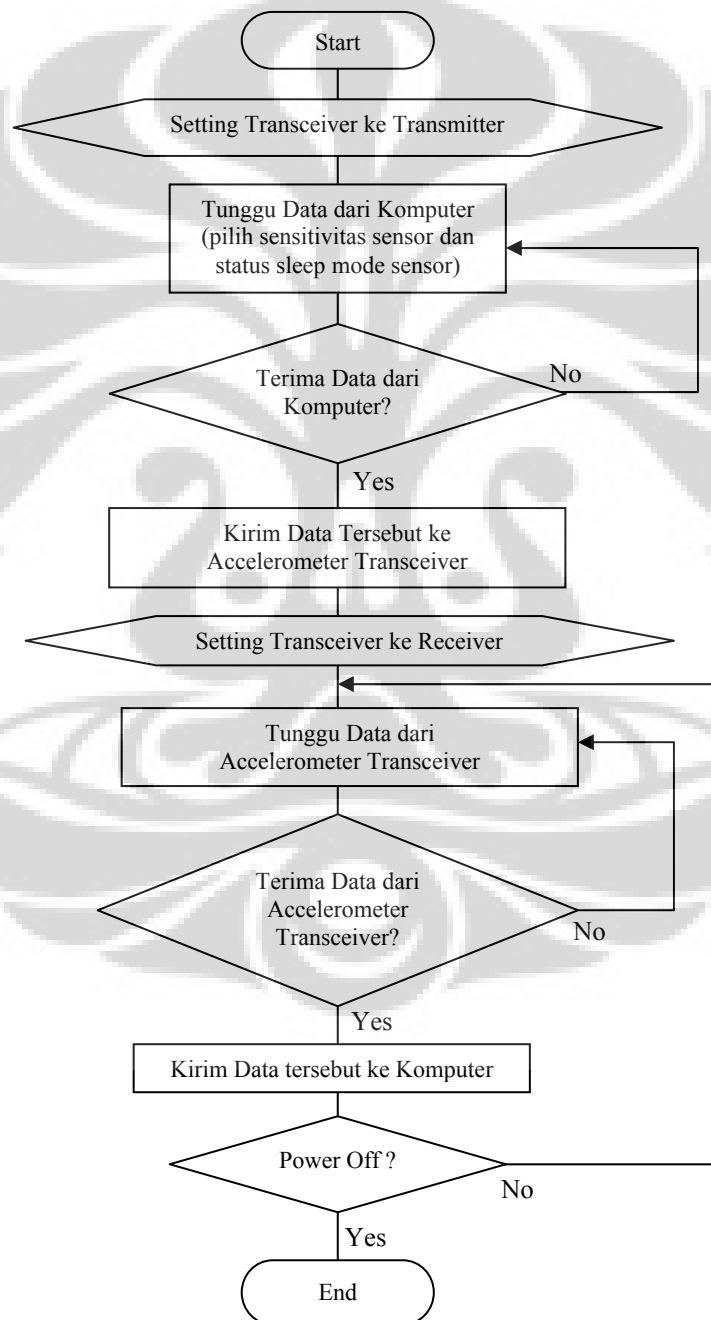
Semua subrutin pada base transceiver mempunyai fungsi yang sama sebagaimana pada program accelerometer transceiver. Modul ini digunakan untuk menyampaikan data yang diterima dari accelerometer transceiver ke komputer melalui port serial. Untuk memenuhi kebutuhan komunikasi data dengan maksimum rate 2000 byte per detik (Bps), maka diperlukan minimum transfer rate 28800 bit per detik (bps). Pada penelitian ini diatur baudratanya sebesar 38400 bps sehingga transfer rate maksimumnya adalah 4800 Bps. Untuk mendapatkan baudrate yang tinggi dengan kesalahan 0%, dilakukan overclocking pada mikrokontroler dengan menggunakan kristal 11,0592 MHz. Diagram alir program base transceiver seperti Gambar 27. Uraian dari diagram alir program mikrokontroler untuk Base Transceiver di atas adalah sebagai berikut :

- a. Transceiver diatur bersikap sebagai transmitter untuk dapat mengirim data yang berasal dari komputer.
- b. Mikrokontroler menunggu data dari komputer berupa kode string untuk pilihan sensitivitas dan status sleep mode sensor. Data karakter string dari komputer dimasukkan melalui instruksi "waitkey()" dimana mikrokontroler akan menerjemahkan kode string dalam desimal, seperti pada Tabel 12. Data yang telah diterima akan dikirim ke modul accelerometer transceiver.

Tabel 12. Pembacaan kode karakter string dalam desimal

Karakter String	Desimal
0	48
1	49
2	50
3	51

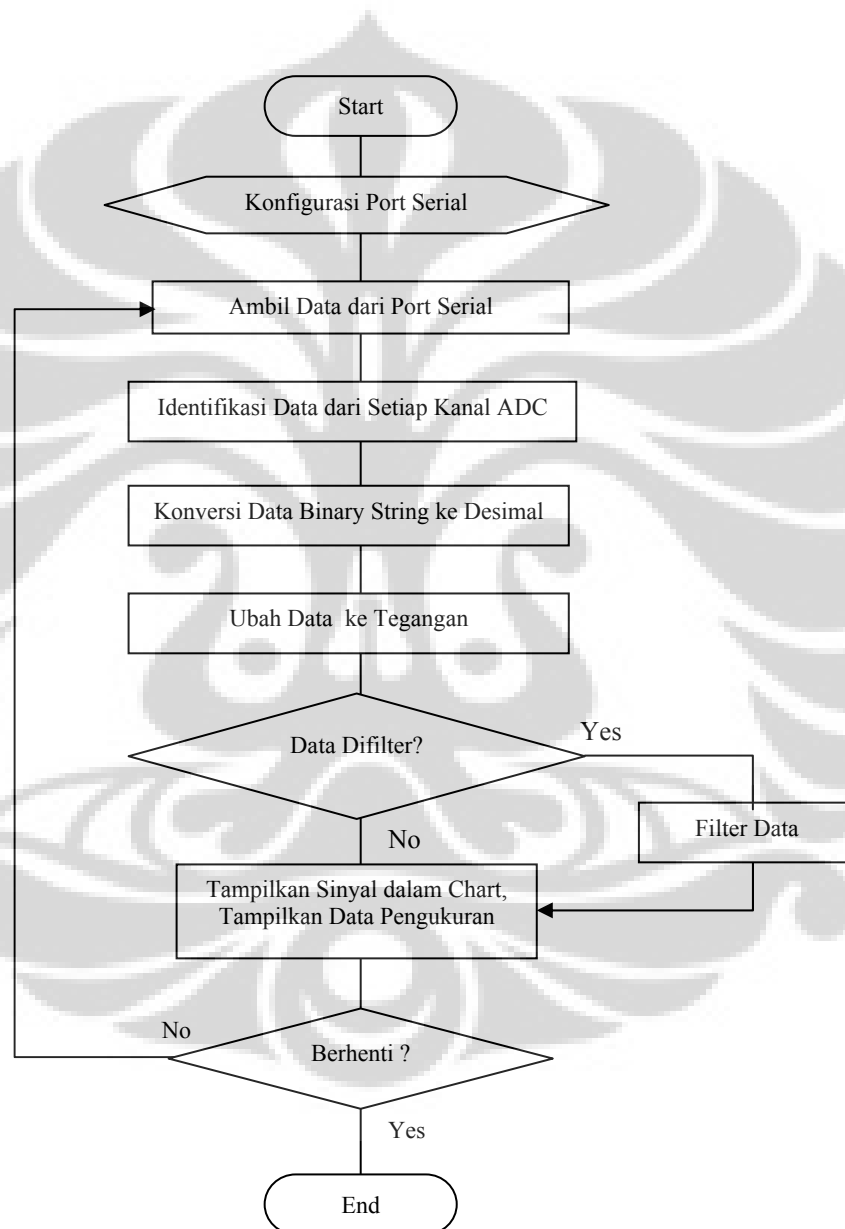
- c. Selanjutnya transceiver diatur bersikap sebagai receiver untuk dapat menerima data dari accelerometer transceiver.
- d. Data akan dikirim ke komputer melalui port serial dalam format binary string.
- e. Power off merupakan pilihan keputusan eksternal (suplai daya on atau off) yang diasumsikan jika program ingin dihentikan. Aktualnya program akan terus kontinyu selama daya baterai mencukupi.



Gambar 27. Diagram alir program mikrokontroler untuk Base Transceiver

3.3.2. Program Aplikasi Komputer

Program aplikasi komputer ini dibuat dengan bahasa pemrograman grafik LabVIEW. Pada program terdapat beberapa SubVIs utama yakni Serial Port Config, Header Definition, Binary to Decimal Conversion, Filter Digital *Moving Average*, dan Pedometer (Energy Calculation dan Status *BMI*). Adapun diagram alir program LabVIEW adalah seperti gambar di bawah ini.



Gambar 28. Diagram alir program LabVIEW

Serial Port Config SubVIs adalah pengaturan konfigurasi port serial yang dirancang untuk mengambil dan mengirim data dari dan ke port serial. Hal ini dilakukan dengan menggunakan beberapa SubVI pada palet *VISA (Virtual Instrument Software Architecture)* Serial yang terdapat pada fungsi Instrument I/O. Mula-mula dilakukan konfigurasi pada serial port menggunakan VISA Serial Config dengan mengkonfigurasi parameternya seperti port number, baudrate, bit data, bit stop, parity, flow control dan lain sebagainya. SubVI VISA Input Buffer Size digunakan untuk menentukan ukuran buffer masukan untuk menghindari hilangnya data saat pengambilan.

VISA Write digunakan untuk menentukan pilihan sensitivitas dan status sleep mode sensor yang akan dilakukan oleh mikrokontroler dengan menulis karakter string 0, 1, 2 atau 3 ke port serial yang merupakan pilihan sensitivitas sebesar 1,5g, 2g, 4g, atau 6g secara berurutan. Setelah itu data akan dibaca dari port serial menggunakan VISA Read. Setelah proses looping dihentikan maka koneksi ditutup menggunakan SubVI VISA Close, agar port serial dapat digunakan oleh aplikasi di luar LabVIEW.

SubVIs Header Definition dirancang untuk mengidentifikasi data dari masing-masing kanal ADC yang mewakili data sinyal keluaran sumbu tertentu dari sensor, seperti terlihat pada Tabel berikut. SubVI ini bekerja dengan cara mencocokkan data masukan dengan nilai header yang ditentukan dan mencocokkan panjang data dengan nilai yang ditentukan. Jika tidak ada data yang sesuai maka data dianggap error. Kemudian data dipisahkan dari headernya sehingga yang olah selanjutnya adalah data orisinal dari sensor dengan resolusi 10 bit.

Tabel 13. Identifikasi header untuk setiap kanal ADC

Header Binary String	Saluran ADC	Data Sensor
100000	ADC0	kakiX
100001	ADC1	kakiY
100010	ADC2	kakiZ
100011	ADC3	pahaX
100100	ADC4	pahaY
100101	ADC5	pahaZ
100110	ADC6	dadaX
100111	ADC7	dadaZ

SubVI Binary to Decimal Conversion dirancang untuk melakukan konversi nilai data yang masih dalam format binary string menjadi nilai desimal. Proses konversi dilakukan dengan sistem bilangan berbasis 10 menggunakan persamaan :

$$d_n R^n + d_{n-1} R^{n-1} + \dots + d_1 R^1 + d_0 R^0 \quad (16)$$

dimana n adalah jumlah digit, dan R adalah Radix. Data dalam format desimal kemudian diubah ke dalam nilai tegangan dengan cara membagi data dengan nilai 10 bit (1024) dan mengalikannya dengan tegangan acuan ADC sebesar 3V.

$$V_{outdigital} = \frac{V_{incount}}{resolusiADC} \cdot AVcc \quad (17)$$

$$V_{outdigital} = \frac{V_{incount}}{1024} \cdot 3V \quad (18)$$

dimana $V_{outdigital}$ adalah nilai keluaran data, $V_{incount}$ adalah nilai data dalam cacahan digital, resolusi ADC adalah 10 bit yang bernilai (1024-1), dan AVcc adalah tegangan acuan ADC.

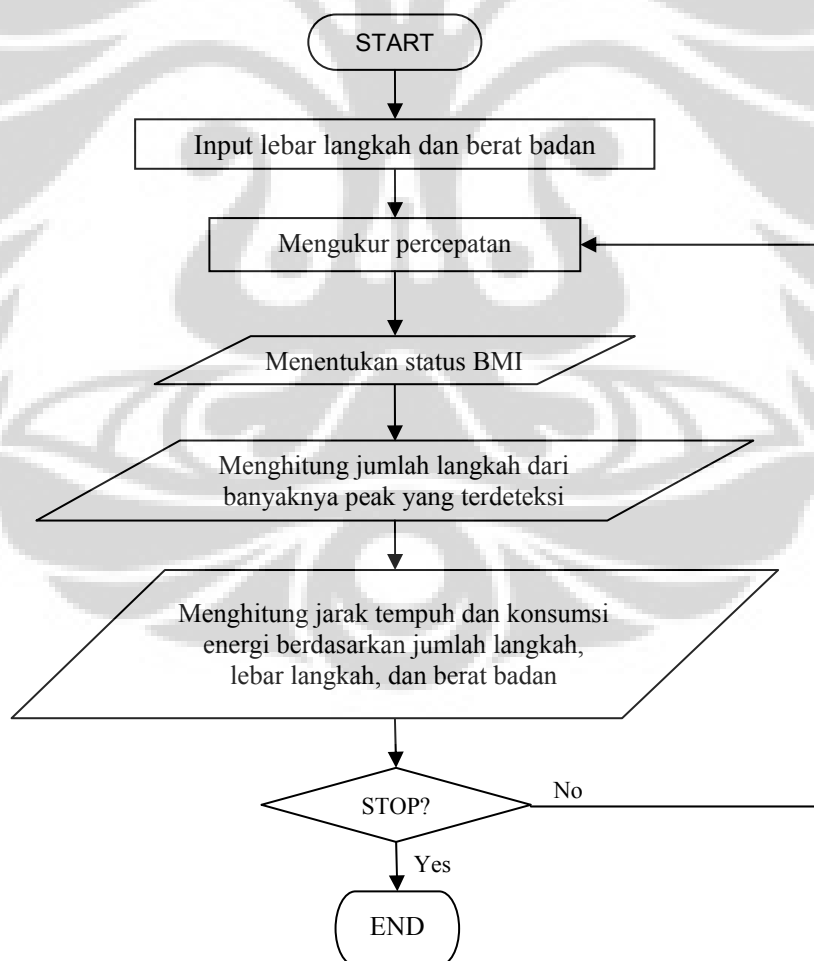
Selanjutnya data memasuki SubVI Filter Digital yang menggunakan filter tipe *n-point moving average smoothing*. Filter ini digunakan untuk mendapatkan sinyal data yang mulus bebas dari derau dengan teknik merata-ratakan n-point data untuk mendapatkan titik data yang mewakili nilai tengahnya. Filter menggunakan *half-width of moving average* sebesar 4, sehingga lebar data yang dirata-ratakan adalah sebanyak 9 sampel data. Landasan teori dari filter yang dirancang seperti dijelaskan dalam tinjauan kepustakaan.

Data yang telah difilter ini merupakan data yang dipakai untuk aplikasi fungsi sistem instrumentasi yang dirancang. Data tersebut digunakan pada SubVI Pedometer yang berfungsi untuk memantau aktivitas, menentukan status BMI, mengukur jarak tempuh, mengukur energi yang digunakan oleh subyek uji.

Pemantauan aktivitas dilakukan melalui tampilan sinyal pada waveform chart dengan menentukan perubahan baseline dari masing-masing aktivitas. Status

BMI ditentukan dengan melakukan kalkulasi terhadap parameter berat badan dan tinggi badan subyek uji. Nilai berat badan dan tinggi badan merupakan nilai kontrol yang dapat diubah-ubah sesuai dengan karakteristik subyek uji. Hasil kalkulasi akan menampilkan indikator status BMI dalam bentuk string.

Proses penghitungan dan pengukuran jarak tempuh dilakukan dengan menggunakan SubVI Peak Detector Point by Point dengan memberikan nilai ambang puncak dimana puncak-puncak sinyal akan dideteksi. Jumlah puncak yang dideteksi dikalikan dengan nilai lebar langkah. Lebar langkah merupakan nilai kontrol yang dapat diubah-ubah sesuai dengan karakteristik subyek uji. Sedangkan pengukuran energi masing-masing aktivitas yang dilakukan oleh subyek uji dilakukan dengan memakai persamaan (2) dengan faktor perkalian nilai MET masing-masing aktivitas.



Gambar 29. Diagram alir program pedometer

4. METODOLOGI PENELITIAN

4.1. Waktu dan Tempat

Penelitian bersifat eksperimental di Laboratorium Komputer, Laboratorium Elektronika Jurusan Fisika FMIPA Universitas Indonesia, dan di lingkungan Universitas Indonesia selama delapan bulan.

Subjek penelitian ini hanya satu orang, dimana aktifitas subjek akan diukur menggunakan alat komersial dan alat yang dibuat dalam penelitian ini. Data subyek adalah jenis kelamin laki-laki, umur 32 tahun, tinggi badan 178 cm, berat badan 66 kg.

4.2. Prosedur Penelitian

Prosedur yang dilakukan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

a. Studi literatur

Pada tahap ini peneliti mengumpulkan dan mempelajari bahan bacaan dan referensi lainnya yang berkaitan dengan topik penelitian dari jurnal, buku-buku instrumentasi, buku-buku teknologi biomedik, aplikasi mikrokontroler, datasheet, dan internet.

b. Penyusunan proposal

Penyusunan rencana kerja penelitian secara teoretis untuk memperoleh masukan dan arahan yang baik bagi penelitian.

c. Perancangan dan pembuatan alat

Pada tahap ini peneliti merancang sistem dan skema rangkaian serta komponen/peralatan yang akan digunakan. Kemudian membangun alat berdasarkan rancangan sistem dan skema rangkaian yang telah dibuat.

d. Pengujian sistem hardware

Melakukan pengujian terhadap alat yang telah dibuat untuk disesuaikan dengan sistem serta fungsi kerjanya agar diperoleh unjuk kinerja yang baik. Pengujian dilakukan untuk mengevaluasi apakah sensor dapat memberikan sinyal keluaran dan apakah sistem mikrokontroler dapat ditanamkan program serta berfungsi dengan baik.

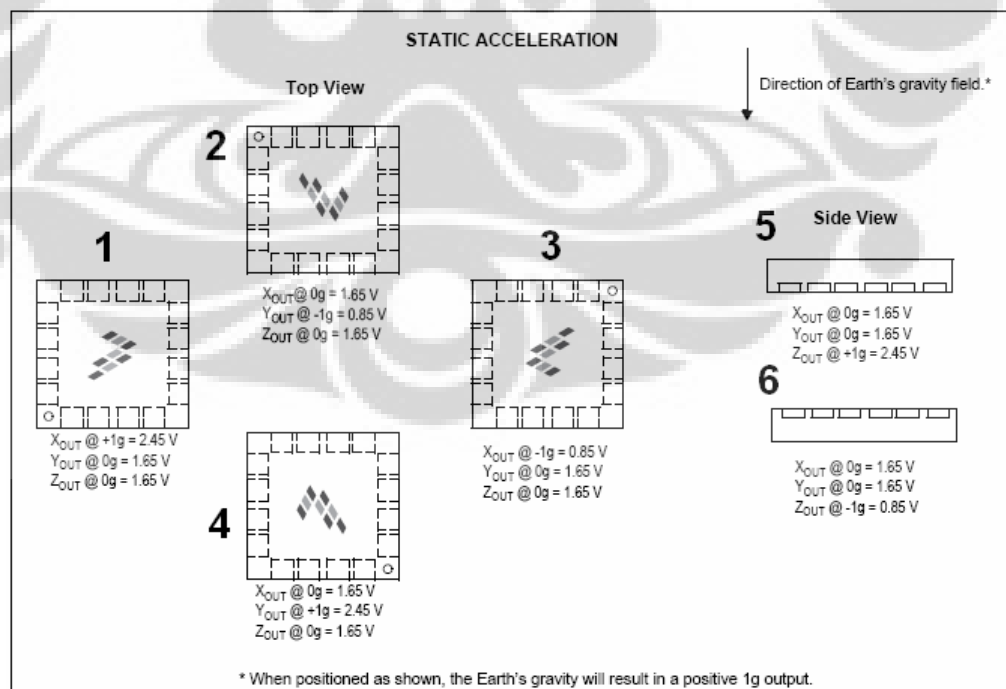
e. Pembuatan program software

Pada tahap ini peneliti merancang dan membuat program untuk mikrokontroler dan komputer. Program untuk sistem akuisisi data dari sensor dan komunikasi data secara nirkabel dibuat menggunakan bahasa pemrograman BASCOM, sedangkan sistem pengendalian hardware, pengolahan data serta pemantauannya pada komputer dibuat menggunakan bahasa pemrograman LabVIEW.

f. Pengujian sistem terpadu

Peneliti melakukan pengujian terhadap sistem keseluruhan peralatan yang telah dibuat dan disesuaikan dengan fungsinya. Pengujian meliputi kalibrasi karakteristik sinyal keluaran, pengujian unjuk kerja sistem, dan pengujian fungsi kerja sistem.

Kalibrasi karakteristik sinyal keluaran dilakukan dengan menempatkan semua sensor pada posisi-posisi seperti pada Gambar 30 untuk mendapatkan nilai percepatan statik dalam besaran tegangan listrik. Penempatan sensor seperti pada Lampiran 8. Nilai tersebut adalah tanggapan sensor terhadap gravitasi bumi. Kalibrasi dilakukan untuk mengetahui apakah nilai-nilai parameter sistem yang dihasilkan sesuai dengan spesifikasi yang diharapkan.



Gambar 30. Referensi kalibrasi nilai keluaran sensor pada sensitivitas 1.5g, tegangan kerja 3.3 V, dan suhu 25°C.

Nilai acuan keluaran sensor dari posisi-posisi percepatan statik untuk kalibrasi, merupakan referensi dari datasheet pada sensitivitas 1.5g, tegangan kerja 3.3V, dan suhu 25°C, seperti pada Tabel 14 berikut:

Tabel 14. Nilai acuan kalibrasi keluaran sensor pada tegangan kerja 3.3V dan suhu 25 °C

Posisi Kalibrasi Sensor	Sumbu Keluaran Sensor	Keluaran Sensor pada Komputer (V)		
		+1g	0g	-1g
1	X	2.45		
	Y		1.65	
	Z		1.65	
2	X		1.65	
	Y			0.85
	Z		1.65	
3	X			0.85
	Y		1.65	
	Z		1.65	
4	X		1.65	
	Y	2.45		
	Z		1.65	
5	X		1.65	
	Y		1.65	
	Z	2.45		
6	X		1.65	
	Y		1.65	
	Z			0.85

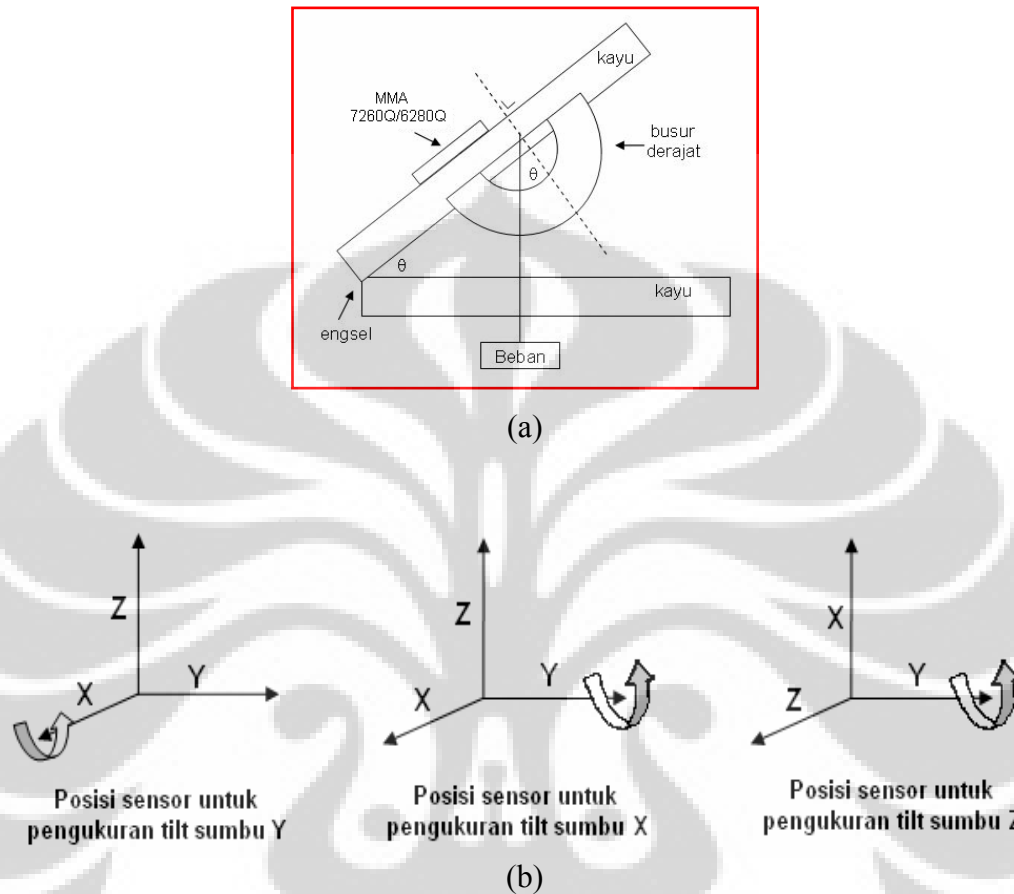
Secara umum nilai keluaran sensor pada posisi statik adalah seperti Tabel 15 berikut:

Tabel 15. Rekapitulasi nilai acuan kalibrasi pada tegangan kerja 3.3V dan suhu 25 °C

Sumbu Keluaran Sensor	Keluaran Sensor (V)		
	+1g	0g	-1g
X	2.45	1.65	0.85
Y	2.45	1.65	0.85
Z	2.45	1.65	0.85

Pengujian linearitas keluaran sensor dilakukan dengan mengukur nilai keluaran berdasarkan perubahan sudut kemiringan sensor (*tilt*) dari 0° sampai 90°. Sedangkan pengujian tanggapan kerja sistem peralatan dilakukan dengan

cara melihat perubahan sinyal keluaran saat dikenakan percepatan pada masing-masing sumbu XYZ.



Gambar 31. (a) Prosedur pengujian linearitas keluaran sensor berdasarkan perubahan sudut kemiringan, (b) Posisi penempatan sensor untuk pengukuran *tilt*

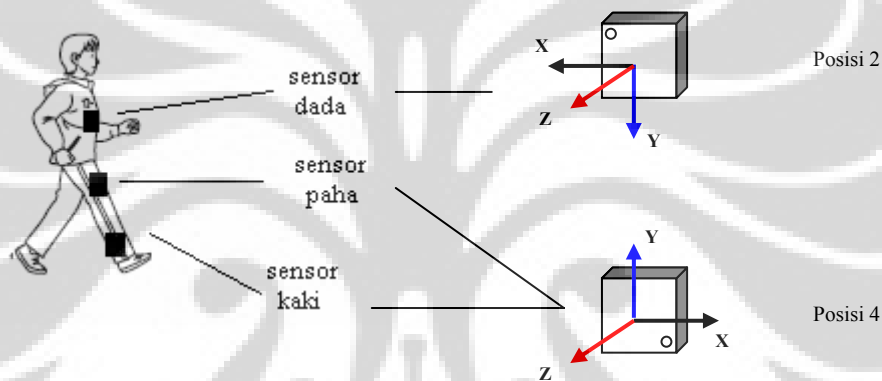
g. Pengambilan data dan pengolahan data

Pengambilan sampel data dilakukan sesuai dengan fungsi peralatan dan kemudian diolah dengan program yang telah dibuat. Data yang diambil adalah *baseline* keluaran sensor untuk aktivitas statis subyek uji (seperti berdiri, duduk, dan tidur) serta *baseline* puncak keluaran sensor untuk aktivitas dinamik subyek uji (seperti berjalan, berlari, dan naik tangga). Selain itu dari pengolahan data juga didapatkan data jumlah langkah, jarak tempuh, dan pemakaian energi dari aktivitas subyek uji.

Untuk mendapatkan data yang menggambarkan jenis aktivitas, sensor diletakkan pada bagian tubuh subyek uji yang akan memberikan hasil yang

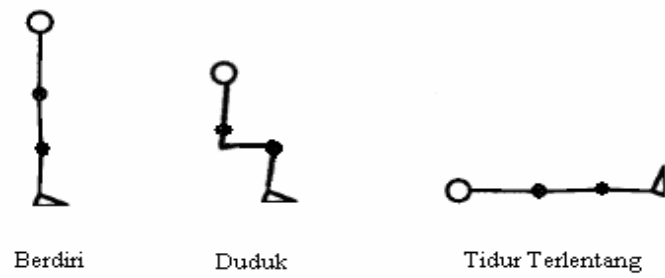
sangat signifikan, yakni bagian kaki, paha, dan dada seperti terlihat pada Gambar 32. Mula-mula semua sensor ditempatkan tegak lurus pada tubuh subyek uji dengan postur berdiri sebagai acuan.

Sensor kaki dan paha diletakkan seperti posisi 4 pada kalibrasi. Sensor kaki ditempatkan di bagian samping kaki kanan sekitar sepertiga bagian dari mata kaki ke lutut. Sensor paha ditempatkan di bagian samping paha sekitar sepertiga bagian dari lutut ke pinggang. Sedangkan sensor dada ditempatkan di bagian tengah dada seperti posisi 2 pada kalibrasi. Modul accelerometer transceiver ditempatkan dipinggang subyek uji, dimana hubungan dengan sistem sensor dilakukan dengan kabel.

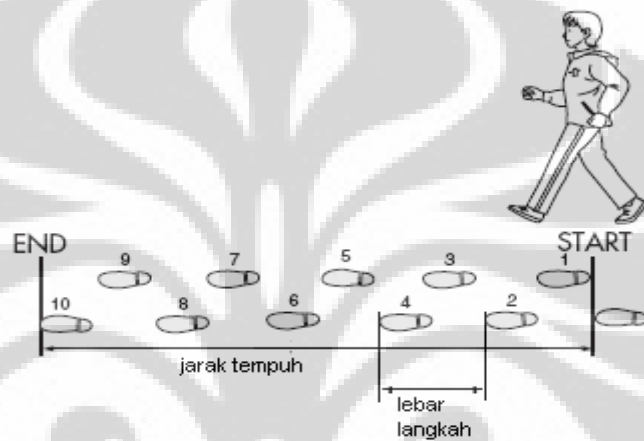


Gambar 32. Orientasi penempatan sensor pada subyek uji

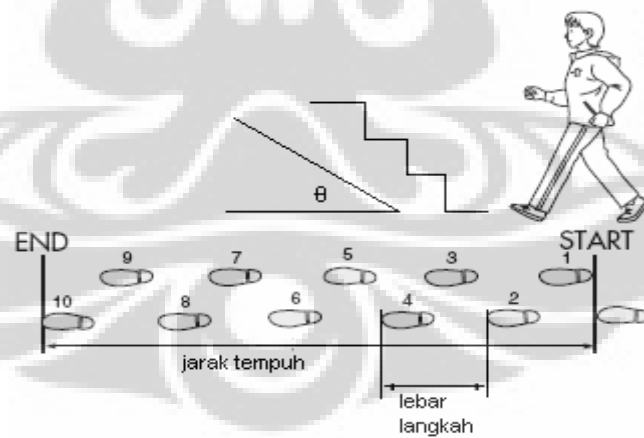
Cara pengambilan data untuk aktivitas fisik statis dan dinamis adalah sebagaimana ilustrasi di bawah ini.



(a)



(b)



(c)

Gambar 33. Ilustrasi aktivitas statis dan dinamis, (a) berdiri, duduk, dan tidur, (b) berjalan atau berlari, dan (c) naik tangga pada saat uji pengambilan data.

Aktivitas "berdiri" dilakukan dimana subyek uji berdiri dengan tegak lurus sesuai postur tubuh. Aktivitas "duduk" dilakukan dimana subyek uji duduk tegak lurus pada kursi yang memberikan sudut tegak lurus antara kaki dan paha. Sedangkan aktivitas "tidur" dilakukan dimana subyek uji berbaring terlentang.

h. Penulisan laporan hasil penelitian

Hasil pengujian dan pengambilan data dianalisa sehingga diperoleh suatu kesimpulan dan saran untuk perbaikan dan pengembangan penelitian lebih lanjut.

4.3 Alat dan Bahan

Secara umum alat dan bahan yang digunakan pada penelitian ini adalah:

a. Komputer

Komputer digunakan untuk mengendalikan sistem peralatan, mengolah, dan menampilkan data.

b. Perangkat lunak pendukung

Bahasa pemrograman utama yang digunakan adalah LabVIEW 8.0 Serial Evaluation dan BASCOM Serial Demo Compiler 1.11.8.1. Perangkat lunak ini digunakan untuk membuat program aplikasi kendali sistem.

c. Modul mikrokontroler AVR dari Atmel Corp.

Rangkaian terpadu mikrokontroler yang digunakan adalah Atmel AVR ATmega8535L dan ATmega8L. Komponen ini digunakan sebagai pengendali akuisisi data dan komunikasi data.

d. Sensor

Sensor yang digunakan adalah sensor percepatan akselerometer 3D MMA7260Q dan 2D (MMA6280Q) dari Freescale Semiconductor. Sensor ini digunakan untuk mengubah besaran percepatan menjadi tegangan listrik.

e. Modul Transceiver RF

Transceiver RF yang digunakan adalah TRW-2.4G dari Wenshing Electronics. Transceiver digunakan untuk melakukan komunikasi data antara modul accelerometer transceiver dengan base transceiver.

f. Komponen Elektronik (resistor, kapasitor, power regulator, dll)

Komponen-komponen ini digunakan untuk membangun sistem perangkat keras pada perangkat kerasnya.

g. Multimeter HELES UX35

Alat ini digunakan untuk melakukan pengujian pada sistem.

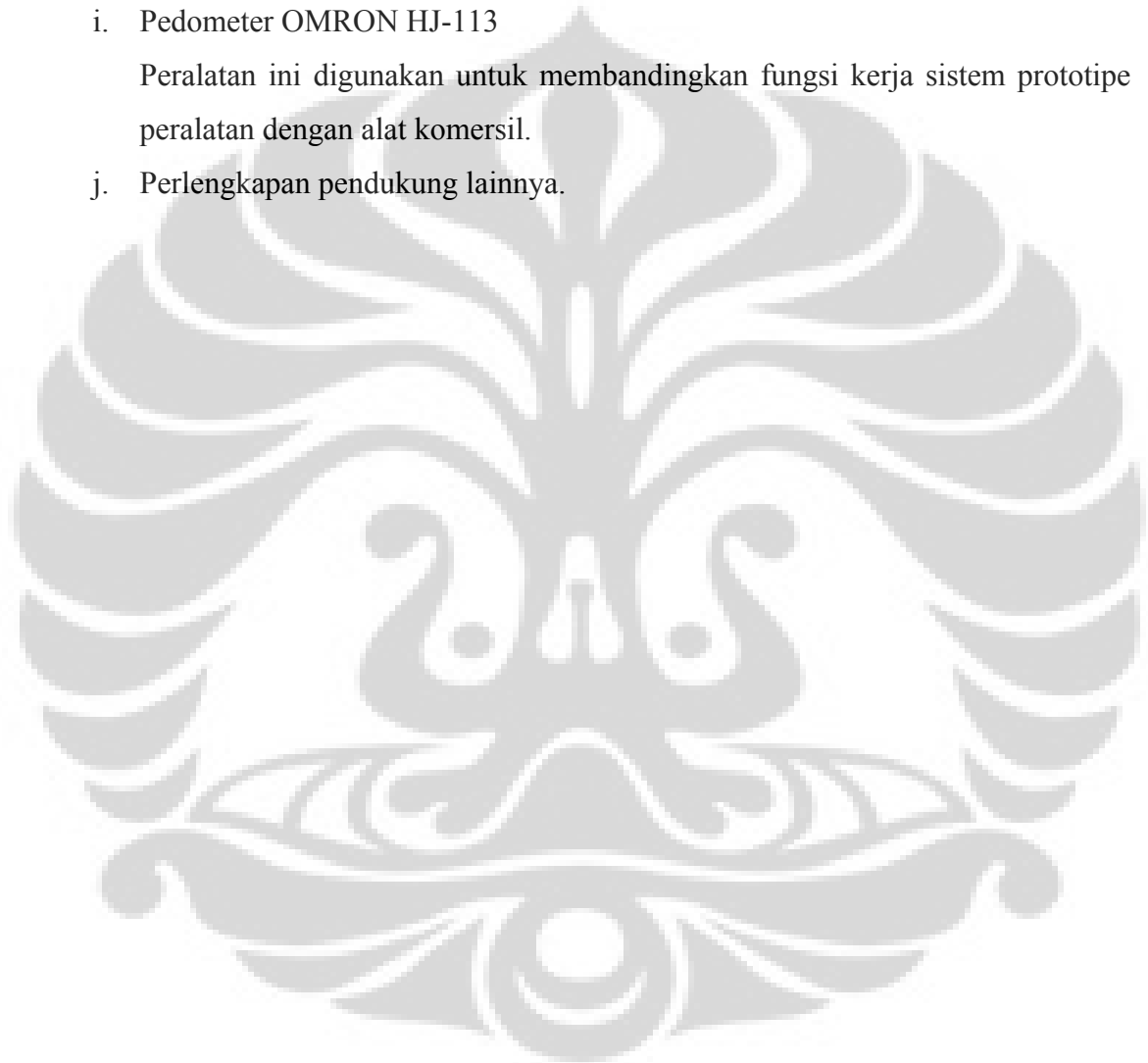
h. Waterpas, thermometer, busur, penggaris, dll

Alat ini digunakan untuk membantu pengujian sistem yang telah dirancang.

i. Pedometer OMRON HJ-113

Peralatan ini digunakan untuk membandingkan fungsi kerja sistem prototipe peralatan dengan alat komersil.

j. Perlengkapan pendukung lainnya.



5. HASIL DAN PEMBAHASAN

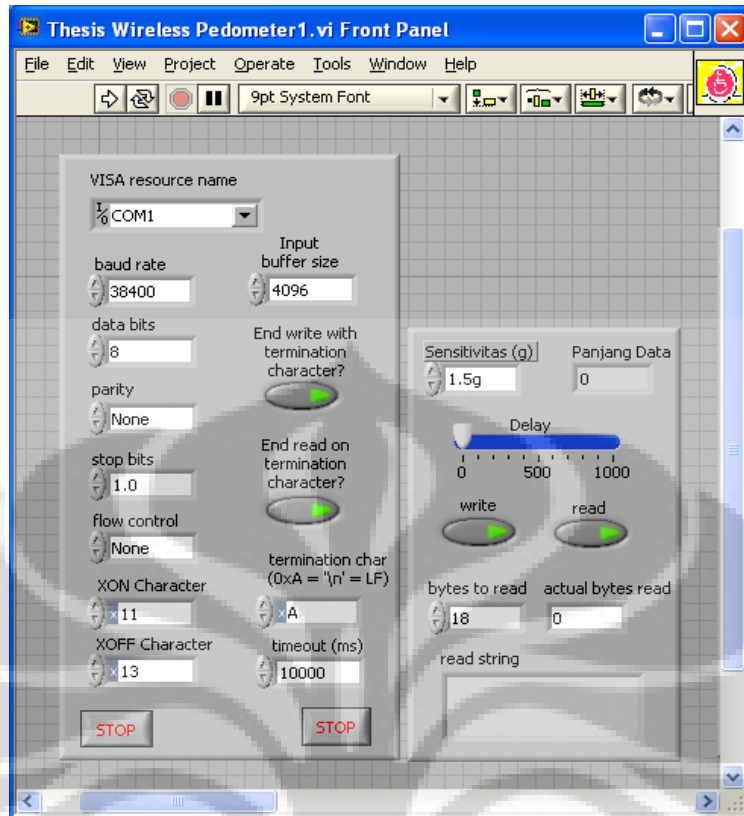
5.1. Hasil

5.1.1. Perangkat Keras

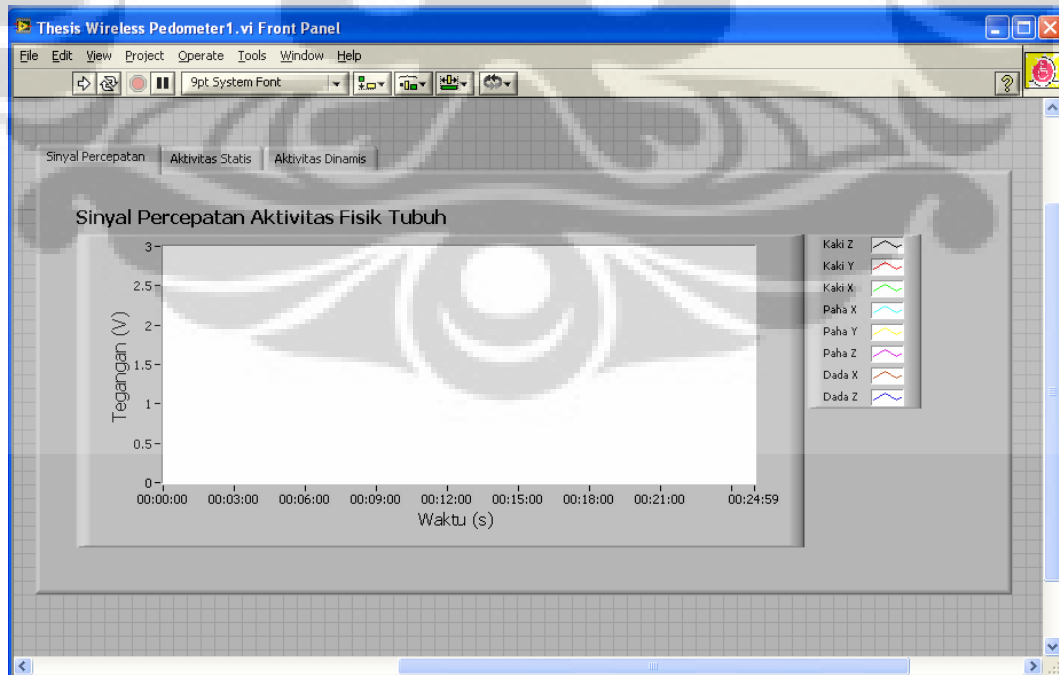
Penelitian telah menghasilkan sebuah prototipe perangkat keras sistem peralatan pemantauan aktivitas fisik tubuh. Secara umum perangkat terdiri dari sistem sensor akselerometer, modul accelerometer transceiver, dan modul base transceiver. Prototipe ini peneliti namakan SPAFT-NA (Sistem Pemantau Aktivitas Fisik Tubuh Nirkabel berbasis Akselerometer). Spesifikasi dari prototipe ini seperti yang telah dijelaskan pada perancangan sistem peralatan. Bentuk fisik dari sistem instrumentasi yang dibuat seperti terlihat pada lampiran.

5.1.2. Perangkat Lunak

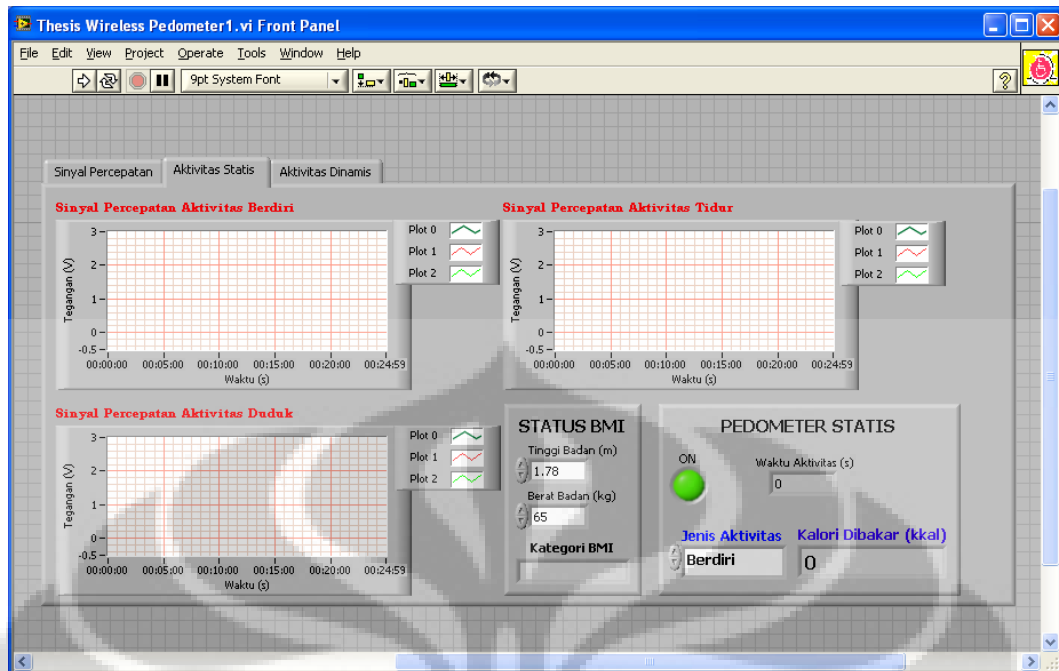
Perangkat lunak yang dihasilkan dibuat dengan berbantuan LabVIEW 8.0 Serial Evaluation dan BASCOM Serial Demo Compiler 1.11.8.1 yang mempunyai spesifikasi sebagaimana dijelaskan pada perancangannya. Perangkat lunak memberikan tampilan beberapa panel yang terdiri dari panel kontrol konfigurasi port serial, panel kontrol pemilihan sensitivitas dan status sleep mode sensor, indikator pembacaan data di buffer VISA serial, indikator sinyal percepatan aktivitas tubuh, serta indikator kontrol dan pembacaan pedometer, sebagaimana terlihat pada Gambar 34, Gambar 35, Gambar 36, dan Gambar 37.



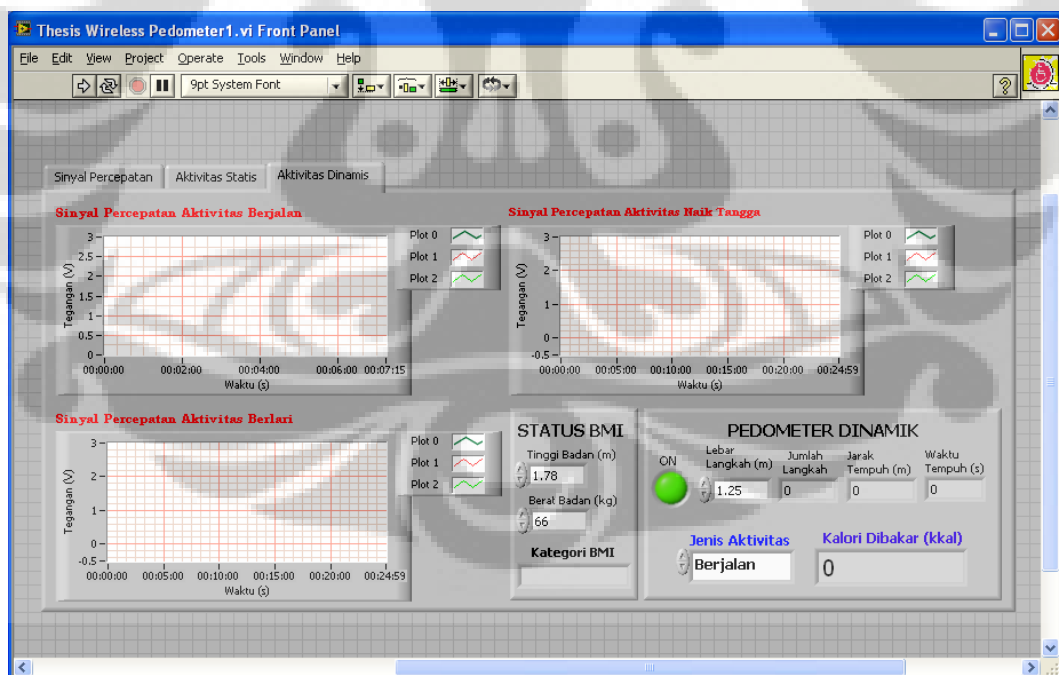
Gambar 34. Tampilan panel konfigurasi port serial dan pemilihan sensitivitas sensor



Gambar 35. Panel tampilan chart sinyal percepatan aktivitas tubuh



Gambar 36. Panel tampilan pedometer aktivitas tubuh statis



Gambar 37. Panel tampilan pedometer aktivitas tubuh dinamis

5.1.3. Kalibrasi Sensor MMA7260Q dan MMA6280Q

Pengkalibrasian dilakukan untuk mengetahui ketepatan jangkauan nilai sensitivitas aktual sesuai dengan spesifikasi yang diharapkan dan direkomendasikan. Hasil pengujian kalibrasi keluaran masing-masing sumbu sensor pada +1g, 0g, dan -1g, dengan sensitivitas 1.5g sebagaimana tercantum dalam Tabel 16. Data selengkapnya pada setiap sensitivitas seperti di Lampiran 1.

Tabel 16. Nilai aktual keluaran sensor pada tegangan kerja 3V, dan sensitivitas 1.5g

Sumbu Keluaran Sensor	Keluaran Sensor (V)		
	+1g	0g	-1g
kakiX	2.171	1.395	0.693
kakiY	2.315	1.563	0.856
kakiZ	2.273	1.530	0.818
pahaX	2.094	1.334	0.641
pahaY	2.297	1.575	0.849
pahaZ	2.192	1.467	0.720
dadaX	2.169	1.427	0.683
dadaZ	2.242	1.479	0.790

5.1.4. Pengujian Linearitas Sistem

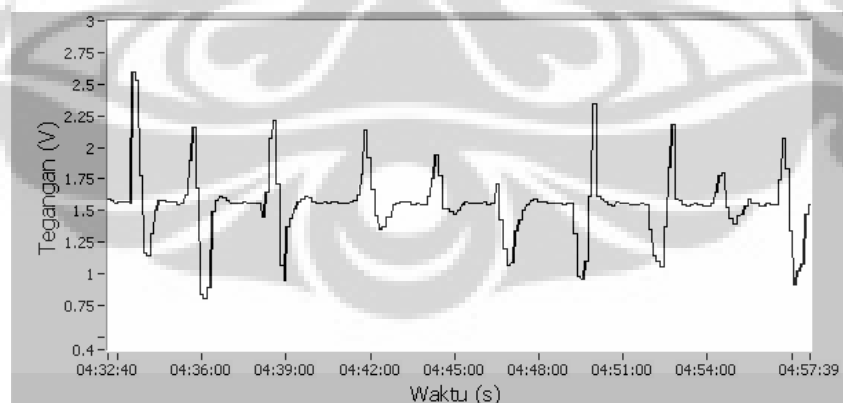
Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui apakah keluaran sensor untuk setiap sumbunya linear atau tidak. Pengujian dilakukan berdasarkan kontrol variasi perubahan sudut kemiringan (*tilt*) yang dibentuk hanya pada sensitivitas 1.5g. Data lengkap untuk masing-masing keluaran sumbu sebagaimana pada Lampiran 2.

Tabel 17. Data uji linearitas keluaran sensor berdasarkan *tilt* pada 1.5g

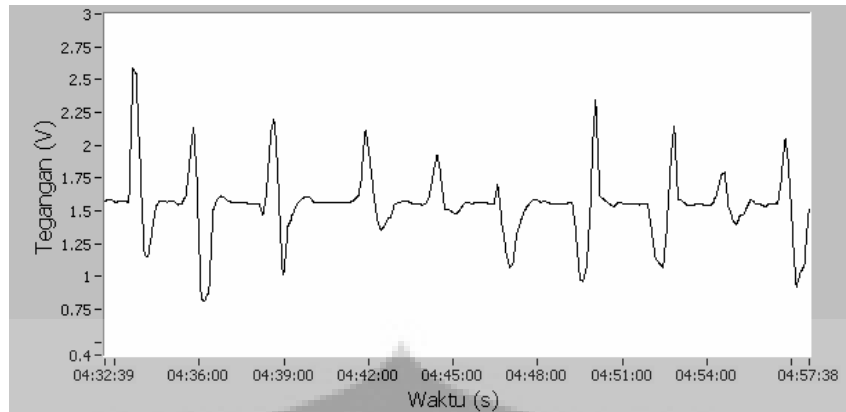
<i>Tilt</i> yang Dibentuk ($^{\circ}$)	Rerata Keluaran Sensor (V)							
	kaki X	paha X	dada X	kaki Y	paha Y	Kaki Z	paha Z	dada Z
	1.429	1.360	1.449	1.564	1.561	1.535	1.439	1.459
	1.550	1.469	1.575	1.606	1.606	1.579	1.489	1.497
10	1.642	1.577	1.659	1.653	1.659	1.624	1.532	1.539
15	1.729	1.600	1.754	1.702	1.703	1.671	1.581	1.584
20	1.812	1.740	1.842	1.744	1.743	1.717	1.631	1.642
25	1.862	1.789	1.878	1.790	1.787	1.787	1.675	1.689
30	1.908	1.831	1.928	1.830	1.823	1.815	1.731	1.739
35	1.951	1.883	1.978	1.862	1.854	1.863	1.771	1.788
40	1.981	1.911	1.997	1.889	1.886	1.906	1.828	1.834
45	2.016	1.949	2.046	1.922	1.924	1.953	1.867	1.879
50	2.042	1.990	2.068	1.952	1.955	2.002	1.915	1.931
55	2.089	2.024	2.112	1.985	1.979	2.045	1.965	1.975
60	2.109	2.047	2.129	2.022	2.017	2.088	2.002	2.019
65	2.128	2.067	2.142	2.052	2.049	2.132	2.051	2.067
70	2.140	2.077	2.154	2.074	2.068	2.172	2.084	2.110
75	2.148	2.084	2.159	2.110	2.103	2.205	2.119	2.156
80	2.152	2.091	2.168	2.129	2.128	2.232	2.150	2.179
85	2.159	2.095	2.172	2.155	0	2.250	2.175	2.207
90	2.165	2.099	2.173	-	5	2.256	2.186	2.229

5.1.5. Pengujian Kerja Filter Digital

Pengujian kinerja filter dilakukan dengan metode *n-point moving average smoothing*, dimana jumlah data yang dirata-ratakan adalah 9 data. Hasil filter sebagaimana terlihat pada Gambar 39.



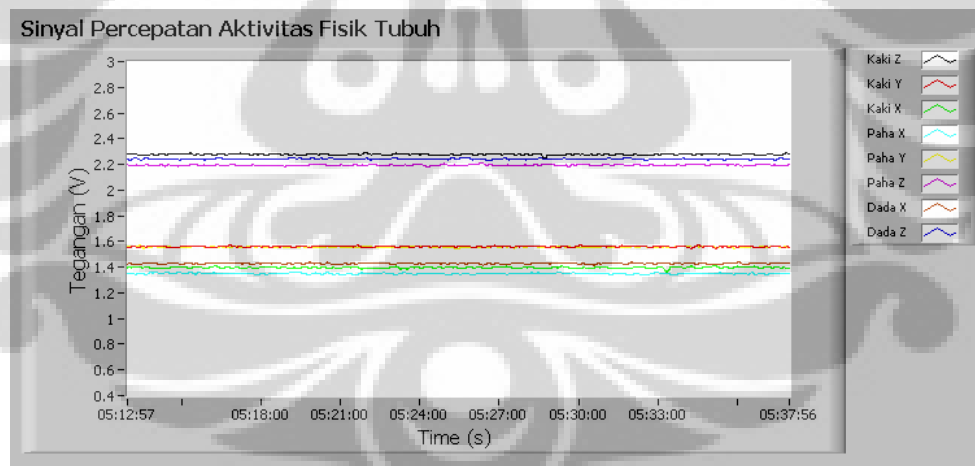
Gambar 38. Sinyal keluaran salah satu sumbu sensor sebelum dikenakan filter *moving average*.



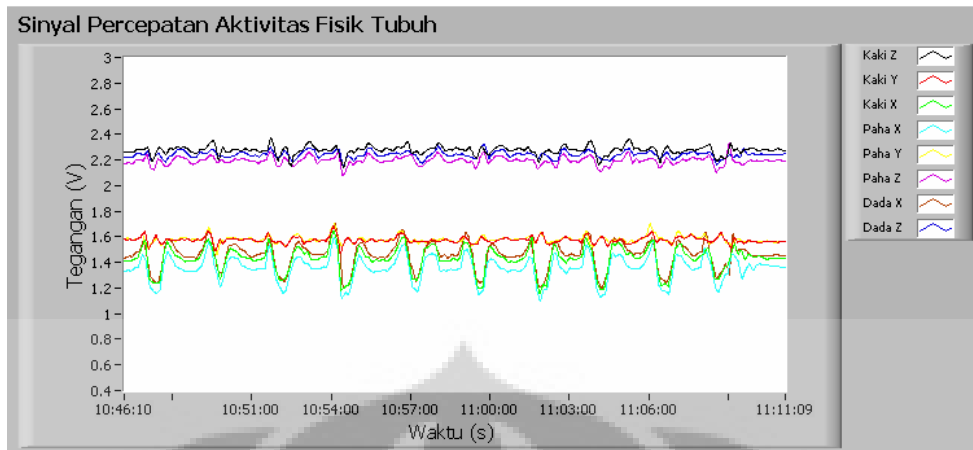
Gambar 39. Sinyal keluaran salah satu sumbu sensor setelah dikenakan filter *moving average*.

5.1.6. Data Pengujian Tanggapan Fungsi Kerja Sistem

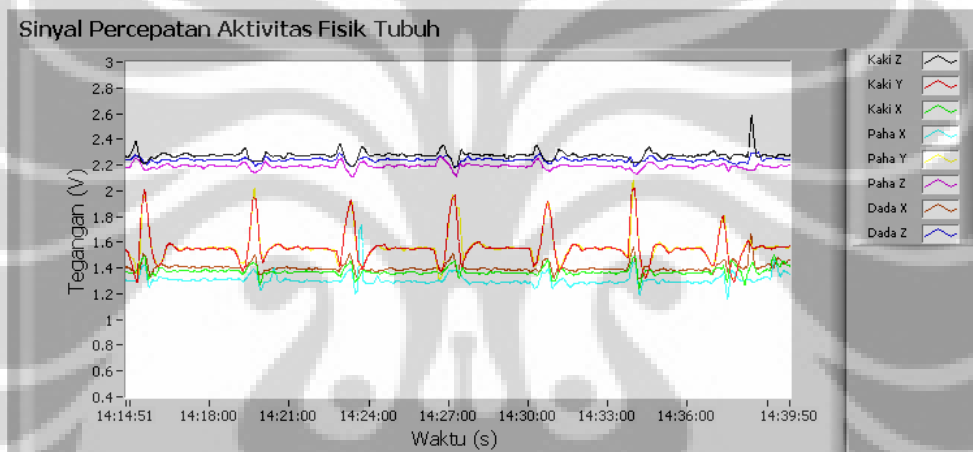
Pengujian ini dilakukan untuk melihat tanggapan sensor terhadap percepatan yang dikenakan. Pengujian dilakukan pada keadaan statis dimana semua sensor ditempatkan seperti pada posisi 5 kalibrasi, dan keadaan dinamis dimana sensor dikenakan percepatan searah sumbu X, sumbu Y, dan sumbu Z.



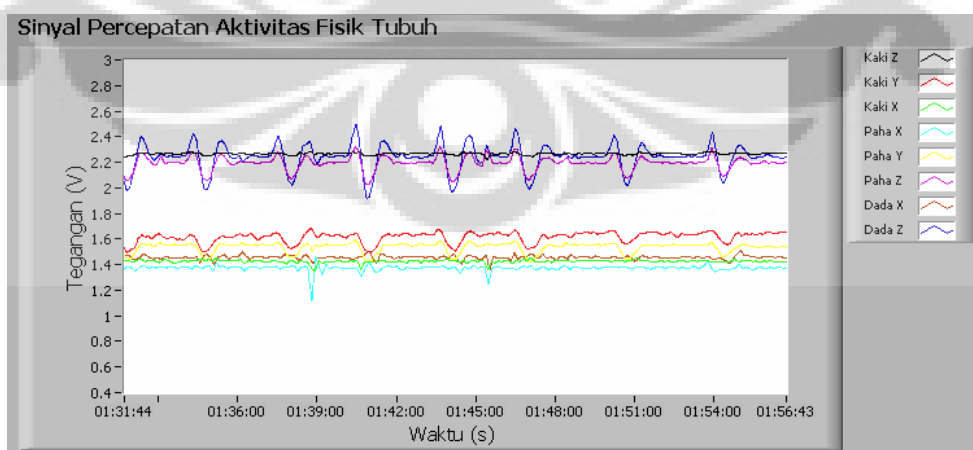
Gambar 40. Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dalam keadaan statis dengan sensitivitas 1.5g



Gambar 41. Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu X 1.5g



Gambar 42. Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu Y 1.5g



Gambar 43. Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada Posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu Z 1.5g

5.1.7. Data Pengujian Karakteristik *Baseline* Keluaran Aktivitas Statis dan Dinamis

Pengujian ini dilakukan untuk mendapatkan nilai baseline sinyal aktivitas statis dan baseline puncak sinyal aktivitas dinamik, sehingga dapat diketahui sinyal pada posisi manakah yang sangat signifikan untuk menggambarkan jenis aktivitas yang dilakukan oleh subyek data. Aktivitas statis meliputi berdiri, duduk, dan tidur, sedangkan aktivitas dinamis meliputi berjalan, berlari, dan naik tangga. Tampilan sinyal yang mewakili data numerik di bawah ini sebagaimana pada Lampiran 4 dan Lampiran 5.

a. Aktivitas berdiri

Tabel 18. *Baseline* keluaran sensor untuk aktivitas berdiri

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	1.50	2.31	1.40	1.42	1.70	1.33	1.40	1.63
2g	1.50	2.12	1.44	1.50	1.70	1.37	1.44	1.63
4g	1.45	1.80	1.45	1.45	1.69	1.40	1.45	1.54
6g	1.50	1.65	1.45	1.50	1.55	1.42	1.45	1.54

b. Aktivitas duduk

Tabel 19. *Baseline* keluaran sensor untuk aktivitas duduk

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	1.70	2.25	1.45	0.75	1.13	1.70	1.45	1.63
2g	1.55	2.12	1.50	0.92	1.13	1.70	1.50	1.55
4g	1.52	1.80	1.50	1.17	1.58	1.55	1.50	1.55
6g	1.50	1.69	1.50	1.30	1.38	1.55	1.50	1.53

c. Aktivitas tidur

Tabel 20. *Baseline* keluaran sensor untuk aktivitas tidur

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	0.69	1.63	1.63	0.77	1.00	1.88	1.42	2.24
2g	0.88	1.70	1.70	1.70	1.05	1.69	1.50	2.06
4g	1.20	1.55	1.58	2.22	1.49	1.58	1.44	1.75
6g	1.31	1.50	1.51	1.30	1.33	1.56	1.48	1.67

d. Aktivitas berjalan

Tabel 21. *Baseline* puncak keluaran sensor untuk aktivitas berjalan

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Puncak Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	2.50	2.88	1.625	1.55	1.70	1.65	1.50	1.60
2g	2.60	2.35	1.52	1.52	2.40	1.60	1.50	1.75
4g	1.85	2.10	1.50	1.50	1.80	1.51	-	1.60
6g	1.77	1.80	1.51	1.51	1.76	-	-	1.58

e. Aktivitas berlari

Tabel 22. *Baseline* puncak keluaran sensor untuk aktivitas berlari

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Puncak Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	TD	TD	-	2.50	TD	-	-	-
2g	2.60	2.6	-	2.25	2.50	-	-	-
4g	2.80	2.80	-	2.0	2.4	-	-	-
6g	2.75	2.50	-	2.25	2.25	-	-	-

f. Aktivitas naik tangga

Tabel 23. *Baseline* puncak keluaran sensor untuk aktivitas naik tangga

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Puncak Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	2.50	2.75	1.5	1.52	2.55	1.55	-	-
2g	1.9	2.25	1.5	-	1.8	1.25	-	-
4g	1.8	2.1	-	-	1.8	-	-	-
6g	1.68	1.8	-	-	1.7	-	-	-

5.1.8. Data Pengujian Fungsi Pedometer

Pada pengujian ini dilakukan pengujian fungsi kerja peralatan sebagai pedometer untuk mengukur konsumsi energi yang terjadi ketika aktivitas dilakukan, baik statis maupun dinamis dan pembacaan indikator status BMI. Karakteristik subyek uji adalah berat badan 66 kg, tinggi badan 1.78 m. Pembacaan nilai pedometer selengkapnya sebagaimana Lampiran 6.

Tabel 24. Pembacaan fungsi kerja prototipe pedometer SPAFT-NA

Aktivitas	Lama Aktivitas (s)	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Konsumsi Energi (kkal)
Berdiri	10.5	-	-	-	0.223
Duduk	10.2	-	-	-	0.184
Tidur	10.2	-	-	-	0.184
Berjalan	9.3	1.25	9	11.25	0.56
Berlari	3.8	1.67	4	6.68	0.56
Naik Tangga	6.9	0.7	10	7	1.01

Status *Body Mass Index (BMI)* normal

Tabel 25. Pembacaan fungsi kerja pedometer komersial OMRON tipe HJ-113

Aktivitas	Lama Aktivitas (s)	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Konsumsi Energi Teoretis (kkal)
Berjalan	9.3	1.26	8	10	Tidak Terbaca
Berlari	3.8	1.66	6	Tidak Terbaca	Tidak Terbaca
Naik Tangga	6.9	0.8	4	Tidak Terbaca	Tidak Terbaca

Tabel 26. Nilai teoretis pembandingan hasil kerja pedometer menggunakan Persamaan (1) dan Tabel 1

Aktivitas	Lama Aktivitas (s)	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah Aktual	Jarak Tempuh Aktual (m)	Konsumsi Energi Teoretis (kkal)
Berdiri	10.5	-	-	-	0.231
Duduk	10.2	-	-	-	0.187
Tidur	10.2	-	-	-	0.187
Berjalan	9.3	1.25	8	10	0.563
Berlari	3.8	1.67	6	10	0.558
Naik Tangga	6.9	0.7	4	3	1.012

5.1.9. Pengujian Spesifikasi Lain

Uji jarak jangkauan dilakukan dengan cara subyek yang memakai prototipe peralatan berjalan menjauhi base transceiver dan komputer kerja, lalu sinyal akselerasi dipantau hingga jarak dimana sinyal tidak dapat diterima lagi. Pengujian menunjukkan bahwa sinyal masih dapat dipantau sampai jarak 50m tetapi pembacaan sudah tidak realtime. Pembacaan yang realtime terjadi dalam jangkauan jarak 20m.

5.2. Pembahasan

Berdasarkan hasil sistem instrumentasi yang telah dibangun dan hasil pengujian terhadap karakteristik keluaran, maka dapat dijelaskan suatu evaluasi sistem perangkat pemantauan aktivitas fisik tubuh manusia sebagai berikut:

5.2.1. Perangkat Keras dan Perangkat Lunak

Dari hasil pengujian terbukti bahwa perangkat keras dan perangkat lunak terintegrasi yang telah dibangun mempunyai kemampuan untuk mengakuisisi sinyal percepatan pergerakan tubuh manusia. Sistem sensor akselerometer dapat bekerja dengan baik mengindra percepatan yang dihasilkan oleh aktivitas tubuh manusia baik statis maupun dinamis. Sistem mikrokontroler yang dibangun mampu bekerja untuk mengakuisisi data dari sensor dan kemudian mengubah sinyal analog menjadi digital. Modul accelerometer transceiver dan base transceiver dapat bekerja dengan baik melakukan komunikasi data dua arah. Komputer yang dirancang sebagai pengendali juga dapat bekerja dengan baik dalam mengendalikan seluruh sistem, sekaligus menjalankan pengolahan dan menampilkan data akhir agar dapat diakses oleh pengguna.

5.2.2. Kalibrasi Sensor MMA7260Q dan MMA6280Q

Tabel 27. Data sensitivitas keluaran sensor pada 1.5g

Nama Sumbu Sensor	Sensitivitas Aktual pada 3V (V/g)		Sensitivitas Tipikal Teoretis pada 3.3V, 25°C (V/g)
	Rerata	S.D.	
kaki X	0.739	0.003	0.8
kaki Y	0.729	0.001	0.8
kaki Z	0.728	0.001	0.8
paha X	0.726	0.002	0.8
paha Y	0.724	0.003	0.8
paha Z	0.736	0.001	0.8
dada X	0.743	0.003	0.8
dada Z	0.726	0.001	0.8

Dari data kalibrasi pengukuran tegangan keluaran pada +1g, 0g, dan -1g pada Tabel 16 terlihat bahwa keluaran data semua sumbu sensor relatif sama. Data pada Tabel 16 digunakan untuk mendapatkan nilai sensitivitas setiap sumbu sensor dengan memakai Persamaan (12), sehingga diperoleh data sensitivitas

sensor seperti pada Tabel 27. Data sensitivitas selengkapnya pada 2g, 4g, dan 6g sebagaimana terlampir pada Lampiran 1. Dari Tabel 27 tersebut terlihat bahwa nilai sensitivitas yang relatif sama untuk semua sumbu sensor. Hal ini berarti sistem dapat bekerja dengan presisi yang baik.

Namun jika dibandingkan dengan nilai sensitivitas tipikal teoretis (acuan) terlihat berbeda. Hal ini dikarenakan penggunaan tegangan kerja dan suhu ruangan yang berbeda. Nilai sensitivitas referensi tersebut berlaku untuk sistem sensor yang beroperasi pada tegangan kerja 3.3V dan suhu ruangan 25°C, sedangkan sistem sensor yang dibangun beroperasi pada tegangan kerja 3V dan suhu ruangan tidak dikontrol. Oleh karena itu tentu terjadi sedikit penurunan batas jangkauan mengikuti karakteristik nilai tegangan kerja sistem. Adapun range tegangan kerja sensor yang direkomendasikan adalah 2.3-3.6V, tipikal 3.3V. Dengan demikian dapat dikatakan sensor mempunyai akurasi yang baik pada semua pilihan sensitivitas. Secara keseluruhan dapat dikatakan sistem cukup presisi dan akurat.

Untuk membandingkan hasil kalibrasi dengan acuan, maka data pada Tabel 27 digunakan untuk mendapat nilai percepatan gravitasi setiap sumbu sensor dengan menggunakan Persamaan (13), sehingga diperoleh nilai percepatan aktual seperti pada Tabel 28 dan Tabel 29. Nilai percepatan aktual hasil kalibrasi ini dibandingkan dengan nilai percepatan acuan, yakni +1g dan -1g. Adapun nilai percepatan pada 0g adalah nilai *offset* sehingga tidak diperbandingkan dengan acuan.

Tabel 28. Nilai kalibrasi percepatan sensor pada +1g dengan sensitivitas 1.5g

Sumbu Keluaran	Percepatan Aktual (g)	Percepatan Acuan (g)	Simpangan	Kesalahan (%)
kaki X	+1.050	+1	0.050	5.0
kaki Y	+1.032	+1	0.032	3.2
kaki Z	+1.021	+1	0.021	2.1
paha X	+1.047	+1	0.047	4.7
paha Y	+0.997	+1	0.003	0.3
paha Z	+0.985	+1	0.015	1.5
dada X	+0.999	+1	0.001	0.1
dada Z	+1.051	+1	0.051	5.1

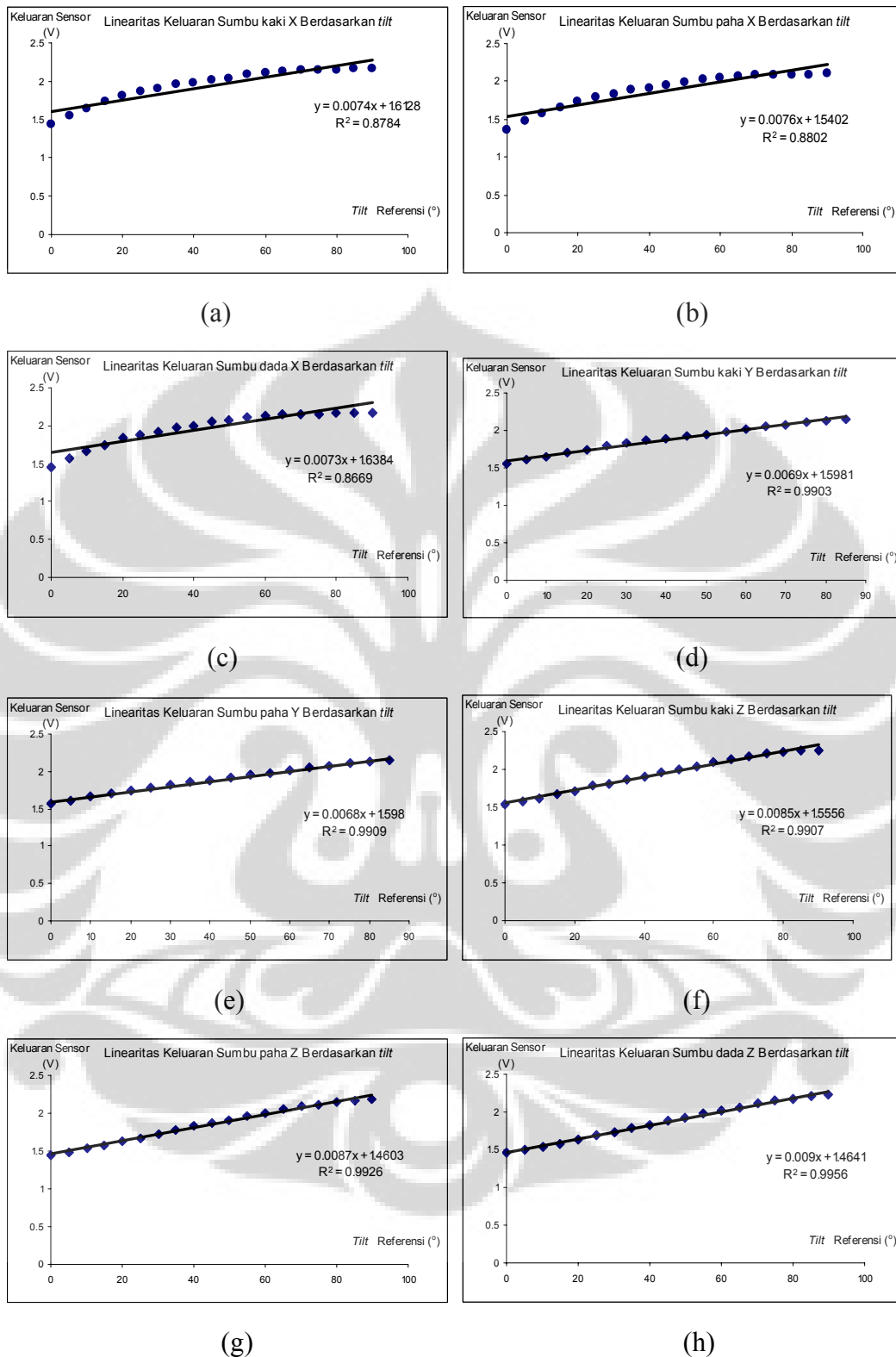
Tabel 29. Nilai kalibrasi percepatan sensor pada -1g dengan sensitivitas 1.5g

Sumbu Keluaran	Percepatan Aktual (g)	Percepatan Acuan (g)	Simpangan	Kesalahan (%)
kaki X	-0.950	-1	0.050	5.0
kaki Y	-0.970	-1	0.030	3.0
kaki Z	-0.978	-1	0.002	0.2
paha X	-0.955	-1	0.005	0.5
paha Y	-1.003	-1	0.003	0.3
paha Z	-1.015	-1	0.015	1.5
dada X	-1.001	-1	0.001	0.1
dada Z	-0.949	-1	0.051	5.1

Berdasarkan data pada Tabel 28 dan Tabel 29 di atas terlihat bahwa nilai aktual kalibrasi keluaran sensor dalam besaran percepatan gravitasi (g) menunjukkan hasil yang relatif sama dengan referensi dimana kesalahan antara 0.1- 5.1%. Dengan demikian dapat dikatakan keluaran sensor adalah akurat dengan kesalahan masih dalam toleransi.

5.2.3. Linearitas Sistem

Data uji linearitas keluaran setiap sumbu sensor berdasarkan tilt pada pilihan sensitivitas 1.5g dapat direpresentasikan dalam bentuk hubungan korelasi sebagaimana Gambar 42. Berdasarkan grafik korelasi terlihat bahwa keluaran setiap sumbu sensor adalah linear. Nilai korelasi yang agak kecil (± 0.875) terlihat pada keluaran sumbu kaki X, paha X, dan dada X, dengan nilai korelasi relatif sama. Jika dilakukan garis fitting pada keluaran semua sumbu X, terlihat bahwa terjadi pergeseran slope. Hal ini bukan disebabkan oleh pergeseran sensitivitas tetapi disebabkan oleh tidak akuratnya pengamatan peneliti terhadap pembacaan nilai sudut kemiringan yang dilakukan secara manual menggunakan busur derajat, sehingga menghasilkan keluaran yang tidak sesuai dengan tilt yang dibentuk. Hal yang sama tidak terjadi pada grafik sumbu Y dan sumbu Z, yang korelasinya > 0.99 . Jadi pada dasarnya keluaran semua sumbu sensor adalah linear. Selain itu, produsen sensor juga menyatakan bahwa jika tegangan operasi sistem sensor diberikan dalam range 2.2-3.6V, maka sistem akan bekerja sebagai akselerometer linear yang terkalibrasi dengan sendirinya.



Gambar 44. Grafik linearitas keluaran setiap sumbu, (a) kakiX, (b) pahaX, (c) dadaX, (d) kakiY, (e) pahaY, (f) kakiZ, (g) pahaZ, dan (h) dadaZ

5.2.4. Filter Digital

Berdasarkan data seperti pada Gambar 37 dan Gambar 38, terlihat bahwa data yang telah difilter menjadi lebih mulus. Dampak dari proses penapisan ini adalah terjadinya pemangkasan nilai waktu atau iterasi, dimana data yang difilter akan mendahului data yang tidak difilter. Hal ini sebagaimana diharapkan untuk menghilangkan waktu sela yang terjadi ketika pergiliran akuisisi dan pengiriman data dari modul accelerometer transceiver. Oleh karena itu data yang ditampilkan merupakan data *realtime* dari percepatan aktivitas tubuh. Selain itu bentuk sinyal yang lebih mulus memudahkan dalam pendeteksian puncak-puncak sinyal untuk aplikasi pedometer.

5.2.5. Tanggapan Fungsi Kerja Sistem

Berdasarkan data pada Gambar 39 terlihat bahwa sinyal konstan ketika dikenakan percepatan statis. Sedangkan pada Gambar 40, Gambar 41, dan Gambar 42 sinyal berubah-ubah berdasarkan arah percepatan yang dikenakan. Terlihat bahwa sinyal pada sumbu X sangat dominan ketika sensor digerak-gerakkan pada arah sumbu X, demikian juga sinyal pada sumbu Y sangat dominan ketika sensor digerak-gerakkan pada arah sumbu Y, dan sinyal pada sumbu Z sangat dominan ketika sensor digerak-gerakkan pada arah sumbu Z. Hal ini menunjukkan bahwa sistem peralatan mempunyai tanggapan kerja yang sangat baik, untuk mendeteksi sinyal percepatan statis maupun dinamis pada semua arah secara simultan.

5.2.6. Karakteristik *Baseline* Keluaran Sensor Setiap Aktivitas Statis dan Dinamis

a. Aktivitas statis

Untuk aktivitas statis, "berdiri" menjadi acuan penempatan sensor sebagaimana dijelaskan pada cara pengujian baseline bab IV. Dari tampilan sinyal terlihat bahwa perubahan sinyal yang signifikan dari aktivitas "berdiri" menjadi aktivitas "duduk" adalah pada sensor paha. Sedangkan perubahan dari aktivitas "berdiri" menjadi aktivitas "tidur" memberikan perubahan sinyal yang signifikan pada semua keluaran sensor, akibat dari perubahan posisi sensor. Jika ditinjau perubahan sinyal dari aktivitas "duduk" menjadi aktivitas "tidur", perubahan

sinyal yang signifikan terjadi pada keluaran sensor kaki dan dada. Oleh karena itu pada aktivitas "duduk" sinyal keluaran yang ditinjau adalah keluaran sensor paha (pahaX dan pahaY), dan pada aktivitas "tidur" sinyal keluaran yang ditinjau adalah keluaran sensor dada (kakiY dan dadaZ).

Baseline sinyal keluaran sensor sumbu pahaX dan pahaY untuk aktivitas berdiri pada sensitivitas 1.5g berturut-turut adalah **1.42V** dan **1.7V**. Baseline sinyal keluaran sensor sumbu pahaX dan pahaY untuk aktivitas duduk pada sensitivitas 1.5g berturut-turut adalah **0.75V** dan **1.13V**. Baseline sinyal keluaran sensor sumbu kakiY dan dadaZ untuk aktivitas tidur pada sensitivitas 1.5g berturut-turut adalah **1.63V** dan **2.24V**.

Pemilihan sensitivitas sensor untuk aktivitas statis hanya memberikan perubahan baseline saja pada setiap keluarannya, artinya tidak terjadi baseline yang tidak terdefinisi dalam jangkauan tegangan kerja sistem. Disarankan untuk memilih sensitivitas 1.5g untuk pemantauan aktivitas statis agar memberikan tampilan perubahan sinyal yang dapat teramati dan terdeteksi dengan baik. Hal ini untuk memudahkan pendefinisian indikator aktivitas yang sedang dilakukan pada tampilan komputer.

b. Aktivitas dinamis

Dari data pengujian yang dilakukan, semua aktivitas dinamis memberikan sinyal yang sangat signifikan pada keluaran sensor kaki (kakiX dan kakiY). Hal ini terjadi karena aktivitas dinamis dominan melibatkan gerakan pada kaki searah sumbu X dan Y dari posisi penempatan sensor pada subyek uji. Oleh karena itu, keluaran pada sumbu kakiX dan kakiY tersebut dapat dipilih sebagai indikator untuk mendeteksi tegangan puncak untuk aplikasi fungsi pedometer, dalam hal ini yang dipilih adalah puncak sumbu kakiX.

Nilai ambang puncak yang dapat digunakan untuk mendeteksi puncak sinyal aktivitas "berjalan" pada sensitivitas 2g adalah **2.25V**. Sedangkan nilai ambang puncak yang dapat digunakan untuk mendeteksi puncak sinyal aktivitas "berlari" pada sensitivitas 6g adalah **2.6V**, dan nilai ambang puncak yang dapat digunakan untuk mendeteksi puncak sinyal aktivitas "naik tangga" pada sensitivitas 1.5g adalah **2.2V**.

Adapun pemilihan sensitivitas yang tepat sangat menentukan pembacaan sinyal yang optimal untuk menggambarkan jenis aktivitas dinamis yang dilakukan subyek uji. Keluaran sinyal aktivitas "berjalan" terlihat optimal pada sensitivitas 2g, sedangkan keluaran sinyal aktivitas "berlari" optimal pada sensitivitas 6g, dan keluaran sinyal aktivitas "naik tangga" optimal pada sensitivitas 1.5g.

5.2.7. Fungsi Pedometer

Berdasarkan hasil Tabel 27, Tabel 28, dan Tabel 29 terlihat bahwa prototipe pedometer yang dibuat memberikan hasil pengukuran konsumsi energi yang sama dengan penghitungan teoretis. Untuk aktivitas "berjalan" jumlah langkah dan jarak tempuh yang terukur juga menunjukkan nilai yang relatif sama dengan hasil pengukuran menggunakan pedometer komersial dan penghitungan teoretis. Sedikit penyimpangan terjadi karena prototipe mendeteksi puncak lebih banyak dari yang seharusnya. Hal ini terjadi karena pola berjalan yang dilakukan subyek uji berbeda setiap saat ketika pengujian pedometer dengan pola yang terjadi ketika penentuan baseline puncak. Hal ini memungkinkan jumlah puncak yang terjadi juga berbeda. Namun secara umum terlihat bahwa nilai peak sebesar 2.25V sangat sesuai untuk mendeteksi pola aktivitas "berjalan".

Pembacaan pengukuran prototipe pedometer untuk aktivitas "berlari" dan "naik tangga" menunjukkan perbedaan yang besar dengan pengukuran pedometer komersial dan penghitungan teoretis. Hal ini terjadi karena sistem mendeteksi jumlah puncak-puncak sinyal lebih banyak dari yang seharusnya, artinya pada setiap langkah terjadi lebih dari satu buah puncak. Puncak-puncak lain tersebut terbentuk berdasarkan pola aktual sinyal aktivitas "berlari" dan "naik tangga" yang dihasilkan oleh subyek uji. Hasil ini menunjukkan bahwa perlu penelitian yang lebih mendalam tentang pola aktivitas berjalan, berlari, dan lain-lain secara anatomi dan fisiologi agar dapat ditentukan karakteristik standar pola sinyal dari suatu aktivitas baik statis maupun dinamis. Secara umum prototipe peralatan telah dapat melakukan fungsi pengukuran sebagai pedometer dengan baik. Selain itu status kesehatan berdasarkan nilai BMI juga memberikan indikator pembacaan yang benar.

6. KESIMPULAN DAN SARAN

6.1. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan pembahasan didapatkan beberapa kesimpulan sebagai berikut:

- a. Prototipe bekerja dengan baik pada tegangan kerja sistem +3V.
- b. Berdasarkan kalibrasi dan pengujian yang dilakukan sistem perangkat mempunyai kinerja yang baik dimana kesalahan pengukuran nilai percepatan hanya 0.1-5.1% dan hasil keluarannya linear dengan koefisien korelasi >0.99 .
- c. Sensor dapat dipilih sensitivitasnya melalui antarmuka user dengan montor pada 1.5g, 2g, 4g, dan 6g untuk mendapatkan hasil pengukuran yang optimal.
- d. Alat memberikan tanggapan pengukuran percepatan aktivitas tubuh yang sesuai dengan arah percepatan yang dilakukan sehingga sesuai dengan percepatan gerakan yang terjadi.
- e. Prototipe sistem instrumen dapat mengakuisisi sinyal percepatan aktivitas tubuh secara *realtime* dan simultan pada sumbu X, Y, dan Z dengan baik dimana dapat memantau jenis aktivitas statis dan dinamis yang dilakukan seperti berdiri, duduk, tidur, berjalan, berlari, dan naik tangga dengan mendeteksi *baseline* keluaran sinyal percepatan.
- f. Sistem juga dapat berfungsi sebagai pedometer untuk mengukur data aktivitas dinamis berupa banyak langkah, jarak tempuh, lama aktivitas, dan energi yang dipakai selama aktivitas, yang ditampilkan pada monitor komputer.
- g. Perbandingan hasil pengukuran dengan penghitungan teoretis dan pedometer komersial terlihat sama untuk pengukuran energi dan berbeda untuk pengukuran banyak langkah dan jarak tempuh. Perbedaan terjadi karena sinyal yang muncul tidak diolah untuk aplikasi tertentu, sehingga parameter yang diukur menjadi berbeda.
- h. Prototipe cukup baik untuk memantau dan mengakuisisi sinyal percepatan pergerakan tubuh manusia secara nirkabel pada area terbuka dalam jangkauan jarak 20 meter dimana subyek dapat bergerak secara bebas secara nyaman dan aman dari tegangan jala-jala listrik.

7.2. Saran

Untuk memperbaiki hasil dari penelitian ini sehingga didapatkan sistem yang benar berkualitas, disarankan dilakukan hal-hal berikut ini:

- a. Perlu dibuat PCB double layer untuk mengadposi ground plane pada layer kedua berikut dengan kotaknya untuk melindungi sistem dari gangguan lingkungan sekitarnya.
- b. Perlu dibuat casing alat agar pengaruh kontak fisik dari luar dapat dihindari, sehingga data yang didapatkan lebih baik.
- c. Perlu ditambahkan rangkaian pemantau arus baterai pada modul rangkaian Accelerometer Transceiver, sehingga jika arus baterai telah mencapai nilai minimum yang dibutuhkan, peringatan dini dapat diberikan.
- d. Menggunakan port USB alih-alih port serial, sehingga catu daya untuk Base Transceiver dapat diperoleh dari port USB dan untuk mengantisipasi perkembangan teknologi komputer.
- e. Perlu dilakukan penelitian yang mendalam tentang sinyal-sinyal anatomis dan fisiologis aktivitas fisik tubuh manusia agar dapat digunakan untuk merancang peralatan sesuai dengan fungsi yang diharapkan.
- f. Perlu dilakukan kombinasi pengukuran biosinyal yang lain secara terintegrasi pada satu perangkat.

DAFTAR REFERENSI

1. -----, Body Media, “Wearable Metabolic Physical Activity And Lifestyle Monitoring,” <http://www.bodymedia.com/products/bodymedia.jsp>, visited 7/9/2006
2. N. Oliver, F. Flores-Mangas and M. Sinclair, “HealthGear: A Real-time Wearable System for Monitoring and Detecting Sleep Apnea”, http://research.microsoft.com/~nuria/health_gear/iswc05-latest.pdf, visited 31/9/2006.
3. Office of the U.S. Surgeon General, Physical Activity and Health: A Report of the Surgeon General, Washington D.C., U.S. Departement of Health and Human Services, Public Health Services, 1996
4. C. Ni Scanail, G. M. Lyons, Accelerometer Calibration for A Portable Mobility Telemonitoring Device, Proceedings of the 24th IASTED International Multi-Conference Biomedical Engineering, Austria, 2006.
5. Tsurumi, K., T. Itani, N. Tachi, T. Takanishi, H. Suzumura, dan H. Takeyama. 2002. Estimation of energy expenditure during sedentary work with upper limb movement. *J. Occup. Health*. **44**: 408-413.
6. Someren, E.J.W. van, B.F.M. Vonk, W.A. Thijssen, J.D. Speelman, P.R. Schuurman, M. Mirmiran, dan D.F. Swaab. 1998. A new actigraph for long-term registration of the duration and intensity of tremor and movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **45**(3): 386-395.
7. Sazonov, E., N. Sazonova, S. Schuckers, M. Neuman dan CHIME Study Group. 2004. Activity-based sleep–wake identification in infants. *Physiol. Meas.* **25**: 1291–1304
8. Going, S.B., S. Levin, J. Harrell, D. Stewart, L. Kushi, C.E. Cornell, S. Hunsberger, C. Corbin dan J. Sallis. 1999. Physical activity assessment in American Indian schoolchildren in the Pathways study. *Am. J. Clin. Nutr.* **69**(4): 788-795.
9. Uiterwaal, M., E.B.C. Glerum, H.J. Busser dan R.C. van Lummel. 1998. Ambulatory monitoring of physical activity in working situations, a validation study. *J. Med. Eng. Tech.* **22**(4): 168-172.
10. Meijer, G.A.L., K.R. Westerterp, F.M.H. Verhoeven, H.B.M. Koper, and F. ten Hoor. 1991. Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **38**(3): 221-229.
11. Wetzler, M.L., J.R. Borderies, O. Bigaignona, P. Guillo, dan P. Gosse. 2003. Validation of a two-axis accelerometer for monitoring patient activity during blood pressure or ECG holter monitoring. *Blood Pressure Monitoring*. **8**(6): 229-235.

12. Friedman, R.H., J.E. Stollerman, D.M. Mahoney, dan L. Rozenblyum. 1997. The virtual visit: Using telecommunications technology to take care of patients. *J. Am. Med. Inform. Assoc.* **4**(6): 413-425.
13. Haskell, W.L. and M. Kiernan. 2000. Methodologic issues in measuring physical activity and physical fitness when evaluating the role of dietary supplements for physically active people. *Am. J. Clin. Nutr.* **72**(2): 541-550
14. A.E. Black, W.A Coward, T. J. Cole, and A. M. Prentice, Human Energy Expenditure in Affluent Societies : An Analysis of 574 Doubly-labelled Water Measurement, *European Journal of Clinical Nutrition*, vol. 50, pp, 72-92, 1996
15. C. Ni Scanaill, S. Carew, P. Barralon, N. Noury, d. Lyons, and G. M. Lyons, A Review of Approaches to Mobility Telemonitoring of the Erderly ini their Living Einvronment, *Annals of Biomedical Engineering*, (accepted 2005)
16. Liden, C.B., M. Wolowicz, J. Stivoric, A. Teller, S. Vishnubhatla, R. Pelletier, J. Farrington, dan S. Boehmke. 2004. *Benefits of the SenseWear™ armband over other physical activity and energy expenditure measurement techniques.* 14 hlm. [www.apexfitness.com/armband/ Benefits.pdf](http://www.apexfitness.com/armband/Benefits.pdf), 10 Desember 2006, pk. 20.57
17. Ainsworth, B.E. 2002. *Compendium of Physical Activities Tracking Guide.* 12 hlm. [prevention.sph.sc.edu/ tools/docs/documents_compendium.pdf](http://prevention.sph.sc.edu/tools/docs/documents_compendium.pdf), 3 Maret 2007, pk. 10.30 WIB.
18. -----, *Understanding and Using MET Values.* http://www.wv-hsta.org/cdc_chc/walking_mets_table.htm, 18 April 2008, pk. 11.00 WIB.
19. Tadigadapa, S.A. and N. Najafi. 2003. Developments in microelectromechanical systems (MEMS): A manufacturing perspective. *J. Manuf. Sci. Eng.* **125**: 816-823
20. R. Kok and C. Furlong, Development And Characterization Of A Wireless Mems Inertial System For Healt Monitoring Of Structures Part I : Description Of Sensor and Data Acquisition System, *Experimental Techniques*; Nov/Dec 2005; 29, 6; ProQuest Science Journals, pg. 46
21. Bryzek, J., K. Petersen, dan W. McCulley. 1994. Micromachines on the March. *IEEE Spectrum.* **31**(5): 20-31.
22. Doscher, J. 2004. *Accelerometer Design and Applications.* 61 hlm. <http://www.analog.com/industry/iMEMS/library/Sensor971.pdf>
23. Allan, Roger. Accelerometer Offers Economical Low-g Sensing. *Electronic Design.* May 2005; 53, 10. pg. 38

Lampiran 1. Data Kalibrasi Sensitivitas Sensor

Data Acuan Keluaran dan Sensitivitas untuk Kalibrasi Sensor pada 1.5g

Sumbu Keluaran Sensor	Keluaran Sensor (V)			Sensitivitas Tipikal Teoretis 1.5g pada 3.3V, 25°C (V/g)
	+1g	0g	-1g	
X	2.45	1.65	0.85	0.8
Y	2.45	1.65	0.85	0.8
Z	2.45	1.65	0.85	0.8

Data Sensitivitas Keluaran Sensor pada 1.5g

Jangkauan sensitivitas teoretis : 1.5g (0.8 V/g)

V_{offset} (zero g) : 0 g

Nama Sumbu Sensor	Keluaran Sensor (V)						Sensitivitas Aktual Terukur (V/g)		Sensitivitas Tipikal Teoretis pada 3.3V, 25°C (V/g)
	(+1g)		0g(V_{offset})		(-1g)				
	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	
kaki X	2.171	0.003	1.395	0.002	0.693	0.003	0.739	0.003	0.8
kaki Y	2.315	0.002	1.563	0.003	0.856	0.003	0.729	0.001	0.8
kaki Z	2.273	0.002	1.530	0.003	0.818	0.002	0.728	0.001	0.8
paha X	2.094	0.004	1.334	0.003	0.641	0.003	0.726	0.002	0.8
paha Y	2.297	0.004	1.575	0.005	0.849	0.002	0.724	0.003	0.8
paha Z	2.192	0.001	1.468	0.005	0.720	0.002	0.736	0.001	0.8
dada X	2.169	0.005	1.427	0.005	0.683	0.002	0.743	0.003	0.8
dada Z	2.243	0.002	1.480	0.002	0.790	0.001	0.726	0.001	0.8

Data Sensitivitas Keluaran Sensor pada 2g

Jangkauan sensitivitas teoretis : 2g (0.6 V/g)

V_{offset} (zero g) : 0 g

Nama Sumbu Sensor	Keluaran Sensor (V)						Sensitivitas Aktual Terukur (V/g)		Sensitivitas Tipikal Teoretis pada 3.3V, 25°C (V/g)
	(+1g)		0g(V_{offset})		(-1g)				
	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	
kaki X	1.998	0.002	1.420	0.001	0.888	0.002	0.556	0.001	0.6
kaki Y	2.100	0.001	1.537	0.001	1.006	0.002	0.547	0.001	0.6
kaki Z	2.079	0.002	1.512	0.001	0.982	0.002	0.549	0.001	0.6
paha X	1.935	0.002	1.373	0.002	0.850	0.002	0.542	0.002	0.6
paha Y	2.088	0.003	1.543	0.003	1.007	0.001	0.540	0.002	0.6
paha Z	2.010	0.002	1.468	0.003	0.904	0.004	0.553	0.001	0.6
dada X	1.997	0.002	1.438	0.003	0.880	0.003	0.559	0.002	0.6
dada Z	2.048	0.003	1.478	0.002	0.964	0.003	0.542	0.002	0.6

(Sambungan)

Data Sensitivitas Keluaran Sensor pada 4g

Jangkauan sensitivitas teoretis : 4g (0.3 V/g)
 V_{offset} (zero g) : 0 g

Nama Sumbu Sensor	Keluaran Sensor (V)						Sensitivitas Aktual Terukur (V/g)		Sensitivitas Tipikal Teoretis pada 3.3V, 25°C (V/g)
	(+1g)		0g(V_{offset})		(-1g)		Rerata	S.D.	
	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.			
kaki X	1.746	0.001	1.454	0.001	1.188	0.003	0.279	0.002	0.3
kaki Y	1.792	0.001	1.504	0.001	1.240	0.020	0.276	0.001	0.3
kaki Z	1.775	0.002	1.492	0.002	1.223	0.001	0.276	0.001	0.3
paha X	1.713	0.002	1.429	0.001	1.164	0.002	0.274	0.001	0.3
paha Y	1.779	0.001	1.506	0.001	1.272	0.001	0.272	0.001	0.3
paha Z	1.741	0.001	1.465	0.002	1.183	0.001	0.279	0.000	0.3
dada X	1.741	0.001	1.462	0.001	1.180	0.001	0.281	0.001	0.3
dada Z	1.761	0.001	1.473	0.001	1.215	0.001	0.273	0.001	0.3

Data Sensitivitas Keluaran Sensor pada 6g

Jangkauan sensitivitas teoretis : 6g (0.2 V/g)
 V_{offset} (zero g) : 0 g

Nama Sumbu Sensor	Keluaran Sensor (V)						Sensitivitas Aktual Terukur (V/g)		Sensitivitas Tipikal Teoretis pada 3.3V, 25°C (V/g)
	(+1g)		0g(V_{offset})		(-1g)		Rerata	S.D.	
	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.	Rerata	S.D.			
kaki X	1.661	0.001	1.463	0.001	1.284	0.001	0.189	0.001	0.2
kaki Y	1.688	0.001	1.498	0.001	1.319	0.001	0.185	0.001	0.2
kaki Z	1.675	0.002	1.482	0.001	1.303	0.001	0.186	0.001	0.2
paha X	1.635	0.001	1.446	0.002	1.268	0.001	0.184	0.001	0.2
paha Y	1.674	0.002	1.494	0.001	1.312	0.001	0.181	0.001	0.2
paha Z	1.650	0.001	1.465	0.001	1.277	0.001	0.186	0.001	0.2
dada X	1.653	0.001	1.468	0.001	1.278	0.001	0.188	0.001	0.2
dada Z	1.666	0.002	1.473	0.001	1.230	0.002	0.183	0.001	0.2

$$SD = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{x})^2}{n-1}}, \quad \bar{x} = \sum_{i=1}^n \frac{x_i}{n}, \quad S_{\pm 1g} = \frac{V_{+1g} - V_{-1g}}{2g}$$

Lampiran 2. Data Hasil Pengukuran Rata-rata *tilt* (Default 1.5 g) untuk Uji Linearitas

Sumbu X

<i>Tilt</i> yang Dibentuk (°)	Keluaran Sensor (V)					
	kaki X		paha X		dada X	
	Rerata	S.D	Rerata	S.D	Rerata	S.D
0	1.429	0.002	1.360	0.002	1.449	0.004
5	1.550	0.003	1.469	0.003	1.575	0.003
10	1.642	0.004	1.577	0.004	1.659	0.002
15	1.729	0.006	1.600	0.003	1.754	0.005
20	1.812	0.005	1.740	0.003	1.842	0.003
25	1.862	0.003	1.789	0.003	1.878	0.003
30	1.908	0.002	1.831	0.002	1.928	0.001
35	1.951	0.003	1.883	0.004	1.978	0.004
40	1.981	0.007	1.911	0.004	1.997	0.003
45	2.016	0.003	1.949	0.002	2.046	0.004
50	2.042	0.003	1.990	0.003	2.068	0.003
55	2.089	0.002	2.024	0.004	2.112	0.002
60	2.109	0.000	2.047	0.003	2.129	0.002
65	2.128	0.003	2.067	0.004	2.142	0.006
70	2.140	0.003	2.077	0.004	2.154	0.004
75	2.148	0.003	2.084	0.003	2.159	0.005
80	2.152	0.005	2.091	0.002	2.168	0.001
85	2.159	0.002	2.095	0.001	2.172	0.003
90	2.165	0.004	2.099	0.002	2.173	0.002

(Sambungan)

Sumbu Y

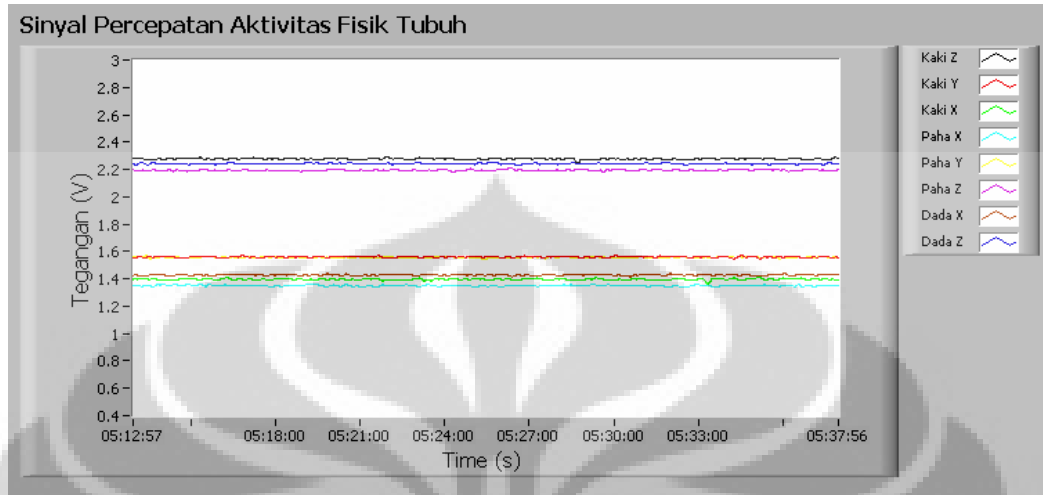
Tilt yang Dibentuk ($^{\circ}$)	Keluaran Sensor (V)			
	kaki Y		paha Y	
	Rerata	S.D	Rerata	S.D
0	1.564	0.001	1.561	0.003
5	1.606	0.001	1.606	0.003
10	1.653	0.001	1.659	0.003
15	1.702	0.005	1.703	0.003
20	1.744	0.002	1.743	0.003
25	1.790	0.001	1.787	0.003
30	1.830	0.003	1.823	0.001
35	1.862	0.003	1.854	0.003
40	1.889	0.003	1.886	0.001
45	1.922	0.002	1.924	0.002
50	1.952	0.001	1.955	0.001
55	1.985	0.001	1.979	0.001
60	2.022	0.002	2.017	0.003
65	2.052	0.005	2.049	0.003
70	2.074	0.004	2.068	0.004
75	2.110	0.002	2.103	0.003
80	2.129	0.002	2.128	0.004
85	2.155	0.004	2.153	0.003
90	-	-	-	-

(Sambungan)

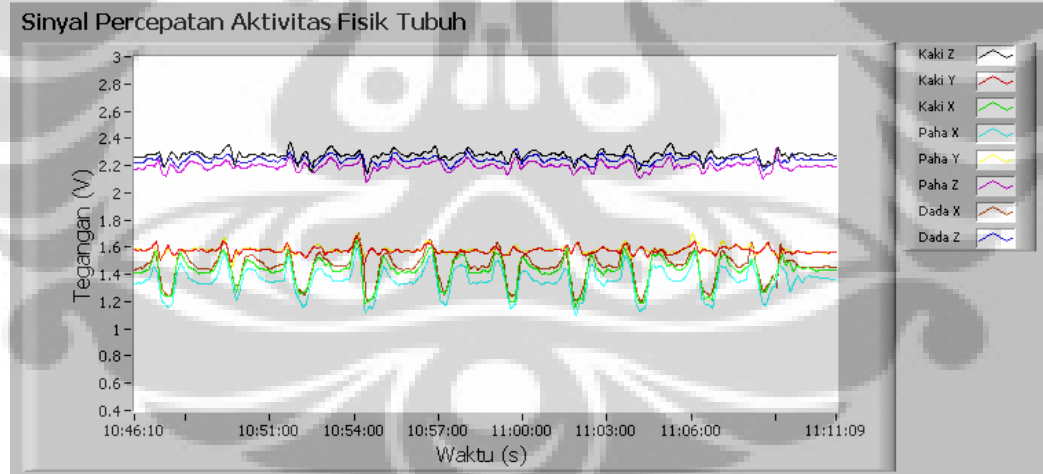
Sumbu Z

<i>Tilt</i> yang Dibentuk (°)	Keluaran Sensor (V)					
	kaki Z		paha Z		dada Z	
	Rerata	S.D	Rerata	S.D	Rerata	S.D
0	1.535	0.002	1.439	0.002	1.459	0.001
5	1.579	0.005	1.489	0.003	1.497	0.006
10	1.624	0.003	1.532	0.002	1.539	0.003
15	1.671	0.003	1.581	0.003	1.584	0.004
20	1.717	0.002	1.631	0.005	1.642	0.004
25	1.787	0.003	1.675	0.007	1.689	0.002
30	1.815	0.003	1.731	0.002	1.739	0.006
35	1.863	0.006	1.771	0.005	1.788	0.003
40	1.906	0.002	1.828	0.005	1.834	0.001
45	1.953	0.003	1.867	0.004	1.879	0.005
50	2.002	0.007	1.915	0.002	1.931	0.005
55	2.045	0.005	1.965	0.004	1.975	0.003
60	2.088	0.002	2.002	0.002	2.019	0.002
65	2.132	0.002	2.051	0.005	2.067	0.002
70	2.172	0.004	2.084	0.001	2.110	0.007
75	2.205	0.002	2.119	0.004	2.156	0.002
80	2.232	0.002	2.150	0.007	2.179	0.004
85	2.250	0.004	2.175	0.002	2.207	0.002
90	2.256	0.001	2.186	0.003	2.229	0.004

Lampiran 3. Data Pengujian Tanggapan Fungsi Kerja Sistem

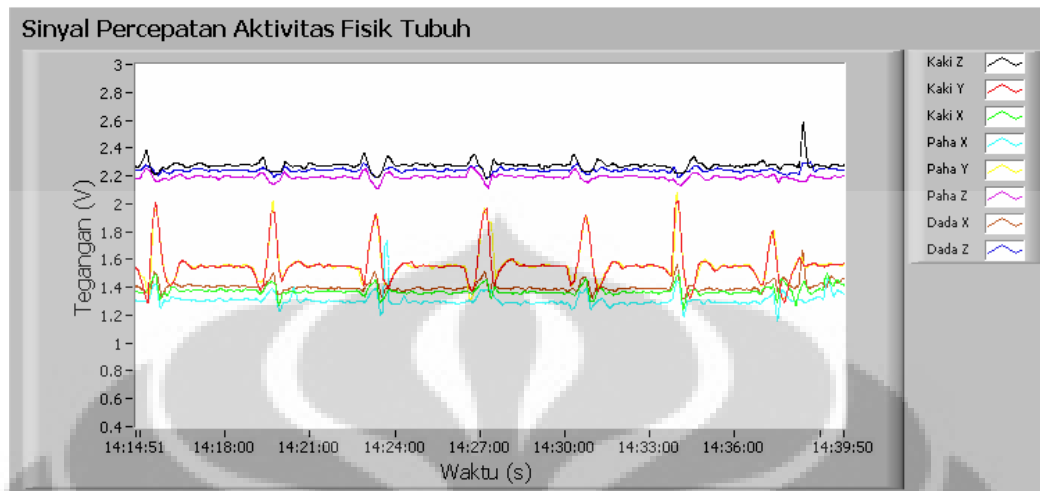


Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dalam keadaan statis dengan sensitivitas 1.5g

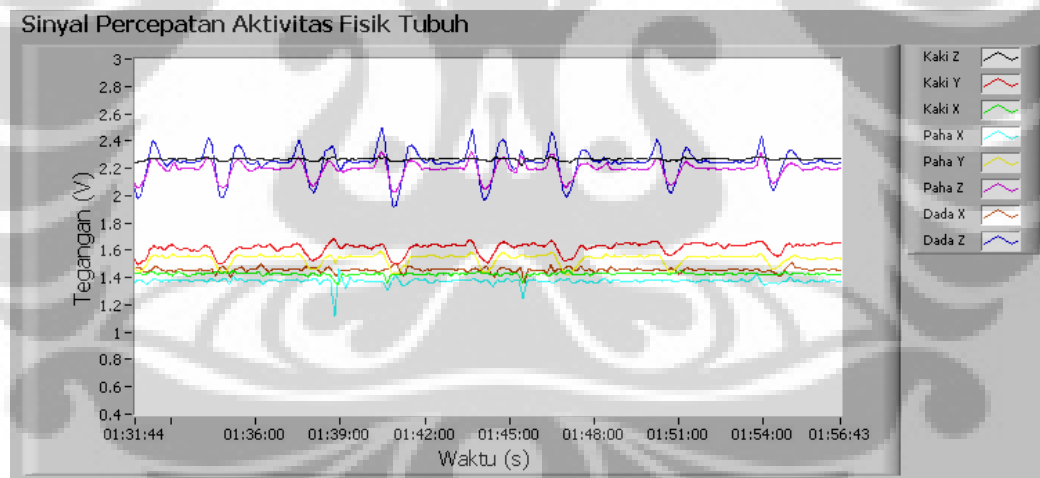


Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu X 1.5g

(Sambungan)



Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu Y 1.5g

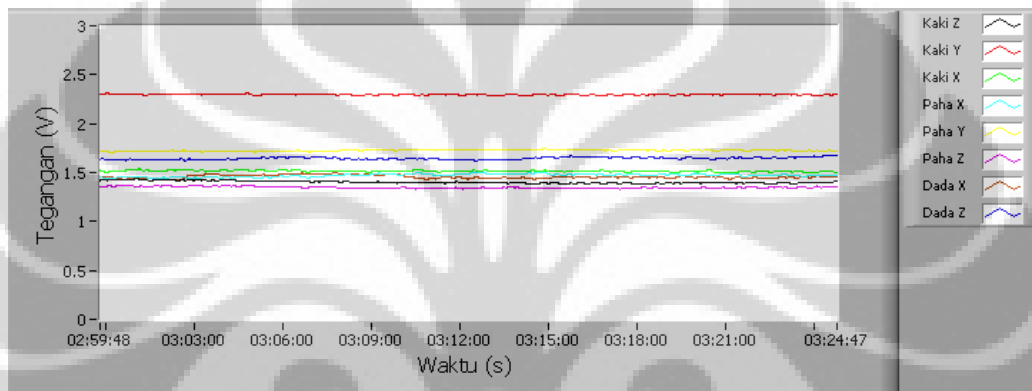


Data sinyal keluaran saat semua sensor ditempatkan pada posisi 5 dan digerakkan pada arah sumbu Z 1.5g

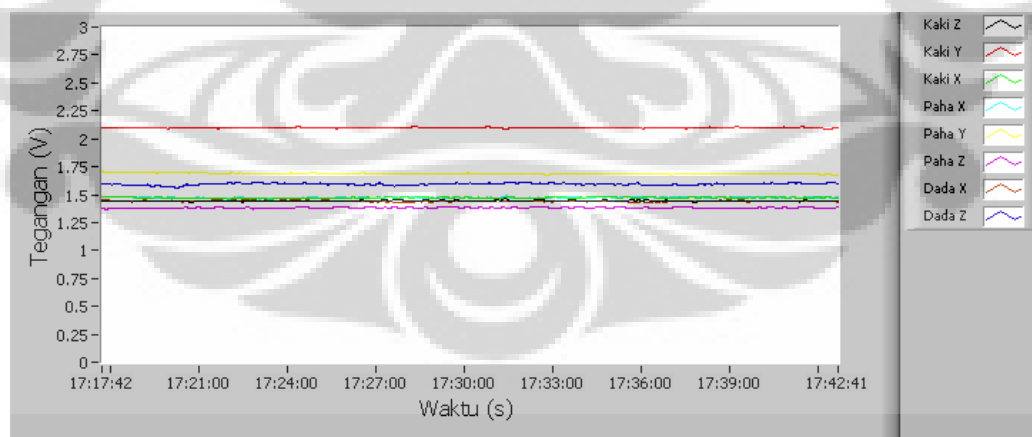
Lampiran 4. *Baseline* Keluaran Sensor untuk Aktivitas Statis

a. Aktivitas : Berdiri

Sensitivitas Aktual	Baseline Output Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	1.50	2.31	1.40	1.42	1.70	1.33	1.40	1.63
2g	1.50	2.12	1.44	1.50	1.70	1.37	1.44	1.63
4g	1.45	1.80	1.45	1.45	1.69	1.40	1.45	1.54
6g	1.50	1.65	1.45	1.50	1.55	1.42	1.45	1.54

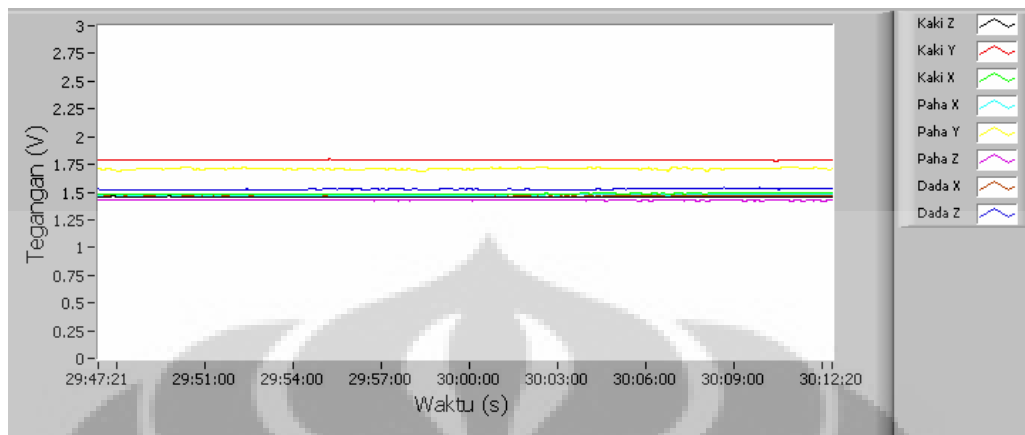


Baseline aktivitas berdiri pada sensitivitas 1.5g

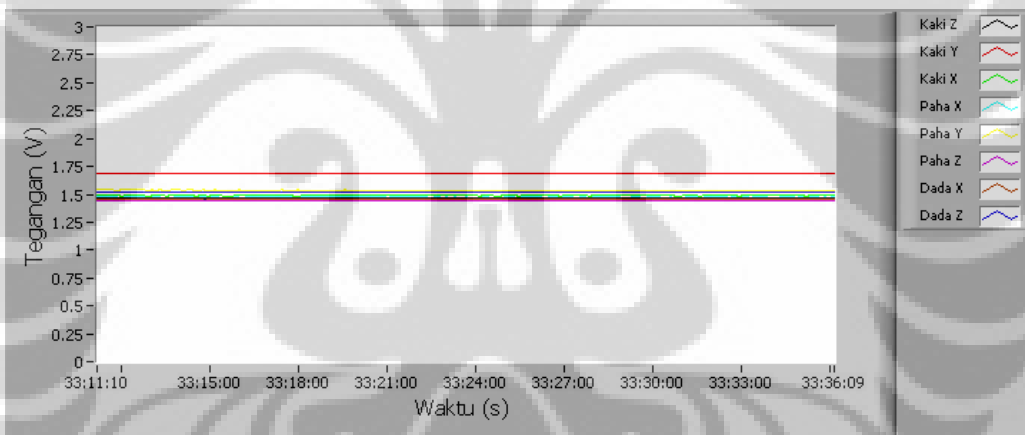


Baseline aktivitas berdiri pada sensitivitas 2g

(Sambungan)



Baseline aktivitas berdiri pada sensitivitas 4g

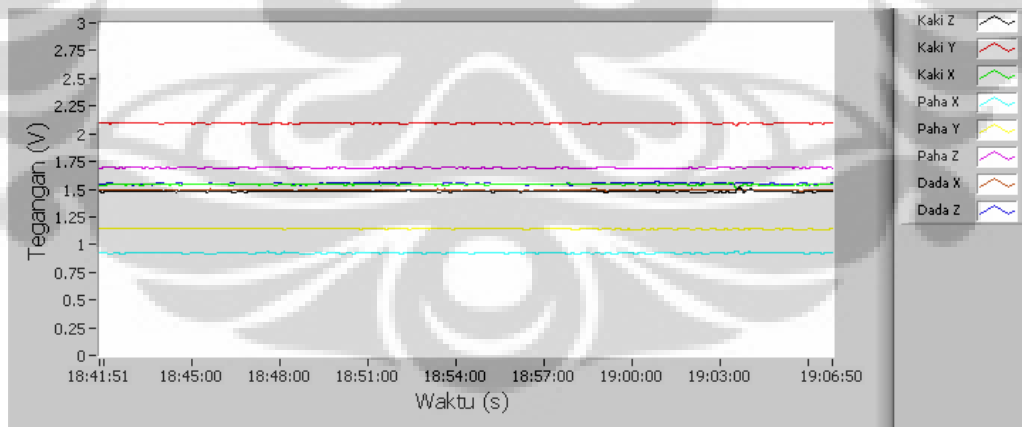
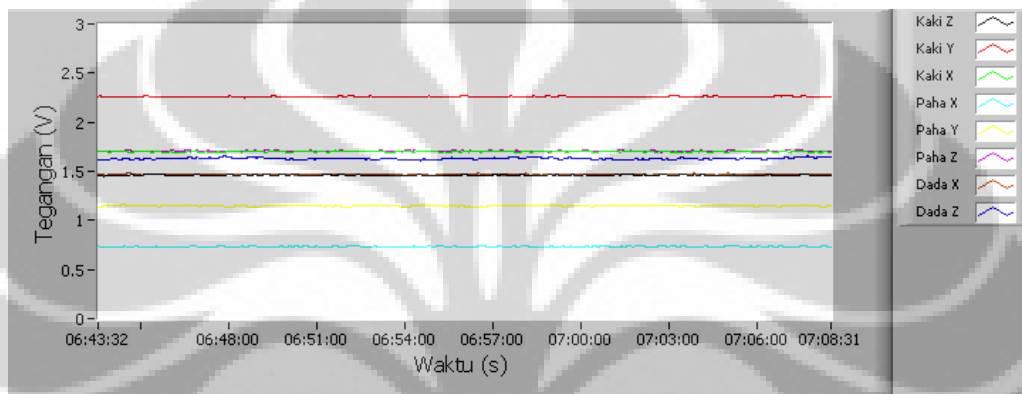


Baseline aktivitas berdiri pada sensitivitas 6g

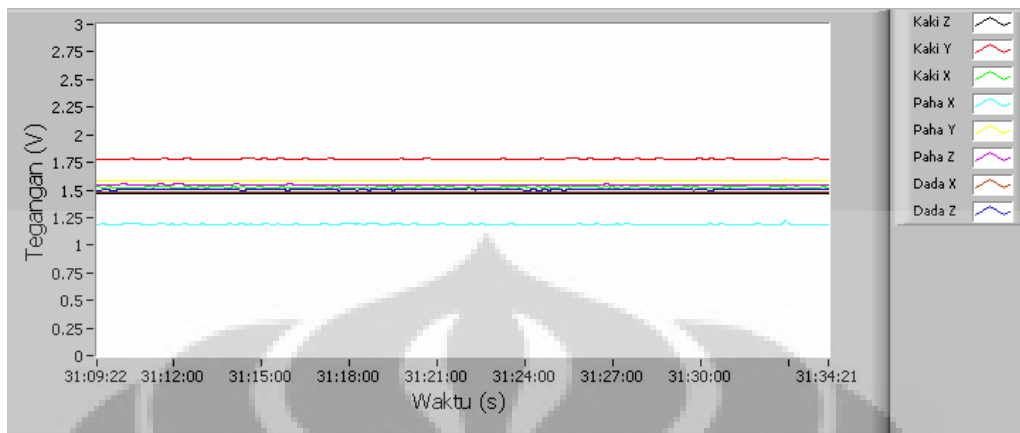
(Sambungan)

b. aktivitas duduk

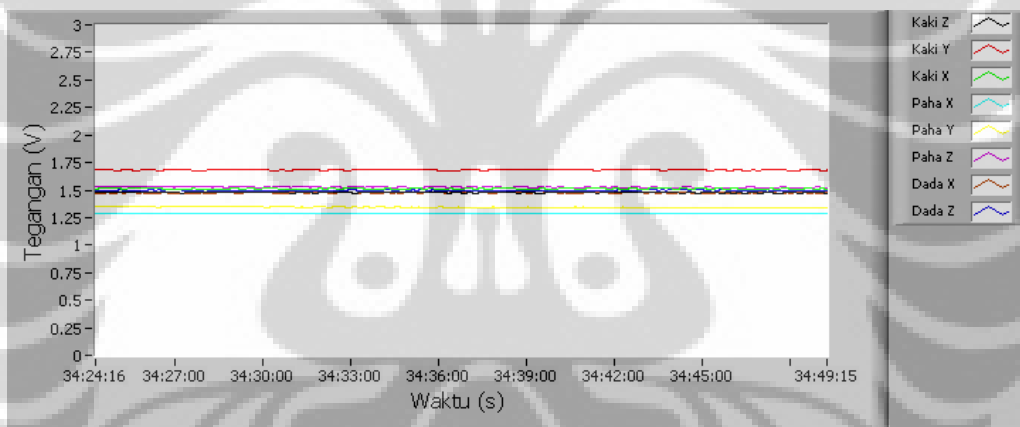
Sensitivitas Aktual	Baseline Output Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	1.70	2.25	1.45	0.75	1.13	1.70	1.45	1.63
2g	1.55	2.12	1.50	0.92	1.13	1.70	1.50	1.55
4g	1.52	1.80	1.50	1.17	1.58	1.55	1.50	1.55
6g	1.50	1.69	1.50	1.30	1.38	1.55	1.50	1.53



(Sambungan)



Baseline aktivitas duduk pada sensitivitas 4g

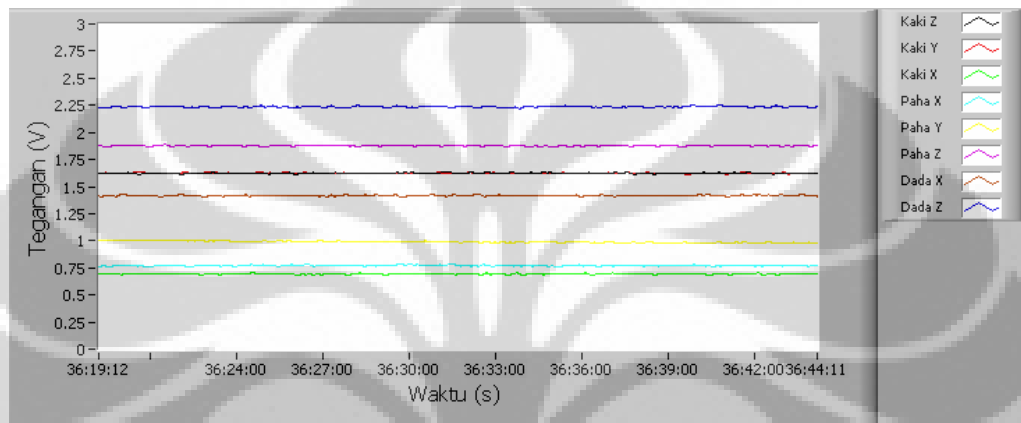


Baseline aktivitas duduk pada sensitivitas 6g

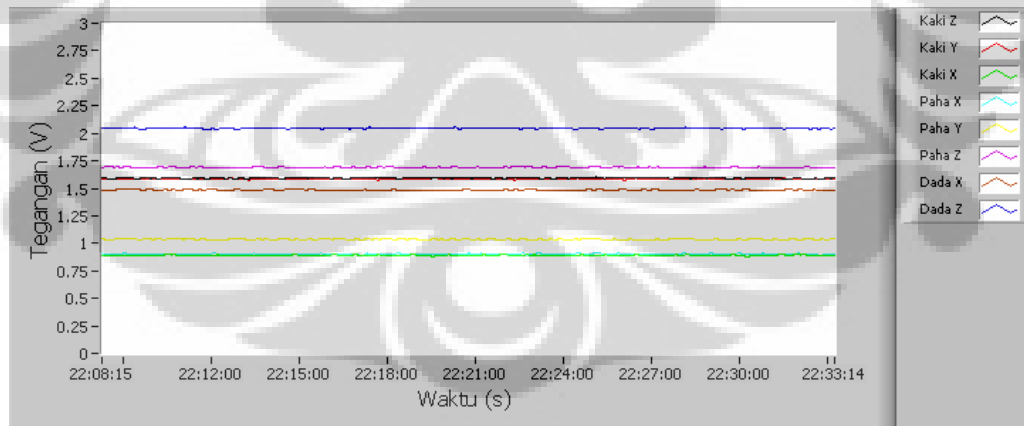
(Sambungan)

c. aktivitas tidur

Sensitivitas Aktual	Baseline Output Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	0.69	1.63	1.63	0.77	1.00	1.88	1.42	2.24
2g	0.88	1.70	1.70	1.70	1.05	1.69	1.50	2.06
4g	1.20	1.55	1.58	2.22	1.49	1.58	1.44	1.75
6g	1.31	1.50	1.51	1.30	1.33	1.56	1.48	1.67

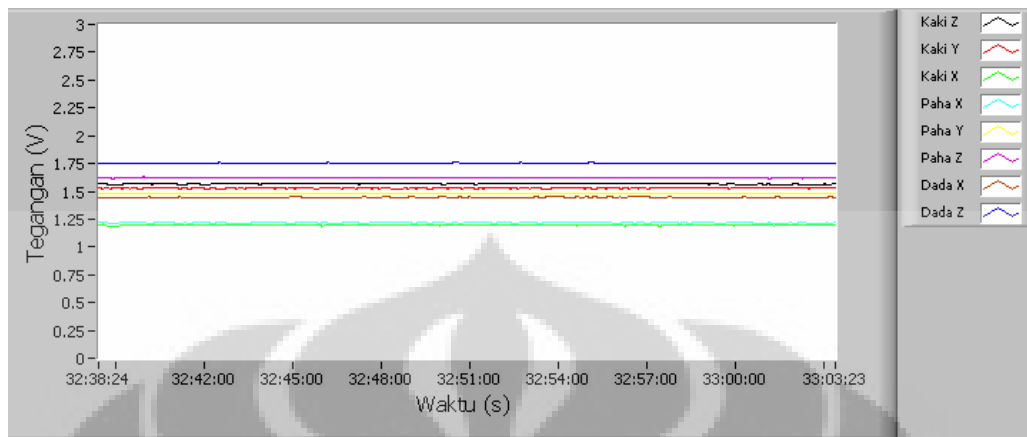


Baseline aktivitas tidur terlentang pada sensitivitas 1.5g

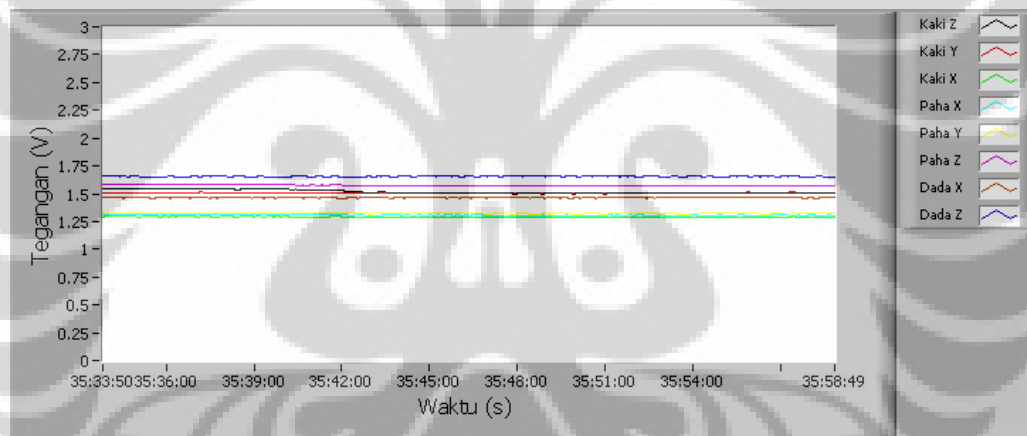


Baseline aktivitas tidur terlentang pada sensitivitas 2g

(Sambungan)



Baseline aktivitas tidur terlentang pada sensitivitas 4g

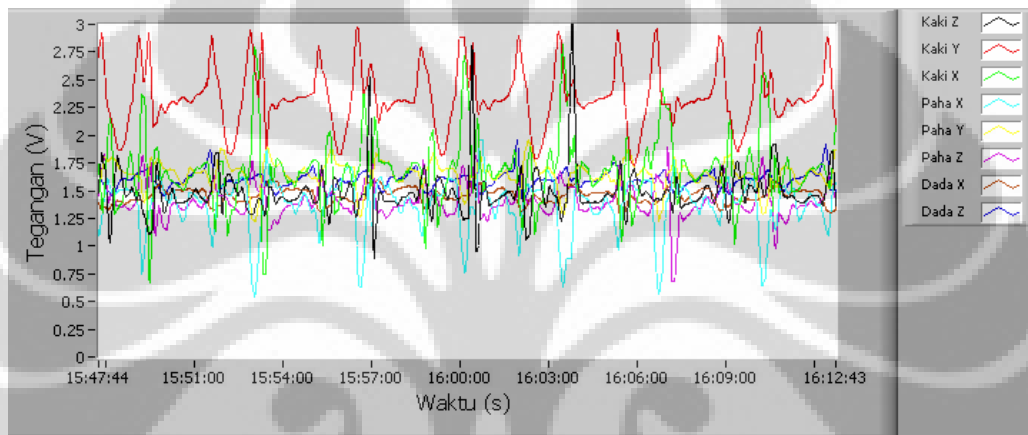


Baseline aktivitas tidur terlentang pada sensitivitas 6g

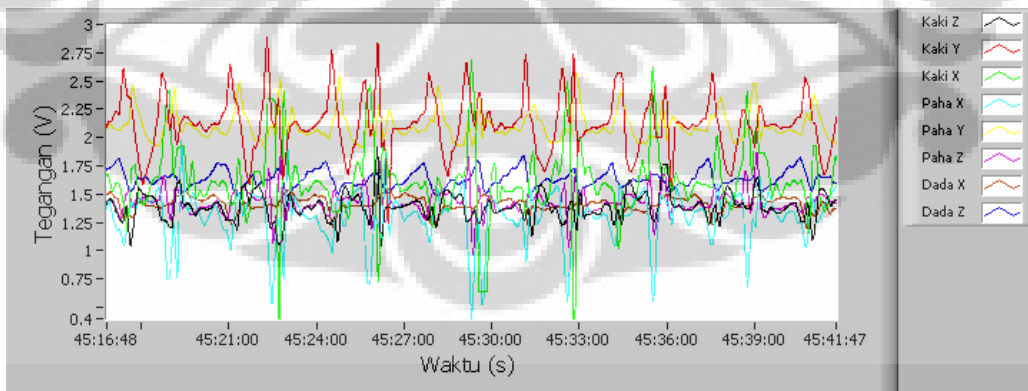
Lampiran 5. *Baseline Peak* Keluaran Sensor untuk Aktivitas Dinamis

a. aktivitas berjalan

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Puncak Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	2.50	2.88	1.625	1.55	1.70	1.65	1.50	1.60
2g	2.60	2.35	1.52	1.52	2.40	1.60	1.50	1.75
4g	1.85	2.10	1.50	1.50	1.80	1.51	-	1.60
6g	1.77	1.80	1.51	1.51	1.76	-	-	1.58

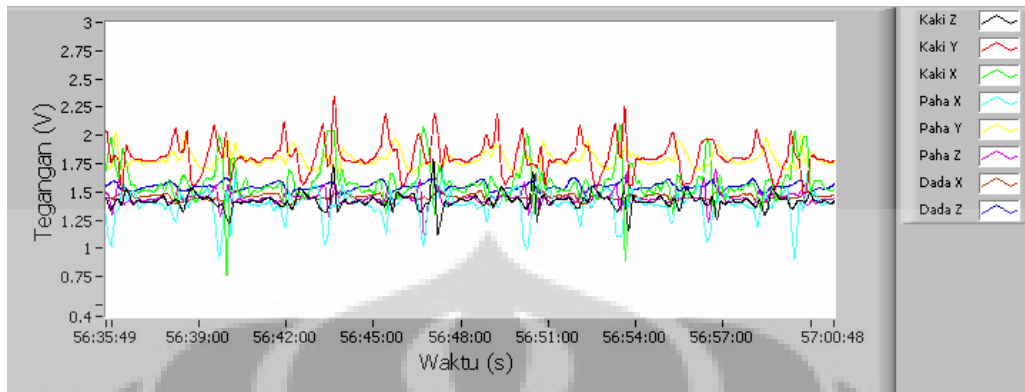


Aktivitas berjalan pada sensitivitas 1.5g

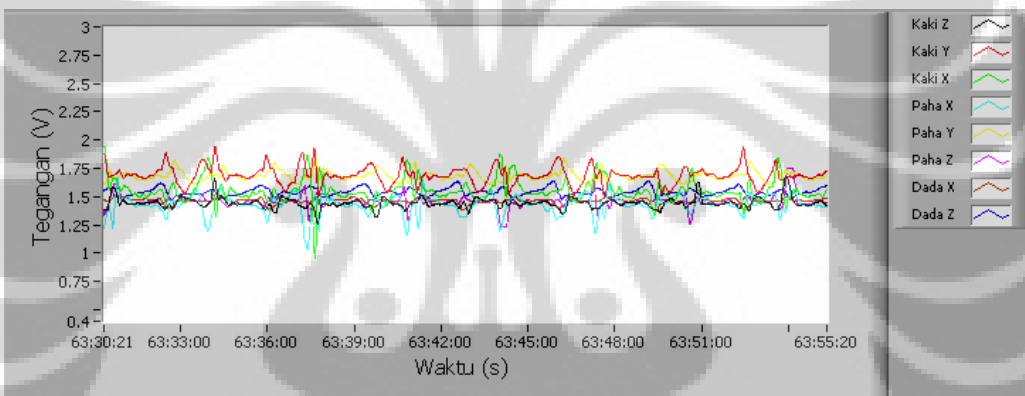


Aktivitas berjalan pada sensitivitas 2g

(Sambungan)



Aktivitas berjalan pada sensitivitas 4g

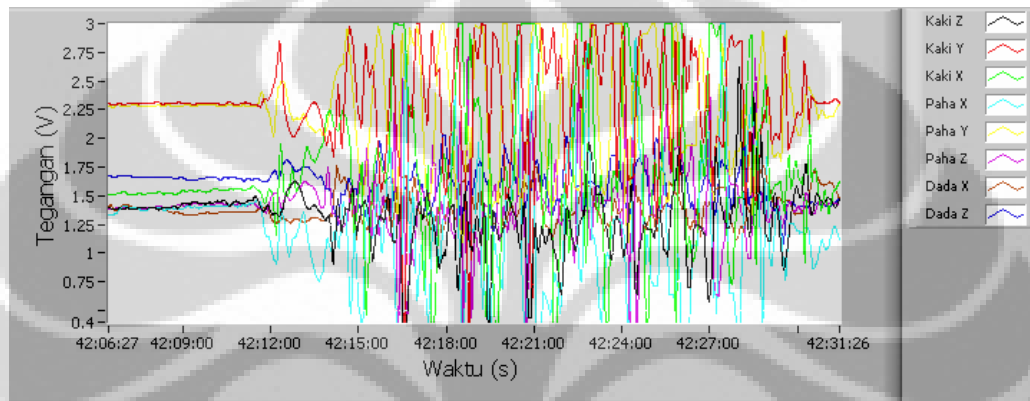


Aktivitas berjalan pada sensitivitas 6g

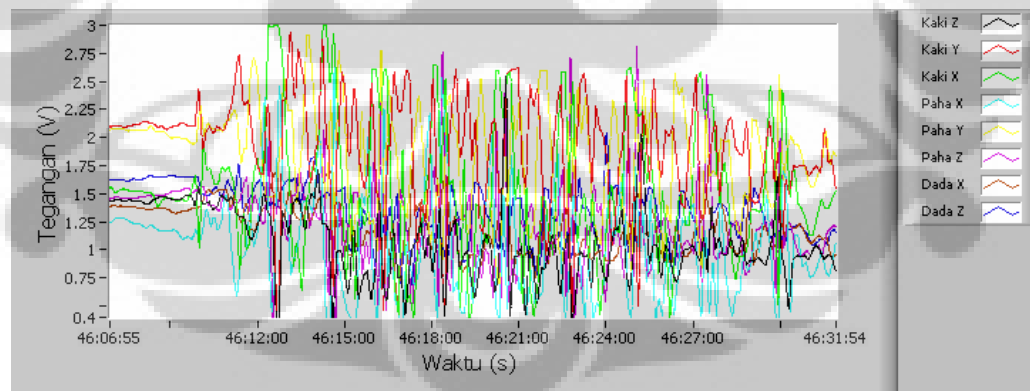
(Sambungan)

b. aktivitas berlari

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Puncak Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	TD	TD	-	2.50	TD	-	-	-
2g	2.60	2.6	-	2.25	2.50	-	-	-
4g	2.80	2.80	-	2.0	2.4	-	-	-
6g	2.75	2.50	-	2.25	2.25	-	-	-

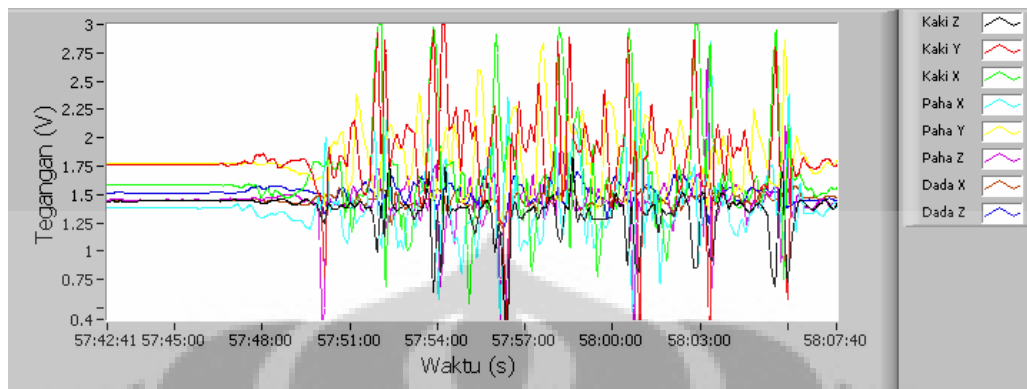


Aktivitas berlari pada sensitivitas 1.5g

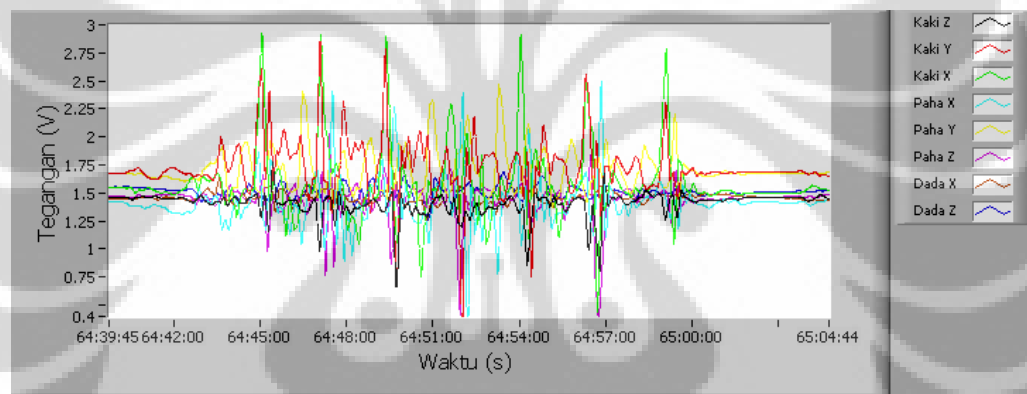


Aktivitas berlari pada sensitivitas 2g

(Sambungan)



Aktivitas berlari pada sensitivitas 4g

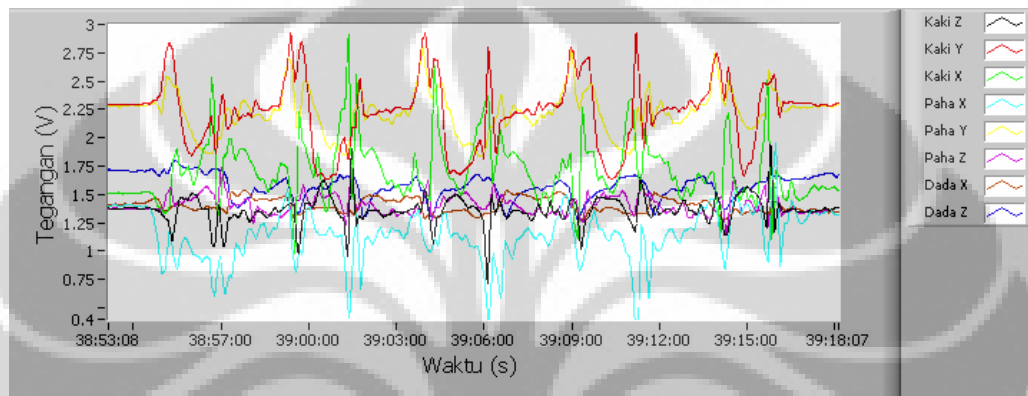


Aktivitas berlari pada sensitivitas 6g

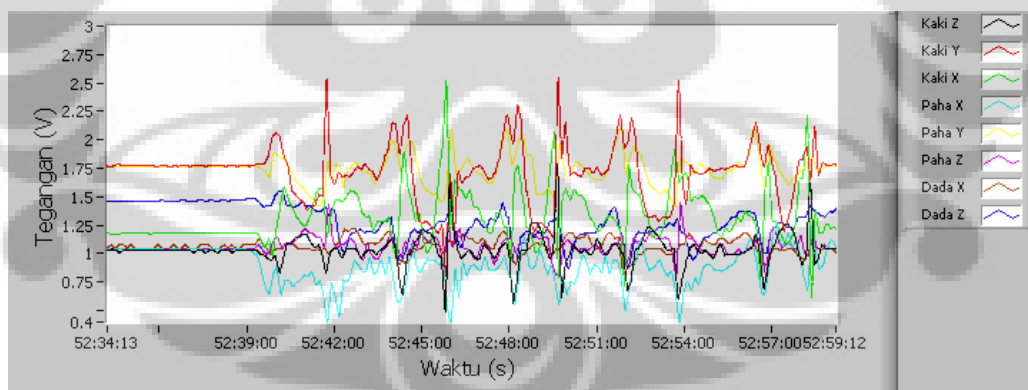
(Sambungan)

c. aktivitas naik tangga

Sensitivitas Aktual	Rerata Baseline Puncak Keluaran Sensor (V)							
	Kaki X	Kaki Y	Kaki Z	Paha X	Paha Y	Paha Z	Dada X	Dada Z
1.5g	2.50	2.75	1.5	1.52	2.55	1.55	-	-
2g	1.9	2.25	1.5	-	1.8	1.25	-	-
4g	1.8	2.1	-	-	1.8	-	-	-
6g	1.68	1.8	-	-	1.7	-	-	-

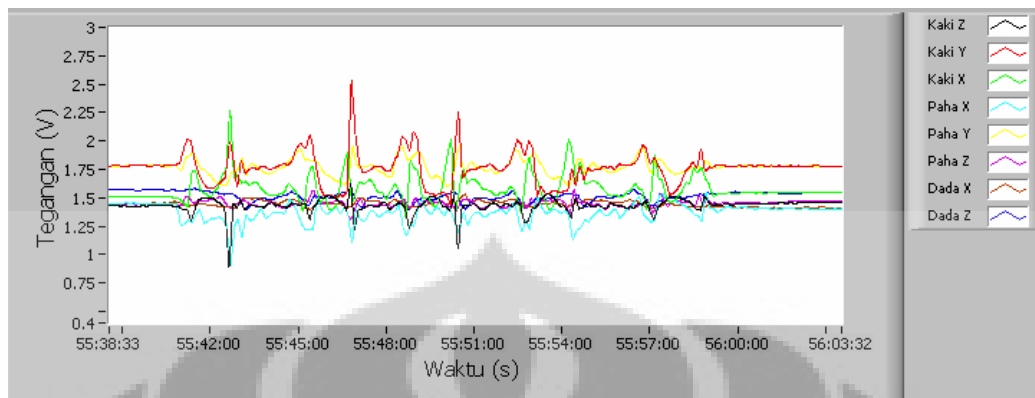


Aktivitas naik tangga pada sensitivitas 1.5g

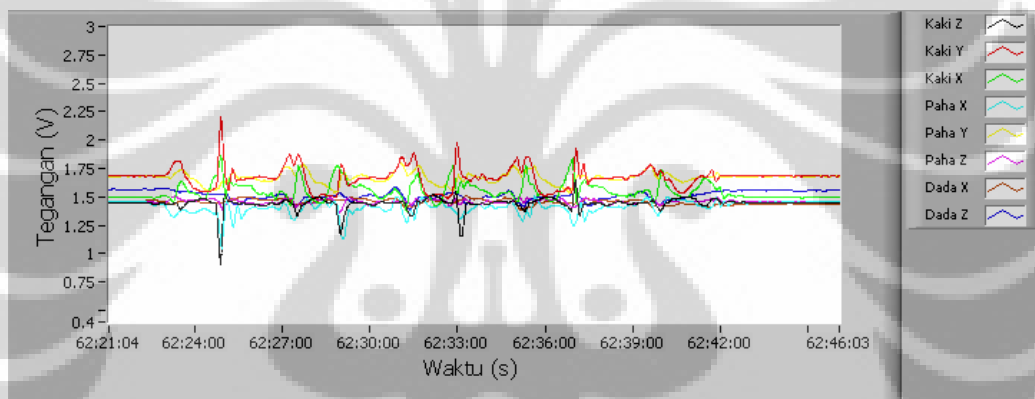


Aktivitas naik tangga pada sensitivitas 2g

(Sambungan)



Aktivitas naik tangga pada sensitivitas 4g



Aktivitas naik tangga pada sensitivitas 6g

Lampiran 6. Data Pengujian Fungsi Pedometer

Pembacaan fungsi kerja pedometer prototipe

Aktivitas	Lama Aktivitas (s)	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Konsumsi Energi (kkal)
Berdiri	10.5	-	-	-	0.223
Duduk	10.2	-	-	-	0.184
Tidur	10.2	-	-	-	0.184
Berjalan	9.3	1.25	9	11.25	0.56
Berlari	3.8	1.67	4	6.68	0.56
Naik Tangga	6.9	0.7	10	7	1.01

a. aktivitas berdiri



Data pedometer pada saat berdiri selama 10,5 detik

b. aktivitas duduk



Data pedometer pada saat duduk selama 10,5 detik

c. aktivitas tidur



Data pedometer pada saat tidur selama 10,5 detik

(Sambungan)

d. aktivitas berjalan

STATUS BMI		PEDOMETER DINAMIK				
Tinggi Badan (m)	1.78	ON	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Waktu Tempuh (s)
Berat Badan (kg)	66		1.25	9	11.25	9.263
Kategori BMI	NORMAL	Jenis Aktivitas		Kalori Dibakar (kkal)		
		Berjalan		0.560412		

Data pedometer aktivitas berjalan pada sensitivitas 2g, width 10

e. aktivitas berlari

STATUS BMI		PEDOMETER DINAMIK				
Tinggi Badan (m)	1.78	ON	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Waktu Tempuh (s)
Berat Badan (kg)	66		1.67	1	1.67	5.818
Kategori BMI	NORMAL	Jenis Aktivitas		Kalori Dibakar (kkal)		
		Berlari		0.853307		

Data pedometer aktivitas berlari pada sensitivitas 6g, width 10

STATUS BMI		PEDOMETER DINAMIK				
Tinggi Badan (m)	1.78	ON	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Waktu Tempuh (s)
Berat Badan (kg)	66		1.67	4	6.68	3.826
Kategori BMI	NORMAL	Jenis Aktivitas		Kalori Dibakar (kkal)		
		Berlari		0.561147		

Data pedometer aktivitas berlari pada sensitivitas 6g, width 5

c. aktivitas naik tangga

STATUS BMI		PEDOMETER DINAMIK				
Tinggi Badan (m)	1.78	ON	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Waktu Tempuh (s)
Berat Badan (kg)	66		0.7	10	7	6.909
Kategori BMI	NORMAL	Jenis Aktivitas		Kalori Dibakar (kkal)		
		Naik Tangga		1.01332		

Data pedometer aktivitas naik tangga pada sensitivitas 6g, width 10

(Sambungan)

Pembacaan fungsi kerja pedometer komersial OMRON tipe HJ-113

Aktivitas	Lama Aktivitas (s)	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah	Jarak Tempuh (m)	Konsumsi Energi Teoretis (kkal)
Berjalan	9.3	1.26	8	10	Tidak Terbaca
Berlari	3.8	1.66	6	Tidak Terbaca	Tidak Terbaca
Naik Tangga	6.9	0.8	4	Tidak Terbaca	Tidak Terbaca

Nilai teoretis pembandingan hasil kerja pedometer menggunakan persamaan (1) dan Tabel 1

Aktivitas	Lama Aktivitas (s)	Lebar Langkah (m)	Jumlah Langkah Aktual	Jarak Tempuh Aktual (m)	Konsumsi Energi Teoretis (kkal)
Berdiri	10.5	-	-	-	0.231
Duduk	10.2	-	-	-	0.187
Tidur	10.2	-	-	-	0.187
Berjalan	9.3	1.25	8	10	0.563
Berlari	3.8	1.67	6	10	0.558
Naik Tangga	6.9	0.7	4	3	1.012

Lampiran 7. Program Aplikasi Mikrokontroler

a. Accelerometer Transceiver

```
***** Program Aplikasi Mikrokontroler *****
***** Nama File : ACCTransceiverOK.bas *****

$regfile = "m8535.dat"
$crystal = 8000000

'Konfigurasi port untuk fungsi pin Transcvr
Ce Alias Portd.2
Cs Alias Portd.3
Clk Alias Portd.5
Dr Alias Pind.4
Dat Alias Portd.6
Dat_pin Alias Pind.6

'Deklarasi Sub routine
Declare Sub Config_fullmode
Declare Sub Send_byte
Declare Sub Send_byte16
Declare Sub Read_byte16
Declare Sub Config_transcvr

'Konfigurasi fungsi pin
Config Pind.2 = Output
Config Pind.3 = Output
Config Pind.4 = Input
Config Pind.5 = Output
Config Pind.6 = Output

'Konfigurasi port untuk sensitivitas g dan sleep mode sensor
G1sk Alias Portc.7 'G1sk = Gselect1
sensor kaki
G2sk Alias Portc.6 'G2sk = Gselect2
sensor kaki
Smsk Alias Portc.5

G1sp Alias Portc.4 'G1sp = Gselect1
sensor pinggang
G2sp Alias Portc.3 'G2sp = Gselect2
sensor pinggang
Smsp Alias Portc.2

G1sd Alias Portc.1
G2sd Alias Portc.0 'G1sd = Gselect1
sensor dada
Smsd Alias Portd.7 'G2sd = Gselect2
sensor dada

'Konfigurasi fungsi pin G dan Sm sensor
Config Pinc.7 = Output
Config Pinc.6 = Output
Config Pinc.5 = Output
Config Pinc.4 = Output
Config Pinc.3 = Output
Config Pinc.2 = Output
Config Pinc.1 = Output
Config Pinc.0 = Output
Config Pind.7 = Output

'Inisialisasi nilai konfigurasi g range
' 1.5g (G1=0, G2=0) ; 1.5g (G1=1, G2=0) ; 1.5g (G1=0, G2=1) ; 1.5g (G1=1, G2=1)
' 800mV/g ; 600mV/g ; 300mV/g ; 200mV/g
'Nilai Sleep mode (Sm=1) high : Sleepmode off (led merah menyala)
'Nilai Sleep mode (Sm=0) low : Sleepmode on (led merah mati)

'Tipe Data Variabel Umum
Dim Dat_out As Byte
Dim Dat_out1 As Word
```

(Sambungan)

```
Dim I As Byte
Dim J As Byte
Dim Data_print As Bit
Dim Fs As Word
Dim Timer1pre As Word

Dim M As Byte
Dim Header As Word

'Konfigurasi Timer1
Config Timer1 = Timer , Prescale = 64

'Konfigurasi ADC Single run (Clock 250KHz)
Dim W As Word , Channel As Byte
Config Adc = Single , Prescaler = Auto , Reference = Avcc

'Tipe Data Variabel shockburst configuration
Dim Data2_w As Byte , Data1_w As Byte
Dim Addr2_1 As Byte , Addr2_2 As Byte , Addr2_3 As Byte , Addr2_4 As Byte ,
Addr2_5 As Byte
Dim Addr1_1 As Byte , Addr1_2 As Byte , Addr1_3 As Byte , Addr1_4 As Byte ,
Addr1_5 As Byte
Dim Addr_w As Byte , Crc_length As Bit , Crc_en As Bit '6-1-1

'Tipe Data Variabel general configuration
Dim Rx2_en As Bit , Cm As Bit , Rfdr_sb As Bit , Xo_f As Byte , Rf_pwr As Byte
'1-1-1-3-2
Dim Rf_ch As Byte , Rx_en As Bit '7-1
Dim Dat0 As Word

'Konfigurasi Transceiver Mode Shockburst
Ce = 0
Cs = 0
Clk = 0
Dat = 0
Waitms 500
Data2_w = 16 'panjang data
Data1_w = 16
Addr2_5 = &H00
Addr2_4 = &H00
Addr2_3 = &H00
Addr2_2 = &H00
Addr2_1 = &H00
Addr1_5 = &H00 'address
Addr1_4 = &H00
Addr1_3 = &H00
Addr1_2 = &H00
Addr1_1 = &H00
Addr_w = 40 'panjang address
Crc_length = 1 'panjang crc 16 bit
Crc_en = 1 'CRC enable
Rx2_en = 0 '1 channel digunakan
Cm = 1 'Mode shockburst
Rfdr_sb = 1 'data rate 1 Mbps
Xo_f = 3 'crystal freq 18 MHz
Rf_pwr = 3 'Transmit Pwr 0dbm
Rf_ch = &H55 '0-83 channel
Rx_en = 1 'Receive mode

Call Config_fullmode
Waitms 10

Terima:
Rx_en = 1
Call Config_transcvr
Config Dat_pin = Input
Waitms 10

Do
Cs = 0
Ce = 1
```

(Sambungan)

```
Waitus 10

While Dr = 0
  nop
Wend

Ce = 0
While Dr = 1
  Call Read_byte16

  If Dat_out1 = 0 Then
    'sensitivitas 1.5g
    G1sk = 0
    G2sk = 0
    Smsk = 1

    G1sp = 0
    G2sp = 0
    Smsp = 1

    G1sd = 0
    G2sd = 0
    Smsd = 1
    Goto Akusisi
  ElseIf Dat_out1 = 1 Then
    'sensitivitas 2g
    G1sk = 1
    G2sk = 0
    Smsk = 1

    G1sp = 1
    G2sp = 0
    Smsp = 1

    G1sd = 1
    G2sd = 0
    Smsd = 1
    Goto Akusisi
  ElseIf Dat_out1 = 2 Then
    'sensitivitas 4g
    G1sk = 0
    G2sk = 1
    Smsk = 1

    G1sp = 0
    G2sp = 1
    Smsp = 1

    G1sd = 0
    G2sd = 1
    Smsd = 1
    Goto Akusisi
  Else
    'sensitivitas 6g
    G1sk = 1
    G2sk = 1
    Smsk = 1

    G1sp = 1
    G2sp = 1
    Smsp = 1

    G1sd = 1
    G2sd = 1
    Smsd = 1
    Goto Akusisi
  End If
Wend

Loop
```

(Sambungan)

```
Akusisi:
Rx_en = 0
Call Config_transcvr
Timer1pre = 65035
Sampling (250Hz)
Stop Timer1
Timer1 = Timer1pre

M = 0
'Faktor Header = 32768

On Timer1 Ambil
On Adc Adc_isr

Start Timer1
Enable Interrupts
Enable Timer1

Do
nop
Loop

End

Ambil:
Channel = M
Enable Interrupts
Enable Adc
Stop Timer1
Timer1 = Timer1pre
'now read A/D value from channel 0
Header = 1024 * M
Header = Header + 32768
'idle will put the micro into sleep
'Admux.5 = 1
Start Adc
Idle
Stop Adc
Dat0 = Header + W

Gosub Kirim
Incr M
If M = 8 Then M = 0
Start Timer1

Return

Adc_isr:
'Admux.5 = 1
push r24
in r24,sreg
push r24
push r25
W = Getadc(channel)
pop r25
pop r24
!out sreg,r24
pop r24
Return

Kirim:
'Rx_en = 0
'Call Config_transcvr
Ce = 0
Cs = 0
Waitus 2
Ce = 1
Waitus 2
Dat_out = Addr1_1
Call Send_byte
```

'Fs = Frekuensi

'addr1

(Sambungan)

```
Dat_out = Addr1_2                                'addr2
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_3                                'addr3
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_4                                'addr4
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_5
Call Send_byte
Dat_out1 = Dat0
Call Send_byte16
Waitus 2
Ce = 0

Return

Sub Read_byte16
  Dat_out1 = 0
  For I = 1 To 16                                '16
    Waitus 1
    Clk = 1
    Shift Dat_out1 , Left
    Dat_out1 = Dat_out1 Or Dat_pin
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next
  Clk = 0
End Sub

Sub Send_byte
  For I = 1 To 8
    Rotate Dat_out , Left
    Data_print = Dat_out And 1
    'Print Data_print;
    Dat = Data_print
    Waitus 1
    Clk = 1
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next
  Clk = 0
End Sub

Sub Send_byte16
  For J = 1 To 16                                '16
    Rotate Dat_out1 , Left
    Data_print = Dat_out1 And 1
    Dat = Data_print
    Waitus 1
    Clk = 1
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next J
  Clk = 0
End Sub

Sub Config_transcvr
  Cs = 1
  Ce = 0
  Config Dat_pin = Output
  Waitms 10
  Dat = Rx_en
  Waitus 1
  Clk = 1
  Waitus 1
  Clk = 0
  Cs = 0
End Sub

Sub Config_fullmode
  Cs = 1
```

(Sambungan)

```
Ce = 0
Config Dat_pin = Output
Waitms 10
Dat_out = Data2_w
Call Send_byte
Dat_out = Data1_w
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_5
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_4
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_3
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_2
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_1
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_5
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_4
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_3
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_2
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_1
Call Send_byte

Shift Addr_w , Left , 1
Addr_w = Addr_w Or Crc_length
Shift Addr_w , Left , 1
Dat_out = Addr_w Or Crc_en
Call Send_byte

Dat_out = Rx2_en
Shift Dat_out , Left , 1
Dat_out = Dat_out Or Cm
Shift Dat_out , Left , 1
Dat_out = Dat_out Or Rfdr_sb
Shift Dat_out , Left , 3
Dat_out = Dat_out Or Xo_f
Shift Dat_out , Left , 2
Dat_out = Dat_out Or Rf_pwr
Call Send_byte

Dat_out = Rf_ch
Shift Dat_out , Left , 1
Dat_out = Dat_out Or Rx_en
Call Send_byte

Cs = 0
End Sub

End
```


b. Base Transceiver

```
***** Program Aplikasi Mikrokontroler *****
***** Nama File : BaseTrasnceiverOK.bas *****

$regfile = "m8def.dat"
$baud = 38400
$crystal = 11059200
'Config Serialout = Buffered , Size = 254

'Konfigurasi port untuk fungsi pin Transcvr
Ce Alias Portc.0
Cs Alias Portc.1
Dr Alias Pinc.2
Clk Alias Portc.3
Dat Alias Portc.4
Dat_pin Alias Pinc.4

'Deklarasi subroutine
Declare Sub Config_fullmode
Declare Sub Send_byte
Declare Sub Send_byte16
Declare Sub Read_byte16
Declare Sub Read_byte
Declare Sub Config_transcvr

'Konfigurasi fungsi Pin
Config Pinc.0 = Output
Config Pinc.1 = Output
Config Pinc.2 = Input
Config Pinc.3 = Output
Config Pinc.4 = Output

'Tipe data Variabel umum
Dim Dat_out As Byte , Dt As Byte
Dim Dt1 As Byte , Dt2 As Byte
Dim Dat_out1 As Word
Dim I As Byte
Dim J As Byte
Dim Data_print As Bit

'Tipe data Variabel shockburst configuration
Dim Data2_w As Byte , Data1_w As Byte
Dim Addr2_1 As Byte , Addr2_2 As Byte , Addr2_3 As Byte , Addr2_4 As Byte ,
Addr2_5 As Byte , Addr2_6 As Byte
Dim Addr1_1 As Byte , Addr1_2 As Byte , Addr1_3 As Byte , Addr1_4 As Byte ,
Addr1_5 As Byte , Addr1_6 As Byte
Dim Addr_w As Byte , Crc_length As Bit , Crc_en As Bit '6-1-1

'Tipe data Variabel general configuration
Dim Rx2_en As Bit , Cm As Bit , Rfdr_sb As Bit , Xo_f As Byte , Rf_pwr As Byte
'1-1-1-3-2
Dim Rf_ch As Byte , Rx_en As Bit '7-1
Dim Dat0 As Word

'Setting konfigurasi full mode shockburst
Ce = 0
Cs = 0
Clk = 0
Dat = 0
Waitms 500
Data2_w = 16
Data1_w = 16
Addr2_5 = &H00 'panjang data
Addr2_4 = &H00
Addr2_3 = &H00
Addr2_2 = &H00
Addr2_1 = &H00
Addr1_5 = &H00 'address
Addr1_4 = &H00
Addr1_3 = &H00
Addr1_2 = &H00
```

(Sambungan)

```
Addr1_1 = &H00
Addr_w = 40
Crc_length = 1
Crc_en = 1
Rx2_en = 0
Cm = 1
Rfdr_sb = 1
Xo_f = 3
Rf_pwr = 3
Rf_ch = &H55
Rx_en = 0

'panjang address
'panjang crc
'CRC enable
'1 channel
'Mode shockburst
'data rate 1 Mbps
'crystal freq 16 MHz
'Power Tr 0 dbm
'0-83 channel
'Transmit mode

Call Config_fullmode
Waitms 10

'Menunggu data string 0,1,2 dari komputer dan kirim ke ACCTransceiver
Dat0 = Waitkey()
If Dat0 = 48 Then
    Dat0 = 0
    Goto Kirim
Elseif Dat0 = 49 Then
    Dat0 = 1
    Goto Kirim
Elseif Dat0 = 50 Then
    Dat0 = 2
    Goto Kirim
Else
    Dat0 = 3
    Goto Kirim
End If

'Menerima data dan mengirimkannya ke komputer
Terima:
Rx_en = 1
Call Config_transcvr
Config Dat_pin = Input
Waitms 10

Do
    Cs = 0
    Ce = 1
    Waitus 10
    While Dr = 0

        nop
    Wend

    Ce = 0
    While Dr = 1
        Call Read_byte16
        Print Bin(dat_out1)
    Wend
Loop

'Mengirim Data Ke ACCTransceiver untuk sinkronisasi
Kirim:
Rx_en = 0
Call Config_transcvr
Ce = 0
Cs = 0
Waitus 10
Ce = 1
Waitus 10
Dat_out = Addr1_1
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_2
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_3
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_4
Call Send_byte
```

(Sambungan)

```
Dat_out = Addr1_5                                'addr5
Call Send_byte
Dat_out1 = Dat0
Call Send_byte16
Waitus 10
Ce = 0
Goto Terima

End

'Subroutine Baca Data dari Transceiver
Sub Read_byte
  Dat_out = 0
  For I = 1 To 8
    Waitus 1
    Clk = 1
    Shift Dat_out , Left
    Dat_out = Dat_out Or Dat_pin
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next
  Clk = 0
End Sub

Sub Read_byte16
  Dat_out1 = 0
  For I = 1 To 16                                '16
    Waitus 1
    Clk = 1
    Shift Dat_out1 , Left
    Dat_out1 = Dat_out1 Or Dat_pin
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next I
  Clk = 0
End Sub

'Sub routine Tulis Data ke Transceiver
Sub Send_byte
  For I = 1 To 8
    Rotate Dat_out , Left
    Data_print = Dat_out And 1
    'Print Data_print;
    Dat = Data_print
    Waitus 1
    Clk = 1
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next
  Clk = 0
End Sub

Sub Send_byte16
  For J = 1 To 16                                '16
    Rotate Dat_out1 , Left
    Data_print = Dat_out1 And 1
    'Print Data_print
    Dat = Data_print
    Waitus 1
    Clk = 1
    Waitus 1
    Clk = 0
  Next J
  Clk = 0
  'Print ""
End Sub

'Sub routine konfigurasi Transceiver (RX or TX mode)
Sub Config_transcvr
  Cs = 1
```

(Sambungan)

```
Ce = 0
Config Dat_pin = Output
Waitms 10
Dat = Rx_en
Waitus 1
Clk = 1
Waitus 1
Clk = 0
Cs = 0
End Sub

'Sub routine konfigurasi full mode
Sub Config_fullmode
Cs = 1
Ce = 0
Config Dat_pin = Output
Waitms 10
Dat_out = Data2_w
Call Send_byte
Dat_out = Data1_w
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_5
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_4
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_3
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_2
Call Send_byte
Dat_out = Addr2_1
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_5
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_4
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_3
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_2
Call Send_byte
Dat_out = Addr1_1
Call Send_byte

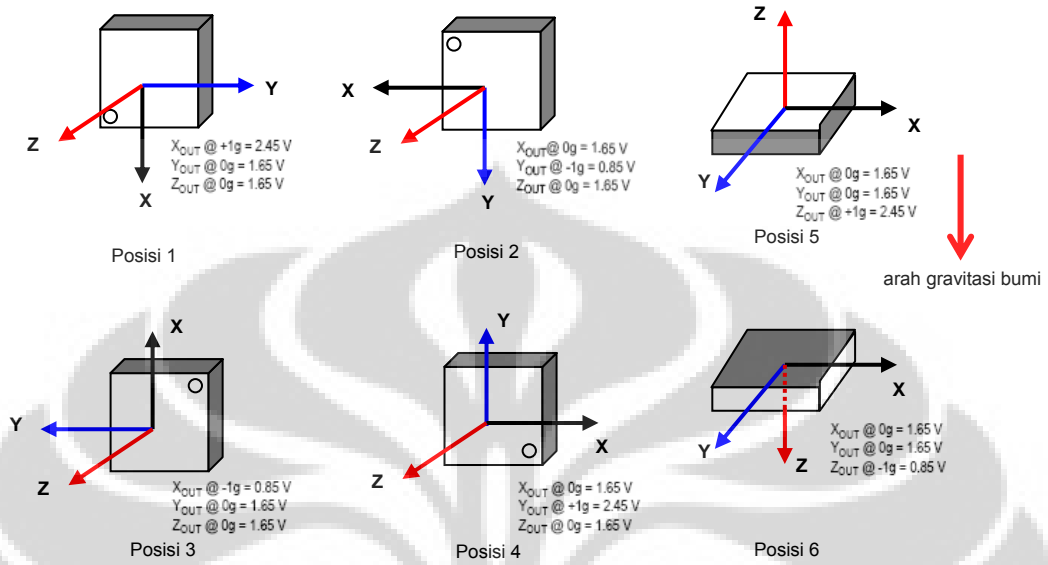
Shift Addr_w , Left , 1
Addr_w = Addr_w Or Crc_length
Shift Addr_w , Left , 1
Dat_out = Addr_w Or Crc_en
Call Send_byte

Dat_out = Rx2_en
Shift Dat_out , Left , 1
Dat_out = Dat_out Or Cm
Shift Dat_out , Left , 1
Dat_out = Dat_out Or Rfdr_sb
Shift Dat_out , Left , 3
Dat_out = Dat_out Or Xo_f
Shift Dat_out , Left , 2
Dat_out = Dat_out Or Rf_pwr
Call Send_byte

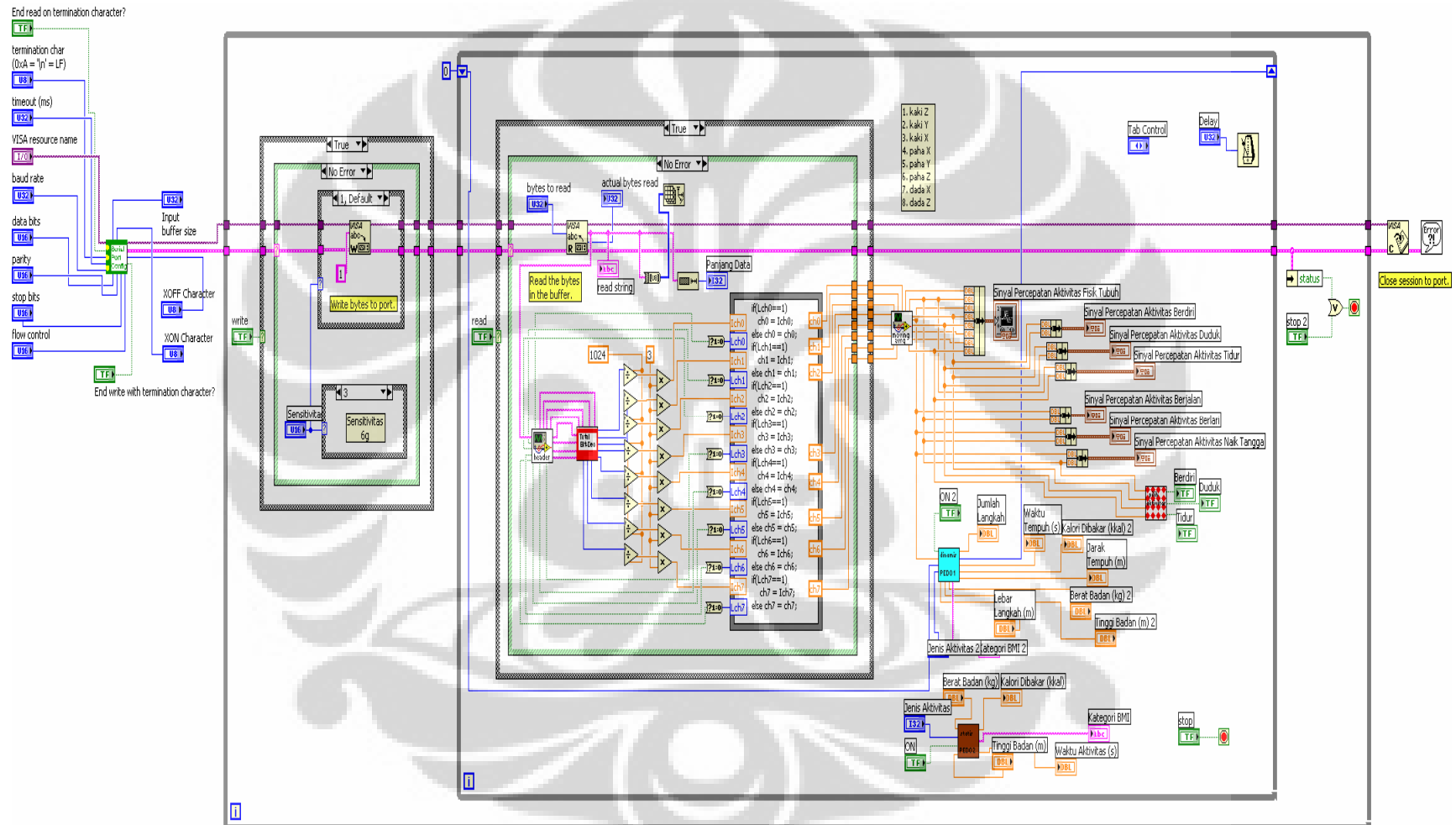
Dat_out = Rf_ch
Shift Dat_out , Left , 1
Dat_out = Dat_out Or Rx_en
Call Send_byte

Cs = 0
End Sub
```

Lampiran 8. Orientasi Posisi Penempatan Sensor MMA7260Q/6280Q untuk Kalibrasi



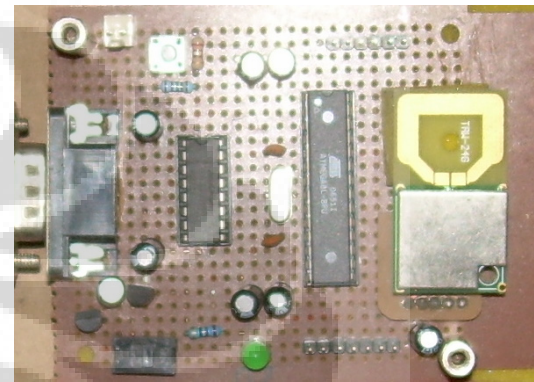
Lampiran 9. Program Aplikasi Komputer



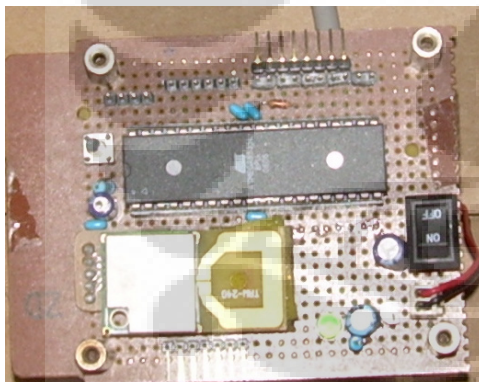
Lampiran 10. Bentuk Fisik Sistem Perangkat Keras



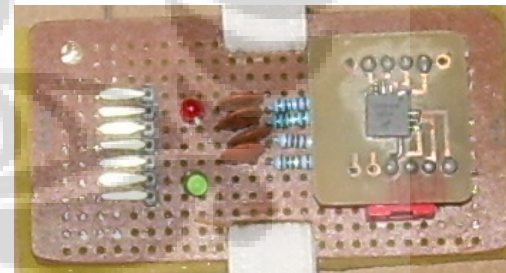
Sistem perangkat keseluruhan



Modul base transceiver



Modul accelerometer transceiver



Sistem sensor

Lampiran 11. Penempatan Sensor pada Subyek Uji



Posisi sensor ketika subyek berdiri



Posisi sensor ketika subyek duduk

BIODATA PENELITI

Nama Lengkap : Edwar Iswardy
Tempat / Tanggal Lahir : Beureunuen / 3 Februari 1979
Jenis Kelamin : Laki-laki
Bidang Keahlian : Instrumentasi Elektronika dan Komputer
Unit Kerja : Jurusan Fisika FMIPA-Universitas Syiah Kuala
Alamat Kantor : Jurusan Fisika FMIPA Unsyiah
Jl. Syech Abdul Rauf No. 5 Kopelma Darussalam
Banda Aceh, NAD 23111, Telp: 0651-7410516
Alamat Rumah : Perumnas Lhok Keutapang
Jl. B.Aceh-Medan Km 109 Sigli, NAD
Contact Person : kutaraja79@yahoo.com
Hp: 08126926601
Pendidikan :

Perguruan Tinggi	Kota & Negara	Tahun Lulus	Bidang Studi
Universitas Syiah Kuala	Banda Aceh, Indonesia	Juli 2001	S1 Fisika