



TUGAS AKHIR - TE 141599

**RANCANG BANGUN SISTEM *TELECARDIAC*
MONITORING UNTUK INFORMASI PARAMETER
TEMPORAL DENGAN PENGGUNAAN *RADIO*
*FREQUENCY***

Muhammad Farid Retistianto
NRP 2211100102

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016



FINAL PROJECT - TE 141599

***DESIGN OF TELECARDIAC MONITORING IN ORDER TO
ACHIEVE TEMPORARY PARAMETER WITH RADIO
FREQUENCY***

Muhammad Farid Retistianto
NRP 2211100102

Advisor

Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

***ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016***

**RANCANG BANGUN SISTEM *TELECARDIAC*
MONITORING UNTUK INFORMASI PARAMETER
TEMPORAL DENGAN PENGGUNAAN *RADIO*
*FREQUENCY***

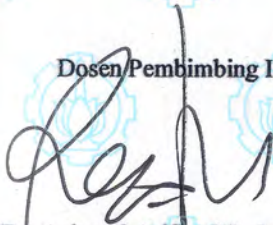
TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada**

**Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Menyetujui :

Dosen Pembimbing I,



Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

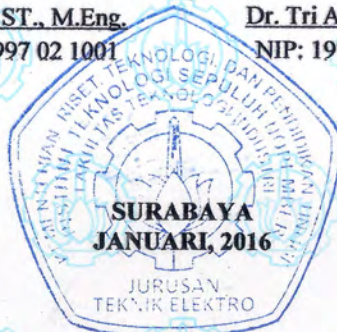
NIP: 1971 03 14 1997 02 1001

Dosen Pembimbing II,



Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

NIP: 1970 02 12 1995 12 1001



KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur tiada henti penulis haturkan kepada Tuhan semesta alam, Allah SWT, atas seluruh limpahan rahmat, karunia, dan hidayah-Nya selama ini sehingga penulis mampu menyelesaikan tugas akhir ini.

Dalam mengerjakan tugas akhir ini penulis banyak mendapatkan berbagai macam bantuan dan doa, oleh karena itu penulis mengucapkan terima kasih atas bantuannya dan semoga Allah membalasnya dengan sebaik-baik balasan,

- Bapak, Ibu, Imas, serta seluruh keluarga yang memberikan dukungan baik moril maupun materiil.
- Bapak Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing pertama, yang telah membimbing penulis untuk mengeksplorasi tugas akhir ini.
- Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT. selaku dosen pembimbing kedua, yang juga dengan bimbingan beliau, tugas akhir ini dapat terselesaikan dengan baik.
- Bapak Ir. Tasripin, MT. selaku Koordinator Bidang Studi Elektronika dan dosen wali yang memberikan begitu banyak motivasi dan inspirasi.
- Bapak Dr. Ardyono Priyadi, ST., M.Eng. selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya.
- Seluruh dosen bidang studi elektronika dan Teknik Elektro ITS.
- Teman-teman seperjuangan asisten laboratorium elektronika terutama Didi, Ekal, Mufi, Mbak Anita, Mbak Dina, Mbak Vinda, Mbak Nada dan rekan lainnya
- Teman-teman yang bersedia membantu terutama Agung, Zaman, Shella, Dylan, Mas Zulfan, Mas Nanang dan rekan lainnya.

Penulis menyadari bahwa masih terdapat kekurangan dalam penulisan dan terbuka terhadap perbaikan juga berharap terdapat manfaat dari penulisan buku ini.

Surabaya, Januari 2016

Penulis

RANCANG BANGUN SISTEM *TELECARDIAC* MONITORING UNTUK INFORMASI PARAMETER TEMPORAL DENGAN PENGGUNAAN *RADIO* *FREQUENCY*

Nama : Muhammad Farid Retistianto
Pembimbing I : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Pembimbing II : Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ABSTRAK

Telecardiac Monitoring adalah monitoring jarak jauh (*Telemonitoring*) jantung. Melakukan monitoring ini akan mendapatkan sinyal ECG (*Electrocardiogram*) dan dapat digunakan untuk mengetahui kondisi dan aktivitas listrik dari jantung. Data yang diperoleh dari hasil pengujian ini dapat dijadikan dasar analisa dan diagnosa pada seorang pasien.

Pengujian kini umumnya mengandalkan subjek uji untuk berada dalam jangkauan penguji. Kondisi Indonesia sebagai kepulauan dan persebaran lokasi unit medis (misal RS Rujukan) yang belum merata hingga pedalaman menjadi tantangan untuk penanganan dini seperti yang diharapkan dalam perencanaan Kementerian Kesehatan Indonesia. Penggunaan model *Telemonitoring* memungkinkan pengiriman monitoring jantung secara jarak jauh dan menggunakan modulasi radio dapat menjawab tantangan ini karena lingkup ruangnya yang lebih luas dibanding model komunikasi lainnya.

Berlatar belakang hal ini, maka diwujudkan tugas akhir berupa realisasi instrumen ECG yang mampu berkomunikasi jarak jauh dengan modulasi frekuensi radio. Dengan sistem ini dan adanya ekstraksi pada parameter temporal, dengan tujuan pada kemampuan mengeliminasi kebutuhan jarak dan waktu monitoring jantung dengan tetap mendapatkan informasi ECG yang memadai. Hasil yang didapatkan memiliki keberhasilan pengiriman pada 15 subjek dengan tingkat penerimaan data hingga 90% dengan rata-rata waktu pengiriman berkisar lima belas menit untuk tiap dua ribu data. Pengembangan yang diharapkan adalah ekstraksi parameter temporal yang lebih beragam dan peningkatan efisiensi dari sistem sehingga pengujian dapat dilakukan dengan waktu yang lebih singkat.

Kata kunci : *Telemonitoring, EKG, ECG, frekuensi radio*

DESIGN OF TELECARDIAC MONITORING IN ORDER TO ACHIEVE TEMPORARY PARAMETER WITH RADIO FREQUENCY

Name : **Muhammad Farid Retistiano**
1st Advisor : **Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.**
2nd Advisor : **Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.**

ABSTRACT

Telecardiac Monitoring is a remote monitoring (Telemonitoring) of a cardiovascular system. Conducting the heart monitoring would have acquired ECG signal and could be used as information of the condition and electrical activity of heart. The acquired data as a result of the test are usually used as basis to analyze and diagnose of certain patient.

Nowadays, the conduct of the test is generally rely on the subject within the reach of the examiner (medics). This would mean a need of a certain distance is required to be fulfilled. On the other hand, the need of immediate response as instructed by the Indonesia's Ministry of Health is rising. Indonesia as an archipelago country and the location of medical units that still not enough to cover some areas are another challenges. Telemonitoring model is designed to make the conduct of the heart monitoring more robust with the ability to send the ECG across remote places and supported by radio modulation. Radio communication is chosen because it is one of communication to support wide area.

Based on the conditions mentioned above, a realization of final project is conducted. An instrumentation circuit using IC AD620 which able to communicate in the long distance manner using a modulation of the radio frequency. The integration of the instrumentation and a focus to extract the temporary parameter of the heart's signal is an additional feature of the project, as evidenced by the successful rate of transmission, reaching over 90% for 15 subjects, with the average of the transmission's time is about fifteen minutes for 2.000 data. The next suggested development is about varying the extraction of the temporary parameter and shortening the test by raising the efficiency of the system.

Keywords: **Telemonitoring, ECG, Radio Frequency**

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	
HALAMAN PENGESAHAN	
ABSTRAK.....	i
<i>ABSTRACT</i>	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB I.....	1
1. 1 Latar Belakang	1
1. 2 Perumusan Masalah.....	2
1. 3 Tujuan	2
1. 4 Batasan Masalah.....	2
1. 5 Metodologi Penelitian	3
1. 6 Sistematika Penulisan.....	3
1. 7 Relevansi	4
BAB II.....	5
2. 1 Jantung	5
2. 2 Algoritma QRS Detektor.....	10
2.2.1 Filter Bandpass Pole-Zero	12
2.2.2 Fungsi Derivatif dan Fungsi Squaring	12
2.2.3 Moving Window Integral	13
2. 3 Komunikasi Radio Alinco DR-135 mk III	14
2.3. 1 Radio Alinco.....	14
2.3. 2 Protokol AX.25 ^[7]	15
2. 4 Rangkaian Penguat Instrumentasi	26
2.4.1 Analisa rangkaian penguat instrumentasi	29
2.4. 2 IC AD620	30
2. 5 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik	31
2. 6 Filter Analog	31
2.6. 1 Filter Lowpass	31
2.6. 2 Filter Highpass.....	33
2.6. 3 Filter Bandstop	34
2. 7 Filter Digital	35
2. 8 Mikrokontroler ARM	36
2.8. 1 Analog-to-Digital Converter (ADC).....	37

2.8. 2 Komunikasi Serial	37
2. 9 Modem Wavecom Fastrack M1306B.....	38
2. 10 Komunikasi Serial dengan RS-232	38
BAB III.....	39
3.1 <i>Transmitter</i> (Pengirim).....	39
3.1. 1 <i>Instrument</i>	39
3.1. 2 Radio.....	50
3.2 <i>Receiver</i> (Penerima)	53
3.2. 1 Radio.....	53
3.2. 2 <i>Computer Server</i>	55
3.2. 3 <i>User Interface</i>	55
BAB IV	57
4. 1 Pengujian dan Analisa Perangkat Elektronik	57
4.1 1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi	57
4.1 2 Pengujian dan Analisa Rangkaian Filter.....	59
4.1.3. Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah	65
4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak	66
4.2.1 Pengujian Algoritma QRS Detektor	66
4.3 Pengujian Komunikasi Radio	68
4.3.1 Pengiriman Serial melalui Terminal Komputer	68
4.3.2 Pengujian Penggambaran Morfologi Penerimaan Data	77
4.3.3 Pengujian Pengiriman Bentuk Sinyal	81
BAB V	95
5.1 Kesimpulan.....	95
5.2 Saran.....	95
DAFTAR PUSTAKA	97
LAMPIRAN.....	99
BIODATA PENULIS	101

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Anatomi Jantung ^[3]	6
Gambar 2. 2 Siklus Kerja Jantung ^[3]	7
Gambar 2. 3 Koordinasi Kontraksi Jantung ^[3]	8
Gambar 2. 4 Komponen Konduksi dari Jantung ^[3]	9
Gambar 2. 5 Serangkaian gelombang defleksi akibat depolarisasi dan repolarisasi ^[4]	9
Gambar 2. 6 Spektrum Daya Relatif Sinyal ECG ^[2]	11
Gambar 2. 7 Algoritma QRS Detektor Pan dan Tompkins ^[2]	11
Gambar 2. 8 Hasil integrasi dari QRS dimana QS adalah lebar QRS dan W adalah lebar window ^[5]	13
Gambar 2. 9 Radio Alinco DR-135 mk III ^[6]	14
Gambar 2. 10 Integrasi TNC Eksternal pada Unit Radio ^[6]	27
Gambar 2. 11 Hasil Integrasi TNC pada Radio	27
Gambar 2. 12 Rangkaian Penguat Instrumentasi	29
Gambar 2. 13 Perbandingan Penguat Instrumentasi & Konfigurasi Pin ^[8]	30
Gambar 2. 14 Rangkaian penjumlah tak membalik	31
Gambar 2. 15 Rangkaian LPF -40 dB/decade ^l	32
Gambar 2. 16 Rangkaian HPF 40 dB/decade	34
Gambar 2. 17 Rangkaian BSF	35
Gambar 2. 18 Resource Board STM-32 F4 Discovery	36
Gambar 2. 19 USB to TTL Prolific	37
Gambar 2. 20 Konfigurasi dan Bagian dari Wavecom Fastrack M1306B	38
Gambar 3. 1 Blok Diagram Keseluruhan Sistem	39
Gambar 3. 2 Blok Diagram dari Sisi Transmitter	40
Gambar 3. 3 Rangkaian Penguat Instrumentasi ^[12]	41
Gambar 3. 4 Rangkaian LPF ^[12]	42
Gambar 3. 5 Rangkaian HPF ^[12]	43
Gambar 3. 6 Rangkaian BSF ^[12]	44
Gambar 3. 7 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik ^[12]	44
Gambar 3. 8 Filter Digital Pole Zero Bandpass	45
Gambar 3. 9 Potongan dari Sinyal ECG dan Representasi FFT	48

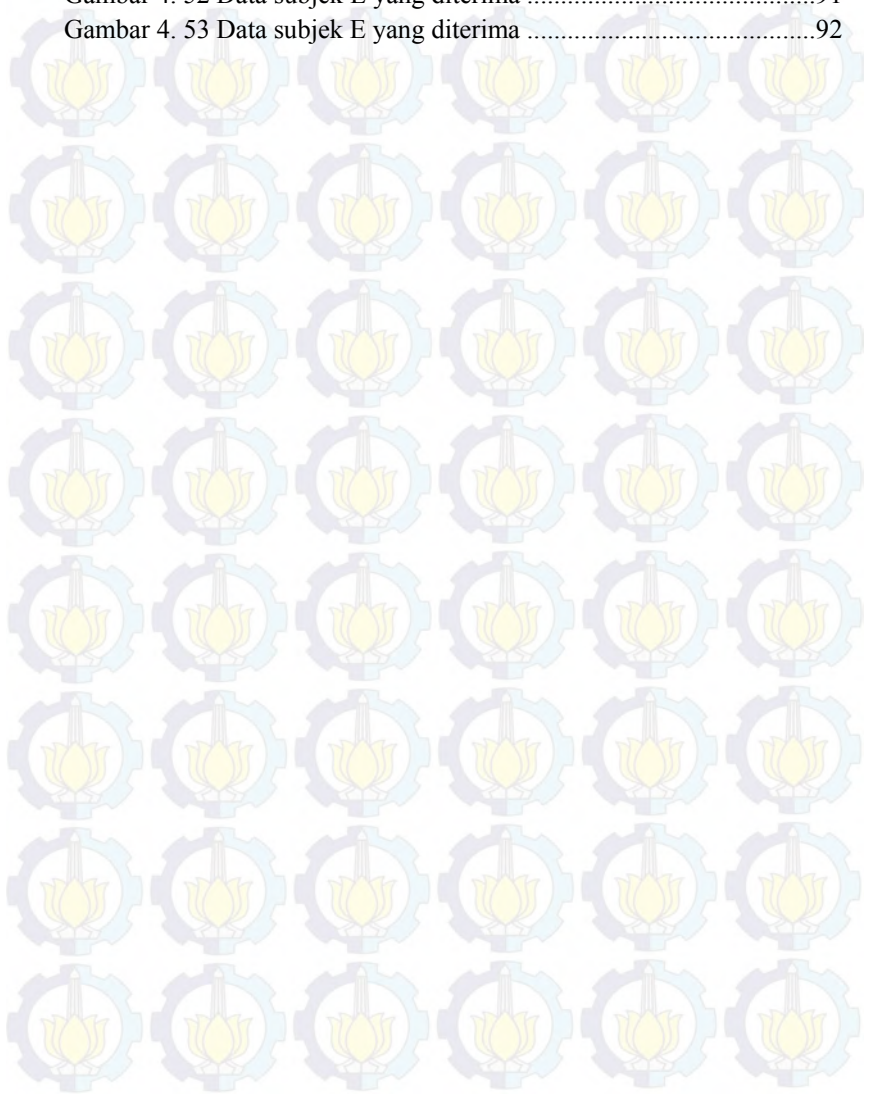
Gambar 3. 10 Karakteristik Filter dan Hasil dari Pengolahan Filter terhadap Sinyal Input	48
Gambar 3. 11 Pengolahan Sinyal dengan Algoritma Pan-Tompkins	50
Gambar 3. 12 Diagram alir dari pengiriman data ECG	52
Gambar 3. 13 Diagram alir dari penerimaan data ECG	54
Gambar 3. 14 Diagram alir dari pengiriman parameter temporal ECG	56
Gambar 4. 1 Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi.....	57
Gambar 4. 2 Hasil Penguatan Rangkaian Penguat Instrumentasi	58
Gambar 4. 3 Pengujian akuisisi sinyal jantung pada subjek	58
Gambar 4. 4 Pengukuran sinyal dengan Subjek A pada Osiloskop	59
Gambar 4. 5 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter	60
Gambar 4. 6 Grafik Pengujian Rangkaian Low Pass Filter.....	61
Gambar 4. 7 Pengujian rangkaian High Pass Filter.....	62
Gambar 4. 8 Grafik pengujian rangkaian High Pass Filter	63
Gambar 4. 9 Pengujian Rangkaian Band Stop Filter.....	64
Gambar 4. 10 Grafik Pengujian Rangkaian Band Stop Filter	65
Gambar 4. 11 Pengujian rangkaian penjumlah	66
Gambar 4. 12 Pengujian Instrumen QRS Detektor pada Subjek.....	67
Gambar 4. 13 Hasil Deteksi pada Program	68
Gambar 4. 14 Konfigurasi dari koneksi RS-232	69
Gambar 4. 15 Skenario Handshaking.....	69
Gambar 4. 16 Hasil Osiloskop dari DTR PC (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2).....	70
Gambar 4. 17 Hasil Osiloskop dari RTS PC (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2).....	71
Gambar 4. 18 Hasil Osiloskop dari CTS Radio (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2).....	71
Gambar 4. 19 Hasil Osiloskop dari CTS Radio (Ch. 1) terhadap RTS PC (Ch. 2)	72
Gambar 4. 20 Hasil Osiloskop dari CTS Radio (Ch. 1) terhadap RTS PC (Ch. 2) pada Penerima (Rx)	72
Gambar 4. 21 Hasil Osiloskop dari DTR PC (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2) pada Penerima (Rx).....	73

Gambar 4. 22 Hasil Osiloskop dari TD PC (Ch. 1) terhadap RD Radio (Ch. 2) saat terjadi pengiriman.....	73
Gambar 4. 23 Hasil Osiloskop dari TD PC (Ch. 1) terhadap RD Radio (Ch. 2) saat terjadi pengiriman sebanyak lima data	74
Gambar 4. 24 Hasil Osiloskop dari RTS PC (Ch. 1) terhadap CTS Radio (Ch. 2) Penerima saat terjadi pengiriman.....	74
Gambar 4. 25 Hasil Osiloskop dari TD PC (Ch. 1) terhadap RD Radio (Ch. 2) saat pengiriman.....	75
Gambar 4. 26 Timing Diagram dari masing-masing pin DB-9.....	76
Gambar 4. 27 Hasil pembacaan sinyal pada sisi pengirim.....	77
Gambar 4. 28 Hasil pembacaan sinyal pada sisi penerima	77
Gambar 4. 29 Data Asli Linier yang akan dikirim	78
Gambar 4. 30 Data hasil yang diterima dan direkonstruksi	79
Gambar 4. 31 Data Asli Sinusoidal yang akan dikirim	80
Gambar 4. 32 Data sinusoidal hasil yang diterima dan direkonstruksi ..	80
Gambar 4. 33 Data sinusoidal hasil yang diterima dan direkonstruksi untuk pengiriman sepuluh data	81
Gambar 4. 34 Data Asli subjek A yang akan dikirim	82
Gambar 4. 35 Data subjek A yang diterima	83
Gambar 4. 36 Data subjek A yang diterima kedua.....	83
Gambar 4. 37 Data subjek A yang diterima ketiga	84
Gambar 4. 38 Data Asli subjek B yang akan dikirim.....	84
Gambar 4. 39 Data subjek B yang diterima	85
Gambar 4. 40 Data subjek B yang diterima kedua.....	85
Gambar 4. 41 Data subjek B yang diterima ketiga.....	86
Gambar 4. 42 Data Asli subjek C yang akan dikirim.....	86
Gambar 4. 43 Data subjek C yang diterima	87
Gambar 4. 44 Data subjek C yang diterima kedua.....	87
Gambar 4. 45 Data subjek C yang diterima ketiga.....	88
Gambar 4. 46 Data Asli subjek D yang akan dikirim	88
Gambar 4. 47 Data subjek D yang diterima	89
Gambar 4. 48 Data subjek D yang diterima kedua.....	89
Gambar 4. 49 Data subjek D yang diterima ketiga	90
Gambar 4. 50 Data Asli subjek E yang akan dikirim.....	90

Gambar 4. 51 Data subjek E yang diterima91

Gambar 4. 52 Data subjek E yang diterima91

Gambar 4. 53 Data subjek E yang diterima92



DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Konstruksi dari U dan S frame.....	16
Tabel 2. 2 Konstruksi dari I frame	17
Tabel 2. 3 Pengkodean <i>frame</i> untuk <i>field Address</i>	19
Tabel 2. 4 <i>Field Address</i>	20
Tabel 2. 5 <i>Subfield Address</i> Tujuan	21
Tabel 2. 6 <i>Jenis Field Control</i>	24
Tabel 2. 7 <i>Operasi dari Field Address</i>	25
Tabel 2. 8 Command List Radio TNC ^[6]	28
Tabel 4. 1 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter	60
Tabel 4. 2 Pengujian Rangkaian High Pass Filter	62
Tabel 4. 3 Pengujian Rangkaian Band Stop Filter	64
Tabel 4. 4 Hasi Pengiriman Data Linier.....	78
Tabel 4. 5 Hasil Pengiriman Data Sinusoidal.....	79
Tabel 4. 6 Data Subjek yang diukur.....	82
Tabel 4. 7 Perbandingan Hasil Pengiriman.....	92
Tabel 4. 8 Perbandingan Hasil Pengiriman II	93
Tabel 4. 9 Perbandingan Hasil Pengiriman III	94

BAB I

PENDAHULUAN

1. 1 Latar Belakang

Monitoring sistem jantung dengan ECG telah menjadi dasar diagnosa dari bagaimana kondisi kesehatan jantung pasien, termasuk di Indonesia. Indonesia merupakan negara kepulauan yang luas. Bentuk negara berupa pulau-pulau dan klasifikasi Indonesia sebagai negara berkembang masih menunjukkan pembangunan yang belum merata. Sarana dan prasarana yang menunjang kebutuhan medis juga belum memadai, salah satunya adalah tantangan jarak dan keteraturan tata kota. Selama ini, pengujian ECG membutuhkan dedikasi waktu dan tenaga yang perlu diluankan. Kebutuhan deteksi dini juga telah menjadi bagian dari kebijakan manajemen pelayanan kesehatan dari Kementerian Kesehatan Republik Indonesia.^[1]

Melakukan monitoring jantung dengan ECG berarti mengakuisisi dan merekam aktivitas kelistrikan dari jantung dengan direpresentasikan sebagai sinyal PQRST. Mendapatkan sinyal jantung membutuhkan teknik dan perangkat tertentu berupa instrumen yang dapat mengukur diferensial dari titik-titik pengukuran (disebut juga sebagai *Lead*) yang dipasang sesuai dengan konfigurasi Segitiga Einthoven.^[2] Rangkaian ECG yang ideal diharapkan dapat menghasilkan sinyal tanpa *noise*. Sumber *noise* yang memungkinkan mengganggu adalah kontraksi otot jantung, kontak dari elektroda terhadap kulit hingga listrik jala-jala. Umumnya untuk mengatasi ini, rangkaian instrumen akan dibarengi dengan filter yang didesain untuk melewatkan sinyal PQRST yang diharapkan.

Sinyal PQRST sendiri merupakan hasil dari aktivitas bagian-bagian sistem organ kardiovaskular. Mengetahui keberadaan dan bentuk dari masing-masing bagian merupakan pengetahuan parameter temporal sehingga diagnosa dapat dilakukan.

Algoritma dari deteksi dan ekstraksi sinyal PQRST telah cukup lama dikembangkan. Salah satu yang umum digunakan adalah Detektor QRS oleh Pan-Tompkins. Mengetahui kompleks QRS akan mempermudah dalam ekstraksi parameter temporal seperti laju detak jantung, variabilitas laju detak jantung hingga interval dari R-R. Detektor QRS ini pun dapat dimanfaatkan sebagai kelanjutan pengembangan dari algoritma lainnya seperti lebar dari kompleks QRS.

Dengan adanya mikrokontroler jenis ARM dibantu dengan rangkaian instrumentasi dan filter pendukung maka diharapkan pengujian ECG dapat dilakukan dengan lebih luas lagi dengan kehandalan yang masih memadai. Teknologi modulasi radio juga memungkinkan untuk melakukan transmisi data melalui komputer / PC. Protokol AX25 merupakan protokol yang telah lama digunakan untuk komunikasi data. Mengintegrasikan instrumentasi dari rangkaian ECG dan menambahkan kemampuan untuk melakukan transmisi data melalui *PC to PC* dari komunikasi radio maka diharapkan tantangan untuk mendapatkan hasil ECG yang memadai dalam jarak yang jauh dapat diselesaikan.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Mengintegrasikan instrumentasi, filter, dan perangkat elektronika untuk sinyal kelistrikan jantung.
2. Merealisasikan algoritma QRS detektor dan parameter temporal umum pada sisi komputer.
3. Mengaplikasikan hasil akuisisi ECG yang dapat diolah pada komputer dan mengkomunikasikannya melalui modulasi frekuensi radio.

1.3 Tujuan

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut :

1. Mendapatkan integrasi rangkaian instrumentasi ECG dengan menggunakan ARM terhadap komputer
2. Menghasilkan sistem yang dapat mengolah sinyal kelistrikan jantung berupa deteksi QRS juga parameter temporal R-R interval hingga laju detak jantung.
3. Menghasilkan sistem yang dapat memberikan pengolahan ekstraksi temporal jantung yang terkomunikasikan melalui komunikasi radio

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Radio yang digunakan ialah Alinco DR 135 Mk III.
2. Protokol Komunikasi yang digunakan ialah AX.25.
3. Mikrokontroler yang digunakan ialah STM32F4VG Discovery.
4. Data dari sinyal ECG diekstraksi parameter temporalnya dahulu via komputer untuk kemudian dikirimkan melalui protokol komunikasi sebanyak 2000 sampel.

5. Pengiriman data dari mikrokontroler terlebih dahulu diterima oleh komputer dengan program berbasis bahasa pemrograman Pascal di OS Windows 8.1 64-bit.
6. Komunikasi Radio digunakan sebagai sarana transmisi data hasil ekstraksi dan pengiriman morfologi dari sinyal ECG.
7. Durasi akuisisi data ECG yang dikirim dan diolah selama 10 detik.

1.5 Metodologi Penelitian

Dalam penyelesaian Tugas Akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi Literatur
 - a. Rangkaian Instrumentasi dan Filter Sinyal Tubuh
 - b. Filter Digital
 - c. Algoritma QRS Detektor Pan-Tompkins
 - d. Algoritma Ekstraksi P dan T
 - e. Komunikasi Protokol AX.25
2. Perancangan Hardware
 - a. Pengadaan Peralatan dan Bahan
 - b. Pembelajaran Pemrograman ARM
 - c. Perakitan Perangkat
 - d. Pemrograman Hardware
 - e. Pengujian
3. Perancangan Software
 - a. Implementasi Algoritma terpisah
 - b. Integrasi Algoritma yang digunakan
 - c. Pengujian
4. Pengujian Sistem

Pengujian dilakukan dengan melakukan pengambilan data dari pengukuran dan database sinyal jantung yang diperoleh dari physionet.org untuk memastikan apakah sudah bekerja sesuai dengan harapan.

5. Penulisan Laporan Akhir

Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan setelah mendapatkan data – data yang dibutuhkan.

1.6 Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

➤ Bab 1 : Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan, sistematika penulisan, metodologi, dan relevansi.

➤ Bab 2 : Dasar Teori

Bab ini menjelaskan tentang berbagai macam teori-teori penunjang dalam pengerjaan tugas akhir ini, diantaranya : sensor tegangan dan arus yang digunakan, pengkondisian sinyal output sensor, mikrokontroler, dan teori tentang panel *touch screen*.

➤ Bab 3: Perancangan Sistem

Pada bab ini menjelaskan tentang langkah-langkah dalam merencanakan dan membangun sistem secara keseluruhan baik *software* maupun *hardware* agar didapatkan sistem *lab automation building*.

➤ Bab 4 : Pengujian dan Analisis

Bab ini menjelaskan data yang didapat dari pengujian keseluruhan sistem beserta analisisnya.

➤ Bab 5 : Penutup

Bagian ini merupakan bagian akhir yang berisikan kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan Tugas Akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangannya.

1. 7 Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan mampu membantu pengembangan pembuatan ECG yang lebih *robust* dengan kemampuan ekstraksi dari parameter temporal yang lebih kompleks dan mampu untuk melakukan pengiriman pengukuran ke mana saja melalui komunikasi radio dengan peningkatan efisiensi yang lebih baik lagi.

BAB II

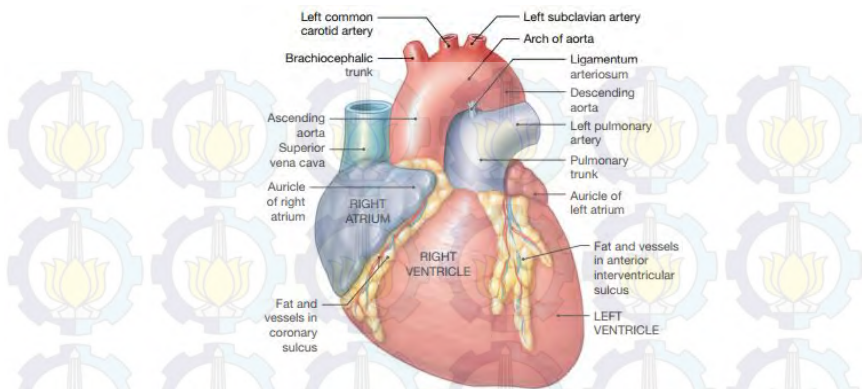
TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

Pada bab ini akan dibahas teori-teori penunjang yang digunakan sebagai referensi dalam penyusunan tugas akhir. Teori yang disertakan diantaranya adalah pengetahuan akan jantung, rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian filter, rangkaian penjumlah tidak membalik, ARM, Algoritma QRS Detektor, Algoritma ekstraksi parameter hingga protokol komunikasi Radio.

2.1 Jantung

Jantung merupakan organ yang berperan dalam sistem organ kardiovaskular dan terletak di antara kedua paru-paru pada bagian tengah rongga *thoraks* di mana dua pertiga bagiannya berada pada bagian kiri dari garis *midsternal*. Ukuran jantung kurang lebih sebesar genggam tangan manusia dengan berat sekitar 300 gram. Bentuknya menyerupai kerucut tumpul yakni ujung atas yang lebar (*basis*) mengarah pada bahu kanan dan ujung bawah mengerucut (*apeks*) mengarah ke panggul kiri. Penyusun jantung adalah otot jantung (*miocardium*) yang dilapisi dengan selaput jantung yang disebut *perikardium*. *Perikardium* sendiri terbagi menjadi dua yaitu *Perikardium Viseralis* yang merupakan lapisan jantung itu sendiri dan *Perikardium Parietalis* yakni lapisan jantung yang melekat pada tulang dada dan selaput paru.

Jantung merupakan pompa yang berperan dalam menjaga sirkulasi dari darah terlarut oksigen (*oxygenated blood*) didalam jaringan vaskular tubuh. Organ ini memiliki empat ruang dimana ruang sisi kanan menerima darah dari seluruh tubuh untuk kemudian dipompakan pada paru-paru (sirkulasi pulmonari) dan ruang sisi kiri yang akan menerima darah dari paru-paru yang telah memiliki oksigen terlarut (sirkulasi sistemik). Dalam melakukan fungsinya, maka ruang-ruang yang terdapat di dalam organ ini memiliki perannya masing-masing. Terdapat empat ruang yaitu dua ruang yang berdinding tipis dan disebut dengan serambi (*atrium*) juga dua ruang lainnya yang berdinding tebal dan disebut dengan bilik (*ventrikel*). *Atrium* dan *Ventrikel* dari masing-masing ruang juga dipisahkan oleh sebuah katup, dan untuk sisi kanan dan kiri jantung dipisahkan oleh sebuah sekat yang disebut sebagai septum.



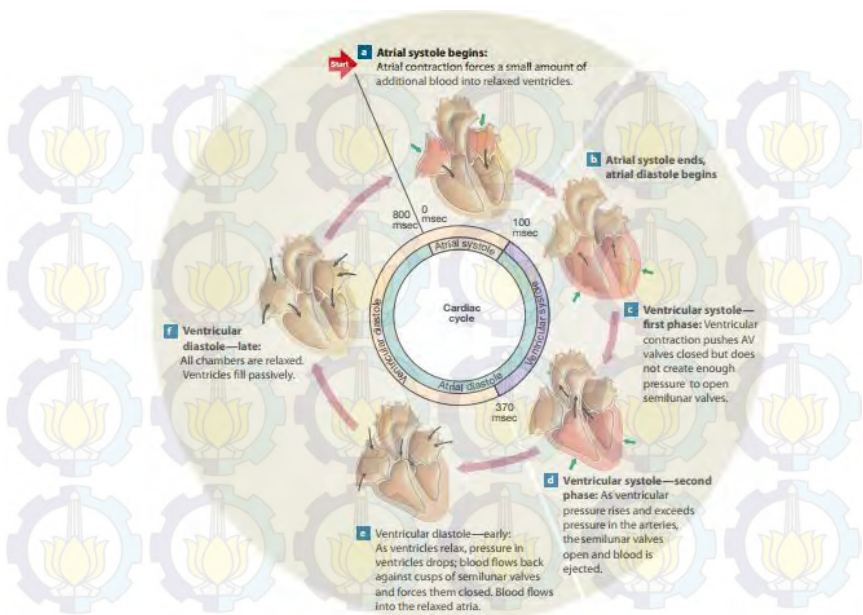
Gambar 2. 1 Anatomi Jantung ^[3]

Katup (*valve*) berfungsi untuk mencegah kembalinya darah yang terpompa pada *ventrikel* ke *atrium* saat terjadi kontraksi. *Septum* merupakan partisi otot kontinyu yang berfungsi untuk mencegah percampuran darah dari kedua sisi jantung. Pemisahan ini penting karena bedanya kandungan darah yang yang melewati kedua sisi ini di mana pada sisi kanan jantung melakukan sirkulasi darah dengan kandungan oksigen, berlawanan dengan sisi kiri jantung yang memiliki kandungan oksigen yang tinggi.

Atrium merupakan ruang jantung yang akan menerima darah dari pembuluh balik (*vena*). Katup yang memisahkan *atrium* kiri dan *ventrikel* kiri dinamakan katup dua gelambir (*valvula bikuspidalis*) sedangkan pada bagian pemisah sisi kanan jantung dinamakan katup tiga gelambir (*valvula trikuspidalis*). Seperti yang telah disinggung bahwa bagian *ventrikel* memiliki dinding yang tebal, ini dikarenakan fungsinya yang bertujuan untuk melakukan pemompaan darah keluar dari jantung.

Dalam kerjanya, jantung akan melakukan kontraksi teratur dimana *atrium* dan *ventrikel* akan mengembang dan menguncup secara bergantian. Jika *atrium* mengembang, darah dari seluruh tubuh akan dipompa masuk melalui pembuluh *vena* dan jika *ventrikel* mengembang

[3] Martini, Nath, "Fundamentals of Anatomy and Physiology", Pearson Education, INC., San Fransisco, Ch. 20, 2012



Gambar 2. 2 Siklus Kerja Jantung [3]

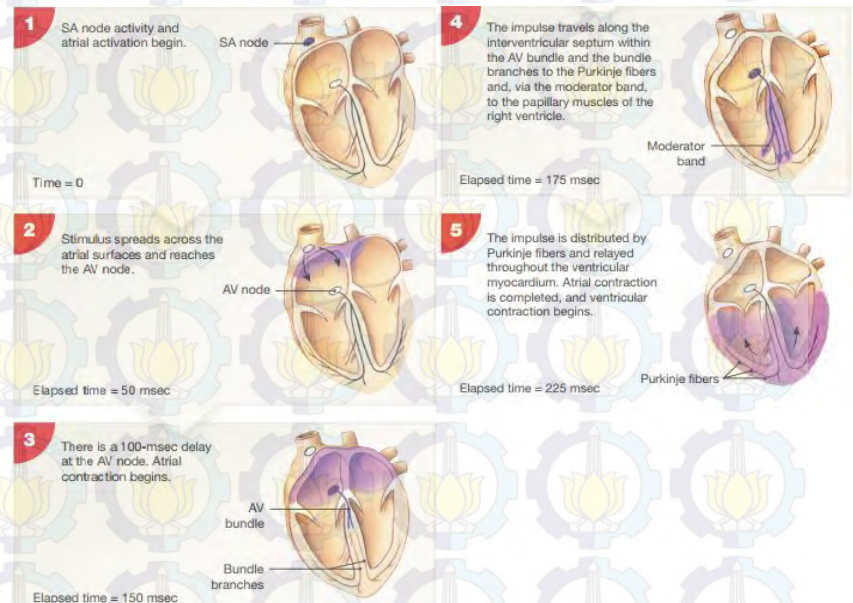
maka mengindikasikan masuknya darah melalui katup menuju *ventrikel* yang kemudian nantinya akan dipompakan keluar jantung melalui pembuluh nadi. Siklus ini akan berulang berupa kontraksi diikuti dengan relaksasi dan umum dikenal sebagai sistol yakni fase kontraksi jantung dan diastol yakni fase relaksasi jantung.

Siklus kerja jantung terjadi secara otomatis karena otot jantung memiliki properti *automaticity* atau *autorhythmicity* yang berarti *stimulus* untuk kontraksi berasal dari dalam sel-sel otot ini sendiri. Agar seluruh empat ruang jantung dapat bekerja secara efisien maka tiap siklus dari kerja ini perlu dikoordinasi secara presisi²i. *Atrium* perlu untuk melakukan kontraksi sebelum *ventrikel* dan juga *atrium* dan *ventrikel* perlu untuk melakukan kontraksi secara simultan. Kontraksi ini dikoordinasikan oleh *conducting cell* yang merupakan bagian dari *conducting system* dari

[3] Martini, Nath, "Fundamentals of Anatomy and Physiology", Pearson Education, INC., San Fransisco, Ch. 20, 2012

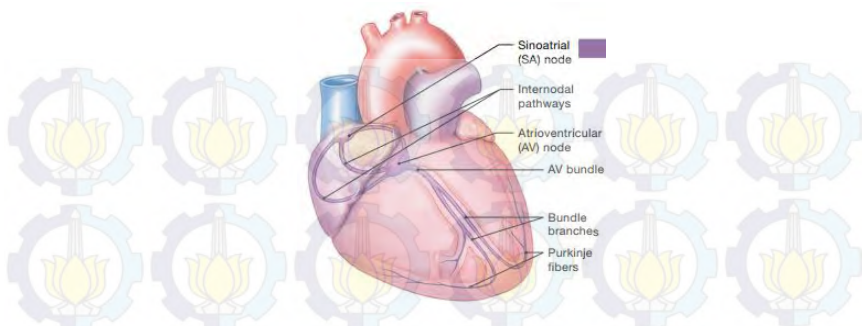
jantung. Terdapat dua tipe dari sel ini, yakni *Nodal Cells* yang menentukan laju dari kontraksi dan *Conducting Cells* yang mendistribusikan stimulus kontraksi melalui otot jantung (*miocardium*). Proses ini dapat dilihat pada Gambar 2.3.

Kondisi dimana kontraksi jantung terjadi merupakan fase depolarisasi dan repolarisasi dari otot-otot jantung. Fase depolarisasi merupakan keadaan dimana terjadi proses penyebaran rangsangan pada jantung. Fase repolarisasi merupakan saat dimana jantung tidak melakukan aktivitas atau istirahat. Komponen dari jantung yang berperan dapat dilihat pada Gambar 2.4

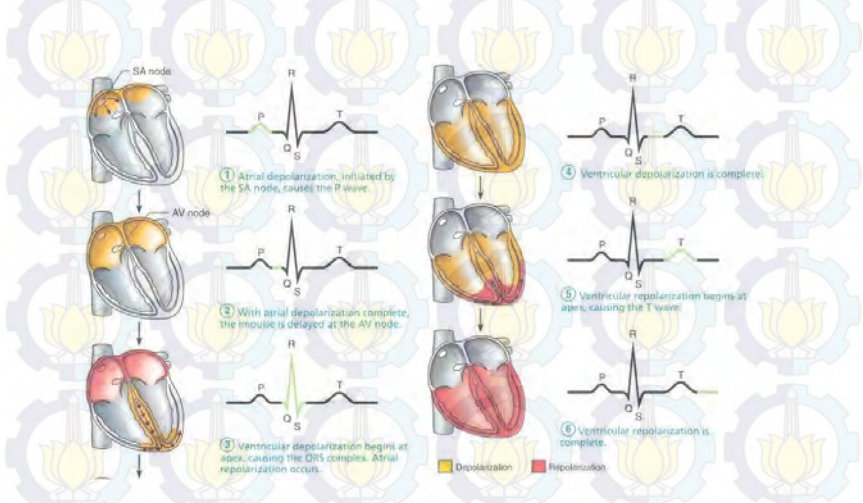


Gambar 2. 3 Koordinasi Kontraksi Jantung ^[3]

[3] Martini, Nath, "*Fundamentals of Anatomy and Physiology*", Pearson Education, INC., San Fransisco, Ch. 20, 2012



Gambar 2. 4 Komponen Konduksi dari Jantung^[3]



Gambar 2. 5 Serangkaian gelombang defleksi akibat depolarisasi dan repolarisasi^[4]

Selanjutnya dari kedua fase tersebut (repolarisasi dan depolarisasi), maka sinyal kelistrikan jantung dapat didapatkan dan direpresentasikan sebagai gelombang PQRST. Secara sederhana,

[3] Martini, Nath, “*Fundamentals of Anatomy and Physiology*”, Pearson Education, INC., San Fransisco, Ch. 20, 2012

[4] Marieb, and Hoehn, “*Human Anatomy and Physiology 9th Edition*”, Pearson Education, INC, San Fransisco. Ch. 18 page 678, 2013

gelombang P merupakan hasil dari pergerakan depolarisasi dari *SA node* melalui *atrium*. Kompleks QRS adalah hasil dari depolarisasi dan merupakan kontraksi dari *ventrikel*, dalam waktu yang bersamaan repolarisasi dari *atrium* terjadi. Gelombang T merupakan hasil dari repolarisasi dari *ventrikel* (repolarisasi dari *atrium* terjadi dalam waktu yang bersamaan namun tak tampak akibat dari kompleks QRS).

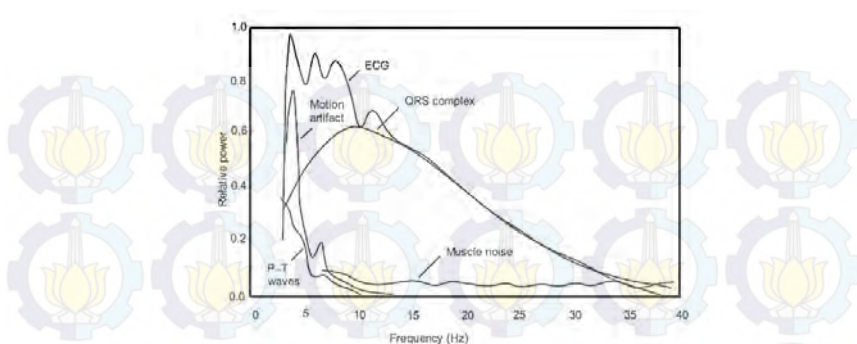
Terlihat bahwa sinyal PQRS memiliki kompleks QRS dengan amplitudo tertinggi pada kondisi normal. Parameter temporal dapat dicari dengan mengekstraksi fitur dari kompleks ini seperti interval RR hingga laju detak jantung. Mendapatkan sinyal ini juga berguna untuk mengetahui kondisi dari jantung berupa diagnosa seperti ketidakaturan detak jantung, infarksi otot jantung, abnormalitas konduksi dan penyakit lainnya.

Impuls listrik yang mengalir dan terdistribusi oleh *conducting system* menciptakan impuls yang tersebar ke seluruh tubuh. Impuls ini dapat diukur menggunakan elektroda yang diletakkan pada permukaan tubuh. Bergantung dari peletakan *Lead*, bermacam jejak yang diproduksi saat siklus kerja jantung terjadi dapat merefleksikan aktivitas listrik dari jantung.

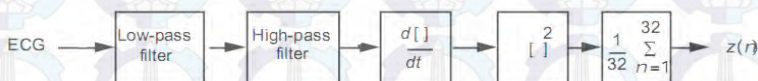
2. 2 Algoritma QRS Detektor

Pengolahan sinyal ECG telah cukup lama dikembangkan dan diterapkan pada komputer hingga minikomputer. Literatur-literatur pendukung dari teknik pengujian ECG juga telah beragam dari bagaimana perekaman, monitoring hingga analisa otomatis dengan menggunakan suatu algoritma tertentu. Secara sederhana, untuk dapat melakukan akuisisi sinyal jantung maka dibutuhkan dua bagian yakni sisi perangkat keras (*Hardware*) dan perangkat lunak (*Software*).

Spektrum daya dari sinyal ECG dapat memberikan informasi yang berguna mengenai kompleks QRS. Dalam suatu gelombang ECG mengandung seluruh gelombang PQRS (gelombang P, kompleks QRS dan gelombang T), *noise* dari jala-jala listrik, EMG dari otot-otot, *motion artifact* dari elektroda dan permukaan kulit juga tidak menutup kemungkinan masuknya interferensi dari perangkat listrik yang ada pada ruangan. Dengan menggunakan transformasi Fourier dan berdasar



Gambar 2. 6 Spektrum Daya Relatif Sinyal ECG ^[2]



Gambar 2. 7 Algoritma QRS Detektor Pan dan Tompkins ^[2]

dari penelitian yang telah dilakukan (Thakor et al, 1983) maka Spektrum Daya Relatif dari sinyal ECG digambarkan sebagaimana pada gambar 2.6. Dari hasil transformasi terlihat bagaimana kompleks QRS dibandingkan dengan sinyal lainnya. Dari hasil yang didapatkan, maka akan dirancang filter yang dapat secara efektif memilih kompleks QRS dari sinyal ECG.

Perancangan filter ini berupa *bandpass* filter dengan batasan frekuensi *cut off* atas dan bawah yang terlihat dari spektrum daya dari sinyal ECG. Secara sederhana, filter ini merupakan gabungan dari filter *lowpass* dan *highpass*. Rancangan dari filter ini sejalan dengan algoritma QRS Detektor^[2] yang telah dikembangkan oleh Pan dan Tompkins dan didesain untuk dapat mengenali kompleks-kompleks QRS berdasarkan analisa dari kemiringan, amplitudo dan lebar.

Filter yang digunakan adalah tipe filter digital yang hanya membutuhkan koefisien bilangan bulat. Hal ini akan membantu *microprocessor* untuk melakukan pengolahan sinyal dengan hanya menggunakan perhitungan aritmatika bilangan bulat.

[2] J. Tompkins, Willis, "Biomedical Digital Signal Processing", Prentice Hall, New Jersey, 1995.

2.2 1 Filter Bandpass Pole-Zero

Sebagaimana yang telah disinggung pada bagian sebelumnya, filter *bandpass* dimaksudkan untuk menghilangkan *noise* akibat dari EMG, interferensi jala-jala, *baseline wander* dan interferensi lainnya. Sesuai dengan spektrum daya yang didapatkan maka spesifikasi *highpass* filter akan memiliki frekuensi *cut off* 5-15 Hz dan *lowpass* filter pada nilai sekitar 100 Hz. Filter yang digunakan adalah filter digital dari penempatan *pole* dan *zero* dari fungsi transfer orde dua dan persamaan $|H(\Omega)|$

$$|H(\Omega)| = \sqrt{\frac{(\cos 2\Omega - 1)^2 + (\sin 2\Omega)^2}{(\cos 2\Omega - 2r \cos \theta \cos \Omega + r^2)^2 + (\sin 2\Omega - 2r \cos \theta \sin \Omega)^2}} \quad (1)$$

$$H(z) = \frac{(z - 1)(z + 1)}{(z - re^{j\theta})(z - re^{-j\theta})} \quad (2)$$

2.2 2 Fungsi Derivatif dan Fungsi Squaring

Setelah mendapatkan sinyal yang telah difilter, maka selanjutnya mendapatkan kemiringan dari kompleks QRS. Menggunakan lima titik turunan (derivatif) dengan fungsi transfer berikut:

a. Fungsi Derivatif

$$y(nT) = (1/8T) [-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (3)$$

b. Fungsi Squaring

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (4)$$

Dengan seluruh sinyal sejauh ini mengalami proses linier, maka fungsi squaring merupakan proses non linier dan menjadikan seluruh data poin dari sinyal yang terproses menjadi sinyal positif dan menguatkan keluaran dari proses derivatif secara non linier dan menekankan frekuensi lebih tinggi dimana umumnya dikarenakan akan nilai kompleks QRS.

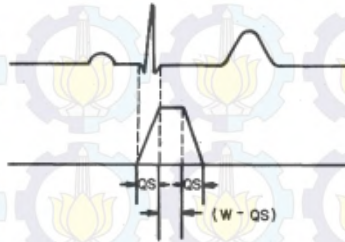
2.2 3 Moving Window Integral

Kemiringan dari gelombang R (dari kompleks QRS) sendiri belum dapat menggaransi terjadinya deteksi kejadian QRS. Banyak dari kompleks QRS yang abnormal memiliki amplitudo yang besar dan durasi yang panjang (kemiringan yang tidak terlalu dalam) yang tidak dapat terdeteksi dari informasi kemiringan dari gelombang R saja. Untuk itu, digunakan ekstraksi informasi yang lebih dalam lagi dan untuk mendapatkannya digunakan integrasi moving window

Persamaan diatas menggunakan nilai N sampel data yang cukup penting ditentukan dimana nilai yang tepat adalah nilai N yang dapat mencakup seluruh dari durasi QRS tanpa berpotongan dengan durasi dari gelombang T.

- Fungsi

$$y(nT) = (1/N) [x(nT - (N - 1) T) + x(nT - (N - 2) T) + \dots + x(nT)] \quad (5)$$



Gambar 2. 8 Hasil integrasi dari QRS dimana QS adalah lebar QRS dan W adalah lebar window^[5]

[5] Pan J, Tompkins W. *A real-time QRS detection algorithm*. IEEE Trans Biomed Eng. 1985; 32: 230-236.

Setelah mendapatkan hasil integrasi, maka hasil pengolahan sinyal akan dikenakan nilai batas (*threshold*) yang dimaksudkan sebagai batas untuk menentukan bahwa terdeteksi adanya nilai amplitudo gelombang dari kompleks QRS.

2. 3 Komunikasi Radio Alinco DR-135 mk III

2.3. 1 Radio Alinco

Alinco DR-135 mk III merupakan radio *Mobile/Base* yang *Monoband* yang telah disempurnakan rangkaian untuk dapat bekerja pada *RoHS/Lead-free* dari aturan Eropa dengan spesifikasi daya hingga 50 Watt dengan *setting* daya yang dapat disesuaikan. Radio ini juga memiliki kemampuan memori kanal hingga 100 kanal. Panel belakang dari radio ini memiliki port DSUB9 untuk koneksi komputer. Terdapat kemampuan untuk menampilkan tampilan 7 karakter alfanumerik dengan mode *Wide* dan *Narrow* FM (16K0 dan 8K50F3E). Terdapat pula fitur anti maling dan desain dari *microphone* yang memiliki nyala lampu latar belakang dengan konektor metal juga kemampuan untuk dapat bertahan dalam mode yang telah digunakan (*mode voice / packet*).



Gambar 2. 9 Radio Alinco DR-135 mk III^[6]

[6] User Manual Alinco DR-135 mk III, Alinco, 2012

2.3. 2 Protokol AX.25^[7]

Komunikasi radio telah lama digunakan sebagai media informasi dan komunikasi. Perkembangan teknologi kini memungkinkan adanya kemampuan untuk mengirimkan data digital melalui komunikasi radio. Kemampuan ini salah satunya dapat menggunakan protokol AX.25 dimana kemampuan ini dimungkinkan dengan adanya sambungan radio terhadap PC dan diinterfacekan dalam sebuah *command*. Radio oleh Alinco dengan seri DR-135T merupakan salah satu radio yang memiliki protokol ini. Di dalam manual radio seri ini, terdapat beberapa *command* yang dapat digunakan untuk melakukan komunikasi data digital.

Fitur komunikasi yang digunakan dalam radio ini dinamakan TNC (*Terminal Node Controller*) dan merupakan divais yang ditemukan dari operator radio amatir agar dapat ikut berpartisipasi dalam jaringan paket AX.25. Fungsi dari kontroler ini mirip dengan *Packet Assembler/Disassembler* yang digunakan pada jaringan X.25, namun dengan kemampuan modem yang dapat mengkonversi *baseband* sinyal digital menjadi nada audio.

Berikut adalah standar komunikasi digital dari AX.25 versi 2.0. Tujuan dari standarisasi ini adalah untuk memastikan kompatibilitas antara stasiun komunikasi yang terlibat. Dengan mengetahui cara kerja dari komunikasi ini, diharapkan perancang dan pengguna dari protokol ini dapat memanfaatkan kemampuan-kemampuan yang ada pada standar komunikasi ini.

a. *Pengenalan dan Ruang Lingkup Operasi*

Komunitas dari pengguna radio amatir telah lama menunjukkan keinginan dan kebutuhan untuk mendefinisikan sebuah protokol yang dapat menerima dan secara terpercaya menerima data dari berbagai macam sambungan (link) komunikasi di antara dua terminal yang mentransmisikan sinyal. Protokol Link-Layer Paket Radio Amatir AX.25 versi 2.0 dapat menjawab kebutuhan ini, tanpa bergantung pada keberadaan dari layer yang berada di atasnya.

Protokol ini mengikuti standar informasi (IS) dari International Standards Organization (ISO) 3309, 4335 dan 7809 High-Level Data Link Control (HDLC) dan menggunakan terminologi yang dapat ditemukan pada penjelasan protokol ini.

Sebagaimana yang telah didefinisikan, protokol ini dapat bekerja dengan baik di lingkungan radio amatir yang half-duplex

maupun full-duplex. Komunikasi juga bekerja baik untuk koneksi langsung antara dua stasiun individu dari paket radio amatir atau di antara stasiun individu dengan kontroler multi-port.

Pada kebanyakan dari protokol Link-Layer diasumsikan terdapat sebuah divais primer (master) yang disebut sebagai DCE (Data Circuit Terminating Equipment) yang dihubungkan pada satu atau lebih dari divais sekunder (slave) yang disebut sebagai DTE (Data Terminating Equipment). Operasi yang tidak seimbang ini tidak mungkin dilakukan pada lingkungan terbagi dari RF radio amatir. Protokol AX.25 mengasumsikan bahwa kedua dari sambungan yang ada merupakan kelas yang sama (balanced) sehingga penyebutan kelas yang berbeda tidak lagi digunakan.

Pada spesifikasi protokol ini, frasa DXE merujuk pada divais dengan tipe balanced yang ada pada radio paket amatir. Untuk versi revisi atau di beberapa tempat lain, frasa yang digunakan adalah *Terminal Node Controller* (TNC).

b. Struktur Frame

Transmisi paket radio Link-Layer dilakukan dalam bentuk blok-blok data yang kecil. Hal ini disebut dengan istilah frame. Untuk tiap frame terdiri dari kelompok-kelompok kecil yang disebut sebagai field. Terdapat tiga jenis umum dari frame AX.25 yakni:

- a. Information Frame (I Frame)
- b. Supervisory Frame (S Frame)
- c. Unnumbered Frame (U Frame)

Pada ilustrasi berikut, digambarkan tiga jenis frame dasar dengan catatan bahwa bit pertama yang akan dikirimkan adalah yang berada pada sisi kiri. Struktur dijelaskan sebagaimana berikut:

Tabel 2. 1 Konstruksi dari U dan S frame

Flag	Address	Control	FCS	Flag
01111110	112/560 Bits	8 Bits	16 Bits	01111110

Tabel 2. 2 Konstruksi dari I frame

Flag	Address	Control	PID	Info	FCS	Flag
01111110	112/560 Bits	8 Bits	8 Bits	N*8 Bits	16 Bits	01111110

Untuk seluruh dari field yang ada, terdapat sejumlah octet atau bytes dan memiliki fungsi spesifik sebagaimana dijelaskan dibawah ini:

b. 1 Flag Field

Memiliki panjang sebanyak satu octet dan berguna untuk membatasi frame di awal dan di akhir tiap frame. Dua frame dapat memiliki flag yang sama dimana flag berada pada akhir dari frame awal dan awal dari frame akhir. Nilai flag selalu dituliskan 7E atau 01111110. Protokol ini telah didesain untuk menghindari adanya octet 7E untuk muncul di frame selain pada bagian flag.

b. 2 Address Field

Berisikan baik sumber dari suatu frame dan juga tujuannya. Di dalamnya terdapat juga informasi command/response untuk fasilitas operasi dari Layer 2 Repeater. Pengkodean field ini dijelaskan pada seksi lain

b. 3 Control Field

Berfungsi untuk memberikan identitas dari jenis frame yang sedang diolah dan mengatur beberapa atribut pada koneksi Layer 2. Memiliki panjang satu atau dua octet dan pengkodean field ini dijelaskan pada seksi lain

b. 4 PID Field

Hanya akan ada pada frame Informasi dan memberikan identitas jika penggunaan protkol pada Layer 3 diaktifkan. PID sendiri tidak diikutkan sebagai bagian dari oktet Informasi. Pengkodean dari field ini mengikuti aturan sebagaimana pada lampiran 1.

b. 5 Information Field

Merupakan field yang digunakan untuk meletakkan data dari satu tempat ke tempat lainnya pada sambungan yang ada. Field ini hanya boleh untuk tiga tipe information field yakni I frame, UI frame dan FRMR frame. Field ini memiliki panjang 256 oktet dan dapat memiliki sebuah angka integral. Pengisian data dari field ini juga memperhatikan bagaimana bit stuffing dilakukan.

b. 6 Bit Stuffing

Merupakan tindakan preventif untuk mencegah sekuen dari angka flag bit yang muncul selain pada field yang diinginkan. Dilakukan dimana stasiun pengirim memonitor sekuen bit bernilai 1 yang berturut-turut sebanyak lima kali. Jika hal ini terjadi, maka dimasukkan bit bernilai 0. Saat terjadi pengiriman dengan kejadian dimana tiap lima bit 1 berturut-turut diikuti dengan bit 0 yang mengikutinya akan diabaikan.

b. 7 Order of Bit Transmission

Seluruh dari field untuk frame AX.25 akan dikirim dengan urutan least-significant bit terlebih dahulu untuk tiap oktet dengan pengecualian field untuk FCS dengan pengiriman untuk bit most-significant terlebih dahulu.

b. 8 Invalid Frames

Sebuah frame akan dianggap invalid jika kondisi yakni terdiri kurang dari 136 bit (termasuk di dalamnya adalah flag), tidak berada dalam flag (pembuka dan penutup), dan tidak octet aligned (sebuah angka integral dari oktet).

b. 9 Frame Abort

Jika suatu frame harus diakhiri secara premature, maka setidaknya bit 1 sebanyak lima belas akan dikirim tanpa melakukan bit stuffing.

b. 10 Inter-Frame Time Fill

Disaat dibutuhkan untuk sebuah TNC untuk menjaga transmitter tetap menyala saat sedang tidak mengirim frame, maka waktu antar frame diisi dengan flag yang terus-menerus.

b. 11 Address Field Encoding

Pada field ini, terdapat tujuan, sumber dan dua subfield untuk koneksi Layer 2. Tiap subfield ini terdapat amateur callsign dan sebuah Secondary Station Identifier (SSID). Callsign ini dibuat dengan format upper-case alpha dan numerik ASCII. Pada SSID merupakan empat bit nilai bulat yang digunakan untuk membedakan banyak stasiun yang menggunakan amateur callsign yang sama.

Tabel 2. 3 Pengkodean *frame* untuk *field Address*

First Octet Sent													
Address Field of Frame													
Destination Address							Source Address						
A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14

b. 11. 1 Non-Repeater Address-Field Encoding

Jika Level 2 Repeater tidak digunakan maka field untuk Address dikodekan sebagaimana pada gambar dibawah ini. Address tujuan merupakan call sign dan SSID dari stasiun radio amatir yang dituju pengirimannya sedangkan pada address sumber merupakan call sign amatir dan SSID dari stasiun yang mengirim. Pengiriman dari oktet diterima adalah address dari tujuan terlebih dahulu yang dimaksudkan untuk terjadinya kemungkinan pengecekan pada stasiun penerima sehingga penerima dapat mengkonfirmasi bahwa data yang dikirimkan merupakan data yang ditujukan pada stasiun tersebut.

Terdapat sebuah oktet pada akhir dari tiap subfield address yang memiliki SSID. SSID digunakan untuk memungkinkan stasiun paket radio untuk beroperasi pada call sign yang sama.

Tabel 2. 4 *Field Address*

Octet	ASCII	Bin.Data	Hex Data
Flag		01111110	7E
A1	K	10010110	96
A2	8	01110000	70
A3	M	10011010	9A
A4	M	10011010	9A
A5	O	10011110	9E
A6	space	01000000	40
A7	SSID	11100000	E0
A8	W	10101110	AE
A9	B	10000100	84
A10	4	01100100	68
A11	J	10010100	94

Octet	ASCII	Bin.Data	Hex Data
A12	F	10001100	8C
A13	I	10010010	92
A14	SSID	01100001	61
Control	I	00111110	3E
PID	none	11110000	F0
FCS	part 1	xxxxxxxx	HH
FCS	part 2	xxxxxxxx	HH
Flag		01111110	7E
Bit position		76543210	

- Destination Subfield Encoding

Pada gambar di bawah ini, diberikan contoh dari pengkodean tujuan dari subfield yang menempati oktet A1 hingga A7.

Tabel 2.5 *Subfield Address Tujuan*

Octet	ASCII	Bin.Data	Hex Data
A1	W	10101110	AE

Octet	ASCII	Bin.Data	Hex Data
A2	B	10000100	84
A3	4	01101000	68
A4	J	10010100	94
A5	F	10001100	8C
A6	I	10010010	92
A7	SSID	CRRSSID0	
Bit Position		76543210	

Pengiriman dilakukan dengan oktet atas (A1) yang dikirim terlebih dahulu dengan urutan bit 0 untuk tiap oktet dikirim terlebih dahulu hingga pada bit 7 dari bit akhir dikirim. Pada masing-masing oktet terdapat bit 0 yang merupakan address extension HDLC, dimana pada seluruhnya di set pada bit 0 kecuali pada akhir dari address field yang di set pada bit 1. Terdapat pula bit R yang merupakan bit reserved dan merupakan bit yang digunakan dengan persetujuan kedua belah pihak. Jika tidak digunakan, maka bit ini di set untuk bernilai 1. Begitu pula untuk bit C yang merupakan bit command/response. Penggunaan bit ini akan dibahas pada seksi selanjutnya. Karakter dari call sign hendaknya merupakan karakter 7 bit ASCII (dengan huruf besar saja) dan diletakkan pada 7 bit paling kiri dari oktet untuk memberi ruang pada bit address extension. Jika tidak sampai pada 7 bit, maka dimasukkan ASCII

dari spasi diantara call sign terakhir dengan oktet SSID. SSID pada 0000 hanya digunakan pada stasiun AX.25 pribadi yang pertama.

b. 11. 2 Level 2 Repeater Address

Seiring dengan berkembangnya opini kesepakatan pengguna radio amatir mengenai rantai repeater yang telah menjadi bagian dari *layer 2*, pada perkembangannya bagian dari layer protokol ini ditempatkan pada *layer* yang lebih tinggi dan secara perlahan dikeluarkan pada *layer 2*. Untuk penggunaan fitur ini, maka pada *subfield address* yang ada, diberikan penambahan yang berisikan *callsign* dari *repeater* yang digunakan.

b. 11. 3 Multiple Repeater Operation

Operasi ini menunjukkan kemampuan dari protokol AX. 25 yang dapat beroperasi melalui lebih dari satu *repeater*. Seperti yang disinggung pada penggunaan *level layer 2* dengan penambahan *subfield repeater address*. Untuk kondisi dimana terdapat lebih dari satu *address* dari *repeater*, maka *address repeater* akan langsung mengikuti dengan *subfield address* sumber dan dianggap sebagai *address* dari *repeater* pertama pada rantai *repeater* ganda.

c. Anggota dari Prosedur

c. 1 Format field control

Pada field ini berfungsi untuk identifikasi dari jenis frame yang dikirim dan juga digunakan untuk memasukkan commands dan responses dari sambungan dari satu ujung ke ujung lainnya. Terdapat tiga jenis umum dari frame yang ada, yakni I Frame (Information), S Frame (Supervisory) dan U Frame (Unnumbered). Format dari seluruh jenis field dirangkum sebagaimana berikut:

Tabel 2. 6 Jenis Field Control

Control-Field Type	Control-Field Bits							
	7	6	5	4	3	2	1	0
I Frame	N(R)			P	N(S)			0
S Frame	N(R)			P/F	S	S	0	1
U Frame	M	M	M	P/F	M	M	1	1

Pengiriman dilakukan dengan mengirim bit 0 sebagai bit pertama. N(S) merupakan *send sequence number* yang merupakan variabel dalam *frame I* yang akan dikirim. Sebelum terjadi pengiriman, nilai dari N(S) merupakan sama dengan *send state variable* V(S), variabel yang berada dalam DXE dan tidak dikirim. N(R) adalah *receive sequence number* dan merupakan bit yang ada pada *frame I* dan S. N(R) diperbarui dengan nilai V(R) yang merupakan bit pada internal DXE dan berupa *sequence number* yang diharapkan diterima pada *I frame*. P/F merupakan keterangan *Poll* yang berarti memiliki permintaan segera untuk membalas *frame* yang diterima. Respon dari P adalah F yang berarti *Final Bit*.

Selanjutnya pada *S frame*, terdapat variabel S yang merupakan bit yang digunakan untuk tindakan pengendalian. Dalam bit ini adalah RR (*Receive Ready*) yang menyatakan kesiapan divais untuk menerima data yang masuk, RNR (*Receive Not Ready*) yang merupakan kebalikannya dan juga REJ (*Reject*) yang merupakan permintaan untuk melakukan transmisi ulang dari *I frame* dimulai dari N(R).

d. Prosedur Penggunaan Protokol AX.25

d. 1 Operasi Field Address

Prosedur komunikasi dimulai dengan kesiapan dari *field address* dengan perangkat lunak yang dijadikan pengirim dan penerima. Prosedur dari *Command/Response* dari protokol ini berguna saat

memastikan kecocokan versi dari tiap versi protokol. Seperti yang telah dijelaskan, terdapat bit C yang menjadi bagian dari SSID baik pada *subfield address* tujuan maupun sumber. Informasi ini dikodekan sebagaimana berikut:

Tabel 2. 7 Operasi dari Field Address

Frame Type	Dest. SSID C-Bit	Source SSID C-Bit
Previous versions	0	0
Command (V.2.0)	1	0
Response (V.2.0)	0	1
Previous versions	1	1

Penggunaan dari informasi *command/response* dari AX.25 menjadi *frame S* untuk dapat menjadi *command* atau *response*. Ini membantu dalam mengendalikan sambungan saat terjadi transfer informasi.

d. 2 Prosedur untuk melakukan sambungan dan pemutusan

Prosedur untuk melakukan sambungan dan memutus sambungan dilakukan dalam beberapa tahap. Tahap pertama adalah melakukan koneksi sambungan LAPB. Saat satu DXE ingin tersambung pada DXE lain, maka *command* SABM akan dikirim dan T1 *timer* akan dimulai. Jika divais yang dituju ada dan mampu untuk tersambung, maka *response frame* UA akan dikirim dan mereset V(S) dan V(R). Penerimaan dari UA akan menghentikan *timer* T1 dan menjadikan *state variable* menjadi 0. Jika respon dari koneksi tidak memenuhi waktu dari *timer*, maka SABM akan dikirim kembali hingga percobaan beberapa kali. Jika saat SABM dikirim, DXE yang dituju tidak dapat masuk pada *state* yang diinginkan, maka DXE akan mengirim *frame* DM. Penerimaan DM, *timer* T1 akan berhenti dan *state* transfer informasi.

Jika *state* dari transfer informasi telah berhasil dilakukan, maka *frame* yang dapat dikirim dan diterima adalah I dan S. Jika

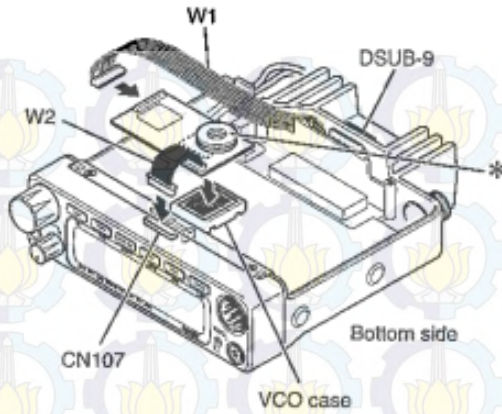
terjadi pengiriman SABM, maka koneksi akan mengalami fase *reset*.

Pemutusan dari koneksi dilakukan dengan melakukan pengiriman *command* DISC dan *timer T1* akan aktif. Penerimaan DISC dibalas dengan UA dari penerima dan akan menghentikan T1 dan masuk pada fase tak terkoneksi. Jika tidak memenuhi T1 sebanyak percobaan N2 kali, maka koneksi akan masuk pada fase tak terkoneksi. Pada fase tak terkoneksi, DXE akan tetap siap untuk menerima SABM untuk tetap dapat mengirim DM untuk menghindari terjadinya tersambunganya koneksi.

Pengiriman yang dilakukan dalam penggunaan radio ini adalah dengan mengaktifkan mode *packet*. Pada mode ini, dan sambungan radio terhadap komputer akan memunculkan sebuah *command prompt* yang dapat diisi perintah yang ada untuk menjalankan fungsi yang diinginkan. Misalkan pada skenario pengiriman data secara serial yang dikirimkan dalam satu paket pengiriman, maka perintah yang dapat diberikan adalah *command CONVERSE*^[6] dan menjadikan radio siap untuk melakukan komunikasi data secara paket yang isi datanya berupa string yang diisi pada *command prompt* yang ada.

2.4 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Dalam analisa sinyal biologis, penguat instrumentasi umum digunakan. Hal ini dikarenakan rangkaian diferensial ini memiliki impedansi input yang tinggi dan output yang berakhir tunggal. Penguatan dari rangkaian ini berbeda dengan rangkaian penguat diferensial biasa dimana penguat instrumentasi memiliki resistor umpan balik yang terisolasi efektif dan memiliki dua sinyal input diferensial V1 dan V2. Hal ini berbeda karena pada penguat diferensial biasa, nilai penguatan ditentukan dari nilai resistansi resistor yang dihubungkan pada kaki output



Gambar 2. 10 Integrasi TNC Eksternal pada Unit Radio



Gambar 2. 11 Hasil Integrasi TNC pada Alinco DR-13 Mk III Lab B205

Tabel 2. 8 Command List Radio TNC^[6]

Command Name	form Short	Default	Parameters	Description
AUTOLF	AU	ON	ON/OFF	When ON, sends a line feed (LF) to the PC after each carriage return (CR).
BEACON	B	EVERY 0	EVERY/ AFTER n (n=0 - 250)	If set to EVERY, sends a beacon packet at intervals of the specified period (n). If set to AFTER, sends a beacon packet only once after the specified period (n). The unit of n is 10 seconds.
BTEXT	BT	-	0 - 159 characters	Specifies the content of the data portion of a beacon packet.
CALIBRAT	CAL	-	-	Sends a space/mark square wave (50/50 ratio). Enter Q to exit Calibrate mode and restore the Command mode.
CHCAK	CH	30	0 - 250	Specifies the interval from signal drop-out until execution of disconnection. The unit of the parameter is 10 seconds.
CONNECT	C	-	Call1 (VIA call1, call3, ...call9)	Sends a connect request. Call 1 is the call sign of the station to be connected to. Calls 2 to call 9 are call signs of stations to be digipepped through.
CONVERSE	CONV or K	-	-	Causes the TNC to enter Converse mode. Press [Ctrl]+[C] to restore the Command mode.
CPACTIME	CP	OFF	ON/OFF	When ON and in Converse mode, sends a packet at intervals of the period determine by PACTIME
CR	CR	ON	ON/OFF	When ON, appends a carriage return (CR) to all packets to be sent.
DISCONNE	D	-	-	Sends a disconnect request.
DISPLAY	DISP	-	-	Causes the TNC to display the current status of all the commands. You can also specify a class identifier A, C, H, L, L, M, or T to display the status of only the desired command class. Enter a space between the command name and a class identifier; ex. DISPLAY H. A (ASYNC): RS-232C port parameters. C (CHAR) : Special TNC characters. H (HEALTH): Counter parameters. I (ID): ID parameters. L (LINK): TNC-to -TNC link status. M (MONITOR): Monitor parameters. T (TIMING): Timing parameters.
DWAIT	DW	30	30	Specifies the interval from no carrier detection until execution of transmission. The unit of the parameter is 10 milliseconds.
ECHO	E	ON	ON/OFF	When ON, causes the TNC to echo received characters to the computer.

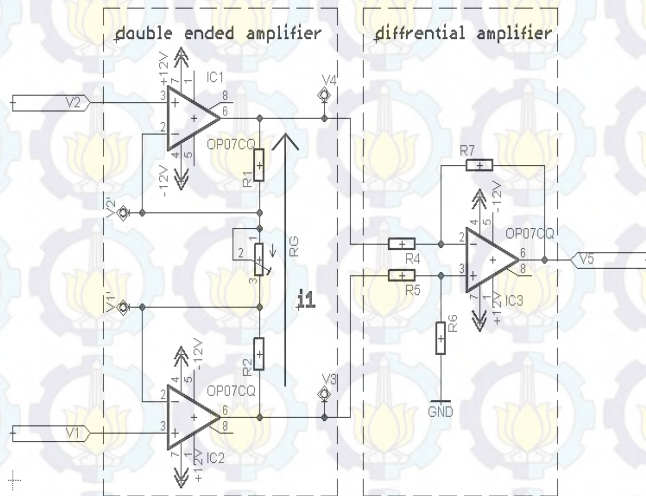
dan salah satu kaki input (bergantung dari bagaimana konfigurasi penguat diinginkan yakni pembalik atau tidak).

Dalam penguat instrumentasi, salah satu aspek yang penting untuk diperhatikan adalah *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR). Secara sederhana, istilah ini adalah gambaran dari bagaimana perbandingan antara penguatan diferensial terhadap penguatan common. Nilai ideal CMRR adalah tak hingga dan berarti nilai tegangan input dari kedua kaki yang sama ($V_1 = V_2$) akan menghasilkan tegangan output $V_o = 0$ V. Kondisi umum dari CMRR berkisar antara 40 -200 dB dan

menggambarkan bagaimana reduksi dari kedua kaki input untuk menghasilkan output mendekati ideal.

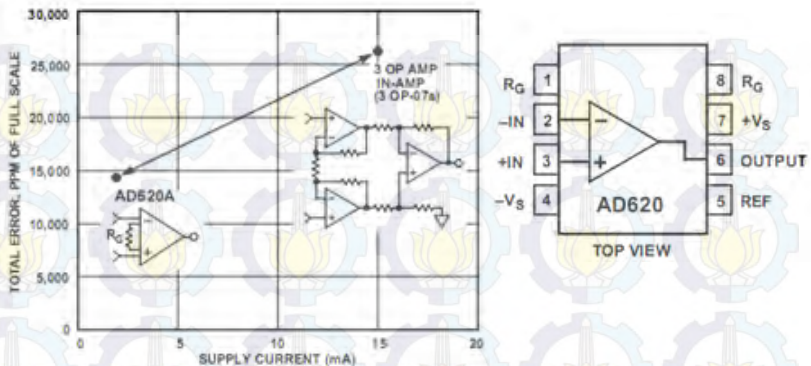
2.4.1 Analisa rangkaian penguat instrumentasi

Secara sederhana, rangkaian penguat instrumentasi terdiri dari dua rangkaian yang dicascade. Rangkaian pertama adalah rangkaian double-ended dan rangkaian penguat diferensial.



Gambar 2. 12 Rangkaian Penguat Instrumentasi [12]

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014



Gambar 2. 13 Perbandingan Penguat Instrumentasi & Konfigurasi Pin [8]

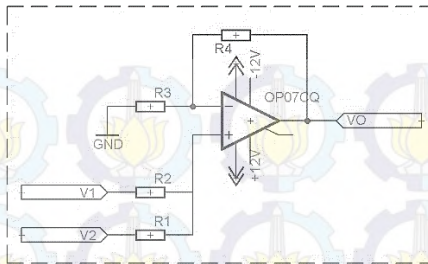
Berdasarkan analisa *virtual ground* dari rangkaian op-amp, dengan nilai V_1 yang lebih positif dibandingkan dengan V_2 maka arus yang mengalir dari V_3 terhadap V_4 akan menghasilkan persamaan dengan nilai $R_1=R_2=R$, maka

$$V_5 = \left(\frac{2R}{R_G} + 1 \right) \times (V_1 - V_2) \quad (6)$$

2.4. 2 IC AD620

AD620 merupakan IC (Integrated Circuit) dengan fungsi penguat instrumentasi yang berdasarkan pendekatan rangkaian 3 op-amp dengan akurasi cukup tinggi dan menggunakan sebuah resistor eksternal R_G sebagai pengatur nilai penguatan dari IC dari satu hingga seribu kali. Nilai penguatan ini didapatkan karena nilai resistor internal dari IC telah ditetapkan sebesar 24.7 kOhm. Rangkaian dari IC dan konfigurasi pin dapat dilihat pada gambar 2.13

[8] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.



Gambar 2. 14 Rangkaian penjumlah tak membalik [12]

2. 5 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik

Rangkaian ini dikenal sebagai rangkaian *Adder* dan merupakan rangkaian yang menjumlah sinyal yang masuk pada kaki op-amp. Rangkaian ini merupakan rangkaian penguat op-amp yang input nya

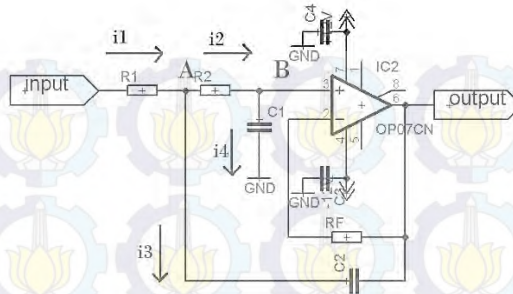
diletakkan pada kaki tak membalik (non-inverting input). Perhitungan yang diturunkan dari rangkaian ini adalah dengan menggunakan teknik superposisi dari analisa rangkaian. Hasil perhitungan dari rangkaian ini adalah dengan mematikan seluruh input dan menyisakan satu input tegangan lalu menggunakan analisa penguat biasa hingga pada akhirnya, nilai tegangan output merupakan nilai tegangan output dari seluruh input tegangan superposisi.

2. 6 Filter Analog

2.6. 1 Filter Lowpass

Pada umumnya, penggunaan rangkaian filter *lowpass* [7] menggunakan op-amp disusun dalam spesifikasi 20 dB/decade dan 40 dB/decade. Filter ini dimaksudkan sebagai rangkaian yang akan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah dari frekuensi *cut off* dan meredam sinyal berfrekuensi lebih tinggi dari frekuensi *cut off*. Spesifikasi yang telah disebutkan sebelumnya berarti bahwa sebuah sinyal akan diredam/turun setiap 20 atau 40 dB setiap sepuluh kali frekuensi *cut off*.

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014



Gambar 2. 15 Rangkaian LPF -40 dB/decade^[12]

Terlihat bahwa tegangan output diumpan balik terhadap input negatif melalui hambatan RF dan kapasitor C2 terhadap kaki input positif. Dengan menggunakan konsep *virtual ground*, maka kondisi ideal dari kedua input akan memiliki beda potensial sama dengan 0 V, hal ini berarti secara ideal tegangan input akan sama dengan tegangan output baik itu dari input pembalik maupun tak pembalik (*inverting* dan *non-inverting*). Merujuk pada analisa hukum kirchoff, maka pada titik-titik akan memiliki nilai arus

pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

pada titik B $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan output V_o sama dengan V_B maka didapatkan persamaan V_o terhadap V_i

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega C_1 (R_1 + R_2)} \quad (7)$$

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014

Pada LPF -40 dB/dec memiliki $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan menjadi

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dengan sudut yang ada padanya berupa -90° maka mendapatkan nilai sudut $+90^\circ$, menjadikan

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}} \quad (8)$$

2.6. 2 Filter Highpass

Berlawanan dengan filter *lowpass*, filter ini dimaksudkan untuk melewatkan sinyal dengan frekuensi yang lebih tinggi dari frekuensi *cut off* dan meredam sinyal dengan frekuensi lebih rendah. Spesifikasi dari filter ini juga sama dengan filter *lowpass* yakni perubahan 20 dB/decade dan 40 dB/decade namun dalam kasus filter ini, maka sinyal akan mengalami penguatan 20 dB atau 40 dB untuk setiap sepuluh kali frekuensi *cut-off*.

Analisa dan perhitungan dari rangkaian ini mirip dengan LPF dimana tegangan output V_o diumpan balik pada titik input pembalik (inverting) menggunakan RF dan input tak pembalik (non-inverting) dengan R.

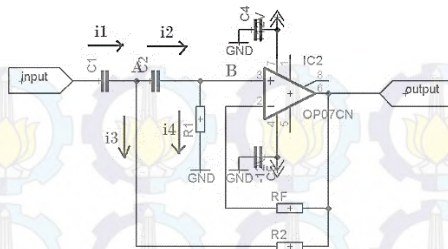
Merujuk pada analisa hukum kirchoff, maka pada titik-titik akan memiliki nilai arus

pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

pada titik B $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan V_o terhadap V_i memiliki hubungan sebagai berikut

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2 \cdot C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2} - j \frac{1}{\omega R1} \left(\frac{1}{C1} + \frac{1}{C2} \right)} \quad (9)$$



Gambar 2. 16 Rangkaian HPF 40 dB/decade ^[12]

Pada HPF +40 dB/dec memiliki $\omega = \omega C$ maka nilai penguatan menjadi

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

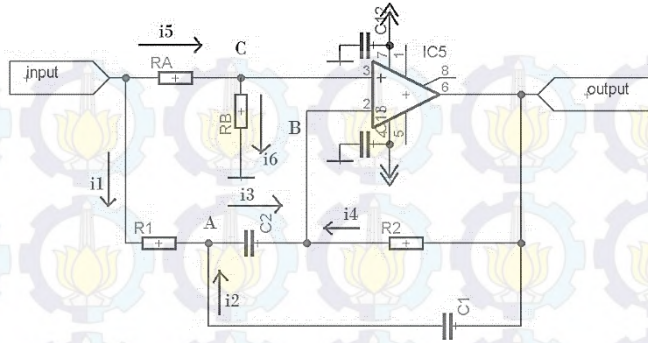
Sama dengan yang didapatkan pada LPF, sudut fase filter bernilai +90°, persamaan dengan sudut fase -90° adalah

$$\omega C = -\frac{1}{\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}} \quad (10)$$

2.6. 3 Filter Bandstop

Filter *Bandstop* merupakan filter yang digunakan untuk melemahkan sinyal pada frekuensi tertentu dan merupakan *range* dari dua titik frekuensi yakni frekuensi batas rendah dan frekuensi batas tinggi. Kedua batas ini membentuk suatu lebar bidang frekuensi (B - Bandwidth). Konfigurasi dari rangkaian ini adalah

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014



Gambar 2. 17 Rangkaian BSF^[12]

Hubungan dari tegangan output V_o terhadap tegangan input V_i didapatkan

$$A_{cl} = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\left(1 - \frac{2R_1}{R_2} \right) + j \left(\frac{1}{\omega C R_2} - \omega C R_1 \right) \right)}{-\frac{2R_1}{R_2} - j \left(\frac{1}{\omega C R_2} - \omega C R_1 \right)} \quad (11)$$

Persamaan dapat menjadi lebih sederhana apabila bagian imajiner bernilai sama dengan nol juga persamaan lebar pita yang diharapkan terhadap filter dapat ditulis sebagaimana berikut

$$\omega r = \frac{1}{\sqrt{C \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (12)$$

$$B = \frac{2}{R_2 \cdot C} \quad (13)$$

2. 7 Filter Digital

Filter digital dalam penggunaannya memiliki dua tujuan, yakni sebagai pemisahan sinyal-sinyal yang diinginkan karena secara natural, sinyal pada alam umumnya terdiri banyak sinyal termasuk *noise*. Tujuan

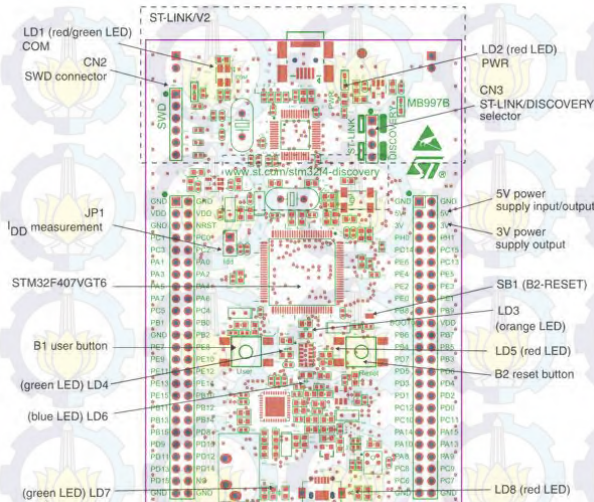
[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014

lainnya adalah sebagai restorasi sinyal yang telah dihasilkan oleh perangkat keras. Filter ini umumnya dinyatakan sebagai fungsi transfer $H(z)$ dari input $X(z)$ dan output $Y(z)$ dan dituliskan dalam persamaan berikut dimana a_j berada antara $0 < j < N$ dan b_i berada antara $0 < i < M$ adalah koefisien filter. Fungsi transfer ini juga berbeda tiap filter yang digunakan seperti lowpass, highpass, bandpass, dan bandstop filter.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0z^0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Mz^{-M}}{1 + a_1z^{-1} + \dots + a_Nz^{-N}} \quad (14)$$

2. 8 Mikrokontroler ARM

STM32F4DISCOVERY merupakan produk dari ST yang digunakan untuk membantu pengguna untuk memahami fitur-fitur berperforma tinggi dan mengembangkan aplikasi tertentu. *Board* ini berdasarkan STM32F407VGT6 dan didalamnya terdapat fasilitas *debug interface* ST-LINK/V2, ST MEMS akselerometer digital, ST MEMS *microphone digital*, DAC audio dengan *driver speaker* kelas D terintegrasi, *pushbutton* dan sebuah konektor USB OTG *micro-AB*.



Gambar 2. 18 Resource Board STM-32 F4 Discovery

2.8. 1 Analog-to-Digital Converter (ADC)

Board STM32F4 Discovery memiliki 3 ADC yang dinotasikan sebagai ADC1, ADC2 dan ADC3 dengan resolusi maksimal 12 bit dan mampu diatur untuk penggunaan bit sebesar 10 bit, 8 bit, atau 6 bit. Secara fisik, terdapat 16 pin yang dapat dimanfaatkan sebagai input sinyal analog dan tambahan tiga input yang dimaksudkan sebagai pengukuran suhu *chip* (V_{temp}), tegangan referensi (V_{ref}) dan tegangan baterai (V_{bat}). ADC3 hanya terhubung dengan 8 channel sedangkan ADC1 dan ADC2 terhubung 16 channel dan untuk V_{temp} , V_{ref} , serta V_{bat} hanya terhubung ke ADC1 sebagai master. Tipe ADC yang terdapat pada internal STM32 adalah tipe Flash ADC, sehingga waktu konversi untuk setiap blok ADC bisa mencapai 0.5 us. Resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan persamaan dimana v_{reff} adalah tegangan referensi dan n adalah jumlah bit ADC berikut

$$resolusi = \frac{v_{reff}}{2^n} \quad (15)$$

2.8. 2 Komunikasi Serial

Kemampuan dari *Board* STM32F4 Discovery adalah dapat ditetapkannya pin yang ada pada papan pengembangan sebagai pin komunikasi serial. Komunikasi ini ditentukan dan dimaksudkan untuk dapat bertukar data digital pada port yang ada pada komputer. Pin yang ditentukan bernama Tx dan Rx dan berhubungan secara berpasangan pada pin Rx dan Tx dengan menggunakan komponen USB-TTL dari Prolific. Komunikasi dan pengiriman yang dilakukan umumnya berupa string dan ditentukan dengan penggunaan port yang telah terpasang pada *driver* komputer.



Gambar 2. 19 USB to TTL Prolific

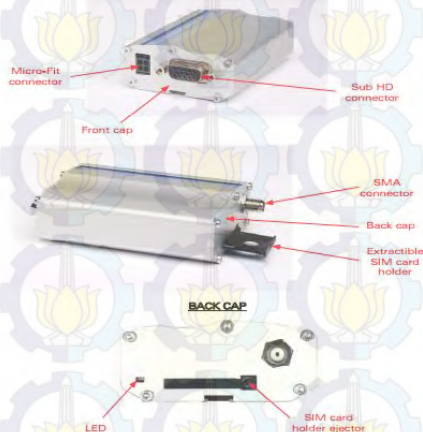
2. 9 Modem Wavecom Fastrack M1306B

Fastrack M1306B merupakan mesin yang menawarkan kemampuan konektivitas GSM/GPRS yang dapat langsung digunakan (*plug and play*). Telah disertifikasi untuk mendukung *dual-band* 900/1800 MHz, alat ini mampu menawarkan kemampuan GPRS kelas 10 dan juga mendukung *platform open software* (Open AT). Open AT sendiri merupakan *environment* pengembangan komunikasi selular yang memungkinkan kemampuan untuk menjalankan standar yang telah tertanam berupa aplikasi ANSI C untuk secara local dijalankan.

Fastrack M1306B dikendalikan dengan *firmware* menggunakan AT *commands*. Secara sederhana, penggunaan modem ini adalah untuk memanfaatkan fitur komunikasi GSM nya untuk dapat melakukan fitur pengiriman SMS (Short Message Service)

2. 10 Komunikasi Serial dengan RS-232

Merupakan standar dari komunikasi serial dari bidang telekomunikasi. Dahulunya mendefinisikan koneksi dari sinyal antara DTE (*Data Terminal Equipment*) seperti terminal computer ke sebuah DCE (*Data Circuit-Terminating Equipment*) seperti modem. Standarisasi ini mendefinisikan karakteristik elektris dan *timing* dari sinyal.



Gambar 2. 20 Konfigurasi dan Bagian dari Wavecom Fastrack M1306B

BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini akan dibahas mengenai perancangan sistem dengan pembagian sisi *Transmitter* dan *Receiver*. Secara keseluruhan, perancangan dapat dilihat sebagaimana pada gambar 3.1. Dapat dilihat bahwa komunikasi dari sisi transmitter dan receiver dilakukan dengan media frekuensi radio pita VHF (*VHF band*).

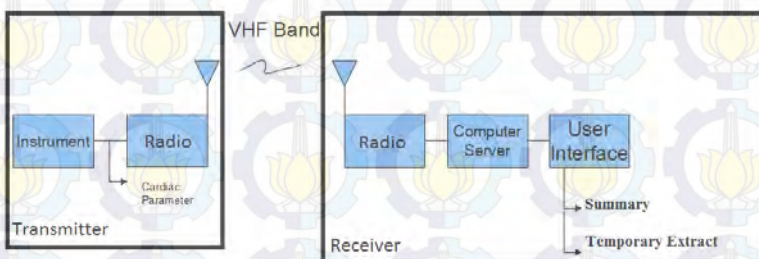
3.1 *Transmitter* (Pengirim)

Transmitter terdiri dari *Instrument* dan Radio dengan data yang diolah merupakan informasi dan parameter dari kondisi jantung (*Cardiac Parameter*). *Transmitter* berperan sebagai sisi yang mengakuisisi, mengolah dan mengirimkan informasi dari data ECG. Lebih dalam untuk bagian-bagian pada *transmitter* dapat dilihat pada gambar 3.2.

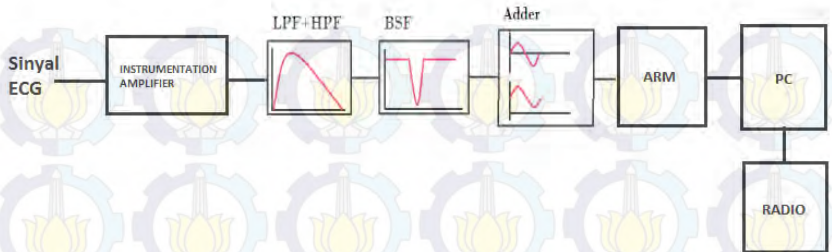
3.1.1 *Instrument*

Perancangan *instrument* akan menggunakan rangkaian penguat instrumentasi yang mampu menguatkan amplitudo sinyal jantung. Selain itu juga pada diberikan rangkaian filter berupa LPF (*Lowpass Filter*), HPF (*High Pass Filter*) dan BSF (*Bandstop Filter*). Penggunaan ARM dan PC difungsikan sebagai pengolah data digital dari hasil akuisisi data ECG.

Instrument didesain untuk dapat bekerja sesuai dengan karakteristik sinyal yang akan diolah dimana amplitudo maksimalnya mencapai 2 mV dengan *bandwidth* berkisar antara 0.05 - 100 Hz.



Gambar 3. 1 Blok Diagram Keseluruhan Sistem



Gambar 3. 2 Blok Diagram dari Sisi Transmitter

a. Perancangan Instrumentation Amplifier (Penguat Instrumentasi)

Instrumentation Amplifier adalah rangkaian yang mampu menguatkan amplitudo sinyal jantung yang berkisar pada skala mV sekaligus mereduksi *noise* selama akuisisi sinyal dilakukan.

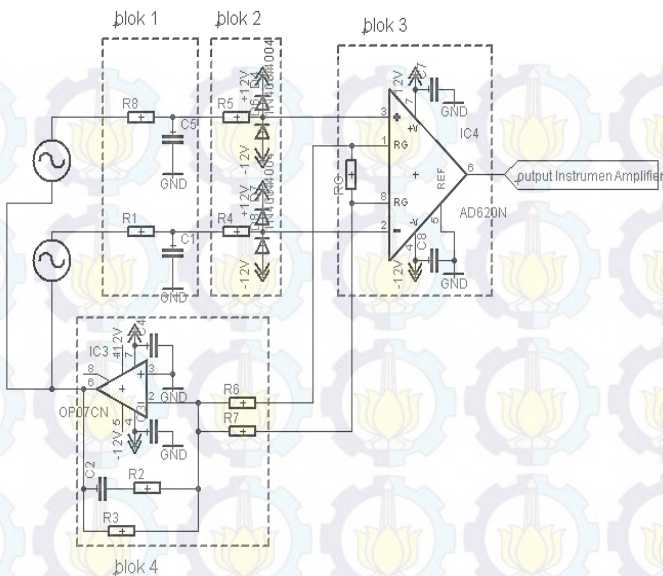
Penggunaan op-amp (penguat operasional) memiliki properti penguatan *Gain Bandwidth*, yang akan berubah nilai penguatannya jika input yang diberikan pada komponen memiliki frekuensi yang semakin tinggi. Untuk mengatasi karakteristik ini, maka digunakan filter pasif *lowpass* berupa rangkaian R dan C dengan nilai C adalah 100 nF. Mencari nilai resistansi dari pasangan ini. Penggunaan filter ini digunakan persamaan dengan memasukkan nilai kapasitansi dari kapasitor yakni

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$160 \text{ hz} = \frac{1}{2 \times \pi \times 100\text{nF} \times R}$$

$$R \cong 10\text{k}\Omega$$

Penggunaan filter pasif ini direpresentasikan sebagai blok 1 pada rangkaian penguat. Pada blok selanjutnya (blok 2) adalah dimaksudkan sebagai rangkaian proteksi kejut jantung. Perlindungan pada instrumen ECG dimaksudkan agar saat terjadi pemberian tegangan kejut jantung oleh *defibrillator*, tegangan ini tidak dapat merusak rangkaian instrumen ECG. Kerja dari bagian ini adalah dengan menggunakan dioda dimana kedua dioda bekerja pada kondisi lebih dari +12,7 V sehingga satu dioda aktif dan kondisi kurang dari -12,7 V maka dioda lainnya yang akan aktif.



Gambar 3. 3 Rangkaian Penguat Instrumentasi^[12]

Blok 3 merupakan penggunaan IC AD620 dengan spesifikasi impedansi input $10\text{M}\Omega$ dan CMRR mencapai 100 dB saat gain bernilai 10. Nilai penguatan dari IC ini diatur dari perubahan nilai R_G hingga nilai sinyal yang didapatkan bernilai dengan amplitudo mencapai 1 V, nilai penguatan dari blok ini dapat dicari dengan persamaan R_G terhadap penguatan yang diinginkan

$$1000 = \frac{49.4\text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = 50\Omega$$

Blok 4 merupakan rangkaian penguat *Drive Right Leg*, dengan input berupa setengah dari selisih tegangan antara kaki input *inverting* dengan *non-inverting* dari IC AD620. Rangkaian ini bertujuan untuk

[12] Hanif, Messa, “Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM”, ITS, Indonesia, 2014

mengurangi *noise* dan menaikkan CMRR rangkaian. Berdasarkan datasheet AD620, nilai yang disarankan pada R3 adalah 1M Ω dengan nilai R6 dan R7 yakni 27 k Ω .

b. Perancangan Rangkaian LPF

Mengikuti persamaan dari formula nilai frekuensi *cut-off* dan pengetahuan akan nilai frekuensi tertinggi dari sinyal ECG adalah 100 Hz juga pemilihan nilai kapasitansi C1 bernilai 10 nF dan C2 bernilai 20 nF (dua kali dari C1), maka nilai resistansi dari R1 dan R2 adalah

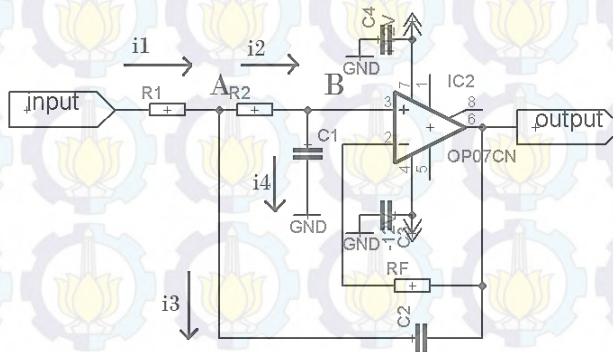
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}}$$

$$100\text{hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{10\text{nF} \times 20\text{nF} \times R \times R}}$$

$$R = R1 = R2 = 49.2\text{k}\Omega \square 50\text{k}\Omega$$

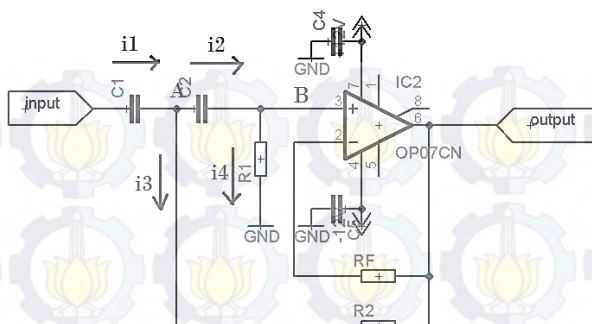
c. Perancangan Rangkaian HPF

Mengikuti persamaan dari formula nilai frekuensi *cut-off* dan karakteristik sinyal ECG yang memiliki frekuensi terendah yakni 0.05 Hz juga penggunaan nilai kapasitansi C1 dan C2 berupa 470 nF, maka dicari nilai R1 dan R2 (dimana nilai R2 adalah dua kali lipat dari R1)



Gambar 3. 4 Rangkaian LPF^[12]

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014



Gambar 3. 5 Rangkaian HPF^[12]

$$\omega c = \frac{1}{\sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R1 \cdot R2}}$$

$$R1 = 10M\Omega ; R2 = 20M\Omega$$

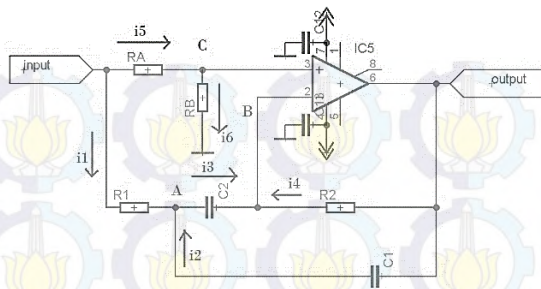
d. Perancangan Rangkaian BSF

Dengan tujuannya untuk menghilangkan interferensi sinyal jala-jala dengan frekuensi 50 Hz maka nilai R yang ada pada rangkaian dicari dengan persamaan

$$50hz = \frac{1}{2\pi \sqrt{10nF \cdot R1 \cdot R2}}$$

$$R1 = 33k\Omega ; R2 = 3.3M\Omega$$

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014

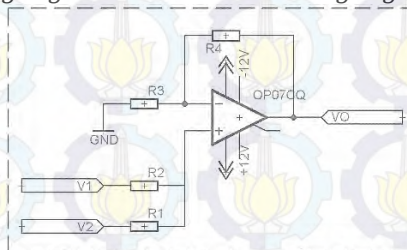


Gambar 3. 6 Rangkaian BSF^[12]

e. Perancangan Rangkaian Adder

Mengikuti spesifikasi input ADC pada ARM yakni berkisar antara 0-3 V dan membandingkannya terhadap output rangkaian instrumentasi yang berkisar antara -1 V hingga 1 V, maka diperlukan suatu rangkaian yang dapat memenuhi kebutuhan input dari ARM dari output rangkaian instrumentasi agar seluruh sinyal yang ada dapat tercuplik. Dengan menggunakan persamaan *adder* jika nilai seluruh R bernilai 10 kΩ dan $V_o = V_1 + V_2$, dimana V_1 adalah tegangan dari instrumentasi dan V_2 merupakan tegangan *offset* yang dimaksudkan sebagai penjumlah tegangan maka nilai V_2 diatur sehingga V_2 bernilai 1V dan menjadikan persamaan sebagaimana berikut

$$V_o = \text{Tegangan Instrumentasi} + \text{Tegangan Offset}$$



Gambar 3. 7 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik^[12]

[12] Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Indonesia, 2014

f. Pemrograman ARM

Dengan mendapatkan hasil akuisisi sinyal analog dari ECG melalui rangkaian penguat instrumentasi dan filter-filternya maka selanjutnya digunakan mikrokontroler ARM yang dimaksudkan untuk mendapatkan data digital dari sinyal yang didapatkan sehingga pengolahan data pada komputer dapat dilakukan.

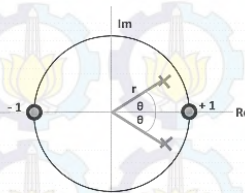
f.1. Konversi Analog-Digital (ADC) dan Komunikasi Serial

Fungsi yang digunakan dalam ARM adalah fungsi ADC. Dalam fungsi ini digunakan 8 bit sehingga perhitungan resolusinya menjadi

$$resolusi = \frac{v_{ref}}{2^8 - 1} = \frac{3000mV}{255} = 11.764mV/bit$$

Setelah mendapatkan nilai resolusi dari tegangan referensi, maka hasil dari proses ADC perlu dikirimkan secara serial untuk dapat diolah melalui komputer dengan *interface* dari perangkat lunak. Fitur yang digunakan adalah USART dengan pengaturan dari spesifikasi komunikasi serial yang dituliskan sebagaimana berikut:

1. *Baudrate* 115200
2. *Frame Data* 8 bit
3. *Stop Bit* 1 bit
4. *No Parity Bit*
5. *No Hardware Flow Control*



Gambar 3. 8 Filter Digital Pole Zero Bandpass

g. Pemrograman PC (Komputer)

Setelah data digital didapatkan, selanjutnya adalah pengolahan data digital untuk dicari nilai dari ekstraksi parameter temporal sinyal ECG. Dalam pemrogramannya diterapkan algoritma yang telah ada.

g.1. Pemrograman Algoritma QRS Detektor

Sebagaimana yang telah diketahui bahwa pada tahap algoritma QRS Detektor oleh Pan-Tompkins diawali dengan adanya filter *Bandpass*. Fungsi filter ini adalah untuk melewatkan sinyal yang mempunyai relatif terhadap spektrum daya dari kompleks QRS. Perancangan dari filter ini adalah dengan menggunakan fungsi transfer $H(z)$ filter digital *pole-zero* dengan orde dua dan memiliki parameter panjang r juga besar sudut theta. Penentuan dari spesifikasi filter didasarkan pada bagaimana spektrum

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{z^2 - 1}{z^2 - 2 \cos \theta z r + r^2} \left[\frac{1/z^2}{1/z^2} \right]$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 - z^{-2}}{1 - 2 \cos \theta z^{-1} r + r^2 z^{-2}}$$

$$(1 - 2 \cos \theta z^{-1} r + r^2 z^{-2}) Y(z) = (1 - z^{-2}) X(z)$$

daya dari sinyal ECG dan perbandingannya terhadap penggambaran filter.

$$H(z) = \frac{(z - 1)(z + 1)}{(z - re^{j\theta})(z - re^{-j\theta})}$$

$$H(z) = \frac{z^2 - 1}{z^2 - zre^{-j\theta} - zre^{j\theta} + re^{j\theta} \cdot re^{-j\theta}}$$

$$H(z) = \frac{z^2 - 1}{z^2 - zr(e^{j\theta} + e^{-j\theta}) + r^2}$$

$$H(z) = \frac{z^2 - 1}{z^2 - 2 \cos \theta zr + r^2}$$

(16)

Dengan mengubah domain dari fungsi menjadi domain waktu maka didapatkan persamaan sebagaimana berikut:

$$y(n) - 2 \cos \theta r y(n - 1) + r^2 y(n - 2) = x(n) - x(n - 2)$$

$$y(n) = x(n) - x(n - 2) + 2 \cos \theta r y(n - 1) - r^2 y(n - 2)$$

(17)

Terakhir dicari respon frekuensi dari persamaan menjadi

$$H(\Omega) = H(z)|_{z=e^{j\Omega}}$$

$$H(\Omega) = \frac{e^{j2\Omega}-1}{e^{j2\Omega}-e^{j\Omega} r^2 \cos \theta + r^2}$$

$$H(\Omega) = \frac{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 1}{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega - 2 r \cos \theta j \sin \Omega + r^2}$$

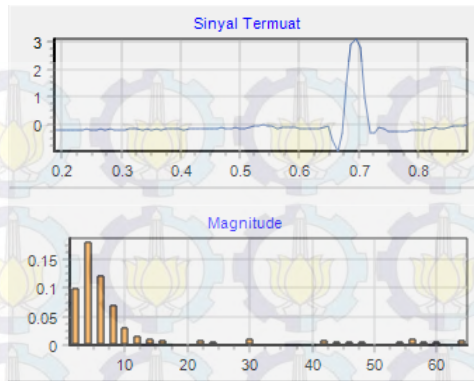
$$H(\Omega) = \frac{(\cos 2\Omega - 1) + j (\sin 2\Omega)}{(\cos 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega + r^2) + j (\sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \sin \Omega)}$$

Besar magnitude $|H(\Omega)|$ dari persamaan respon frekuensi :

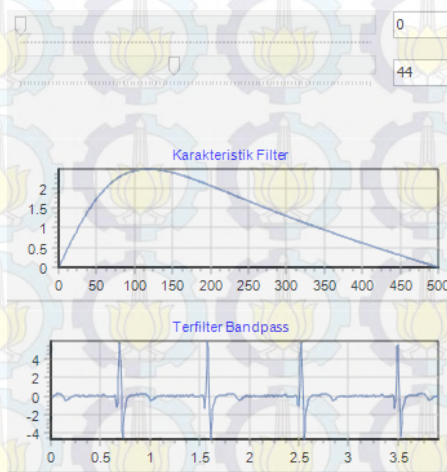
$$|H(\Omega)| = \sqrt{\frac{(\cos 2\Omega - 1)^2 + (\sin 2\Omega)^2}{(\cos 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega + r^2)^2 + (\sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \sin \Omega)^2}} \quad (18)$$

Dengan memasukkan persamaan dari respon frekuensi, akan didapatkan gambaran dari karakteristik filter. Dengan membandingkannya dengan spektral daya dari sinyal ECG, khususnya dengan melakukan pencuplikan hanya pada bagian kompleks QRS, maka gambaran filter dan spektral daya dari sinyal diatur sedemikian rupa sehingga didapatkan nilai r dan θ yang optimal untuk dapat melakukan fungsi filter terhadap kompleks QRS.

Proses mencari nilai dari r dan θ yang digunakan dibantu dengan penggunaan Transformasi Fourier yang akan menggambarkan karakteristik magnitudo dari domain frekuensi yang ada didalamnya. Dengan mendapatkan dan mencocokkan karakteristik dari magnitudo sinyal ECG dengan karakteristik dari filter *Bandpass*, maka nilai dari r dan θ dapat dicari dan digunakan untuk nilai yang konstan. Pengerjaan proses ini dapat dilihat secara berurutan pada gambar 3.9 yang didapatkan dengan mencuplik hanya bagian QRS dari sinyal ECG dan mentransformasikannya dengan FFT (*Fast Fourier Transform*) untuk mendapatkan grafik magnitudonya.



Gambar 3. 9 Potongan dari Sinyal ECG dan Representasi FFT



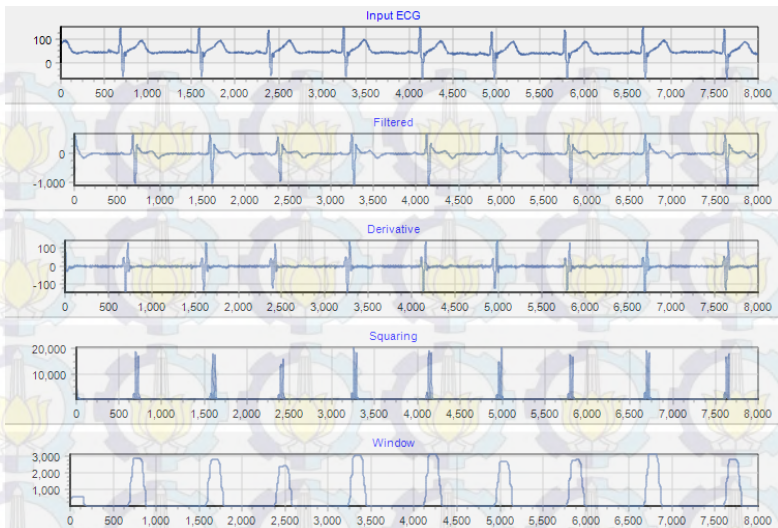
Gambar 3. 10 Karakteristik Filter dan Hasil dari Pengolahan Filter terhadap Sinyal Input

Gambar 3.10 menggambarkan bagaimana karakteristik dari filter dengan nilai r dan θ juga hasil sinyal yang telah difilter. Tujuan dari penggambaran ini adalah mendapatkan nilai fungsi dari filter yang dapat

meredam bagian P dan T dari gelombang sekaligus menyelematkan bagian QRS dari sinyal yang dimasukkan.

Tahap selanjutnya dari algoritma ini adalah dengan menggunakan fungsi derivatif. Fungsi ini dimaksudkan sebagai fungsi untuk mendapatkan kemiringan dari kompleks QRS. Setelah itu, sinyal akan dilewatkan pada fungsi *Squaring* yang berfungsi sebagai operasi yang membuat seluruh titik data yang diproses menjadi nilai positif dan nantinya akan terepresentasi kompleks QRS dengan amplitudo yang besar. Terakhir dari fungsi yang dikenakan adalah fungsi *Moving Window Average*, karena kejadian kompleks QRS belum tentu dapat dideteksi berdasarkan amplitudo yang besar, nilai kemiringan yang memadai atau durasi yang tidak lama. Persamaan yang digunakan dengan menentukan nilai N sebagai titik sampel yang optimal dengan pemilihan yang dimana durasi cuplikan dapat mencakup seluruh kejadian QRS tanpa memotong durasi dari kejadian gelombang T. Hasil dari operasi ini kemudian dikenakan sebuah *thresholding*, dimana akan digenerasi sebuah blok sinyal yang muncul jika suatu amplitudo sinyal telah melewati *threshold* yang ditentukan. Seluruh tahapan fungsi dari algoritma ini dapat dilihat pada gambar 3.11

Pada gambar, terlihat bahwa sinyal asli dari input ECG dapat terfilter dengan baik dimana bentuk gelombang dari P dan T dari sinyal memiliki peredaman sedangkan pada bagian kompleks QRS tetap memiliki nilai yang terlihat. Tahapan selanjutnya dari tiap stage akan algoritma ini juga telah memiliki karakteristik bentuk yang sama sebagaimana yang diajukan pada Algoritma Pan-Tompkins. Pulsa yang dibangkitkan dari didapatkannya deteksi dari QRS terlihat dapat dihasilkan untuk tiap kejadian dari kompleks QRS yang ada.

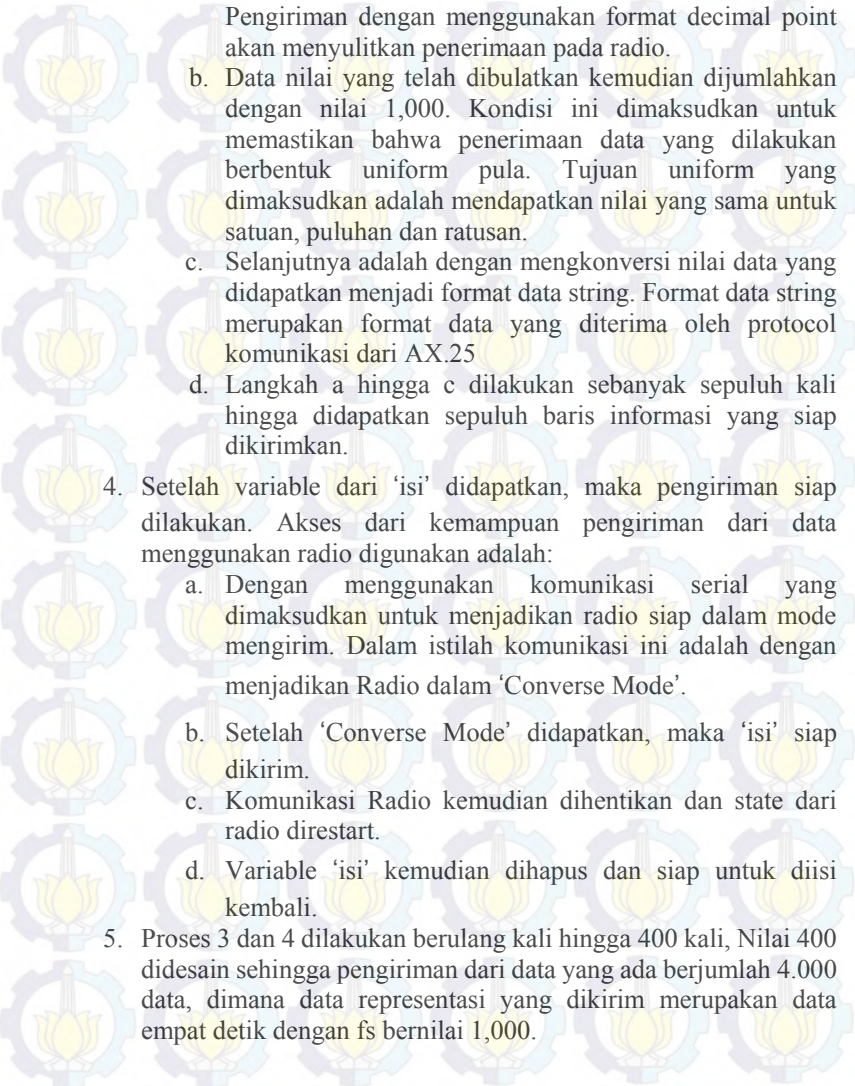


Gambar 3. 11 Pengolahan Sinyal dengan Algoritma Pan-Tompkins

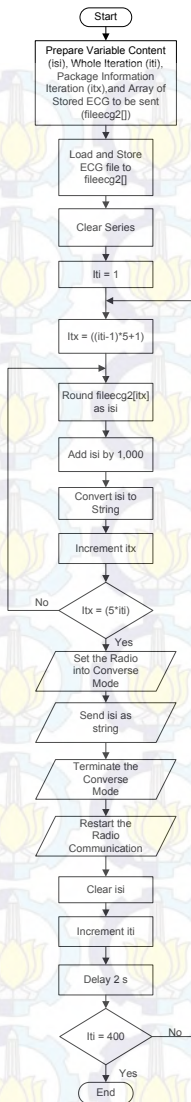
3.1. 2 Radio

Dengan akuisisi yang telah dilakukan pada rangkaian instrumentasi, pengiriman sinyal diolah secara digital dengan mengikuti langkah-langkah sebagaimana berikut:

1. Data file ECG yang telah diakuisisi dimuat pada program dengan variable bantuan yakni variable iterasi dari pengisian data informasi terkirim dan iterasi yang mengatur pengiriman data secara keseluruhan.
2. Data ECG yang disimpan dalam array akan dimasukkan pada suatu variable (yakni 'isi') dan diisi sebanyak 5 baris data (Penentuan dari 5 baris data didapatkan dari percobaan dimana jika diberikan baris data yang lebih kecil akan mendapatkan hasil rekonstruksi sinyal yang baik namun akan mendapatkan durasi pengiriman yang lama sedangkan jika baris data yang diberikan lebih dari 5 baris akan menghasilkan deformasi dari rekonstruksi sinyal yang didapatkan)
3. Pada tiap pengisian variable 'isi', sinyal akuisisi dari ADC yang dimiliki akan diolah sedemikian rupa, mengikuti sebagaimana berikut:

- 
- a. Data ADC yang ada akan dibulatkan terlebih dahulu, ini untuk mendapatkan bentuk uniform dari nilai pengiriman. Pengiriman dengan menggunakan format decimal point akan menyulitkan penerimaan pada radio.
 - b. Data nilai yang telah dibulatkan kemudian dijumlahkan dengan nilai 1,000. Kondisi ini dimaksudkan untuk memastikan bahwa penerimaan data yang dilakukan berbentuk uniform pula. Tujuan uniform yang dimaksudkan adalah mendapatkan nilai yang sama untuk satuan, puluhan dan ratusan.
 - c. Selanjutnya adalah dengan mengkonversi nilai data yang didapatkan menjadi format data string. Format data string merupakan format data yang diterima oleh protocol komunikasi dari AX.25
 - d. Langkah a hingga c dilakukan sebanyak sepuluh kali hingga didapatkan sepuluh baris informasi yang siap dikirimkan.
 4. Setelah variable dari 'isi' didapatkan, maka pengiriman siap dilakukan. Akses dari kemampuan pengiriman dari data menggunakan radio digunakan adalah:
 - a. Dengan menggunakan komunikasi serial yang dimaksudkan untuk menjadikan radio siap dalam mode mengirim. Dalam istilah komunikasi ini adalah dengan menjadikan Radio dalam 'Converse Mode'.
 - b. Setelah 'Converse Mode' didapatkan, maka 'isi' siap dikirim.
 - c. Komunikasi Radio kemudian dihentikan dan state dari radio direstart.
 - d. Variable 'isi' kemudian dihapus dan siap untuk diisi kembali.
 5. Proses 3 dan 4 dilakukan berulang kali hingga 400 kali, Nilai 400 didesain sehingga pengiriman dari data yang ada berjumlah 4.000 data, dimana data representasi yang dikirim merupakan data empat detik dengan fs bernilai 1,000.

**Radio Transmission
Protocol – ECG
Signal Transceiver
Side**



Gambar 3. 12 Diagram alir dari pengiriman data ECG

3.2 *Receiver* (Penerima)

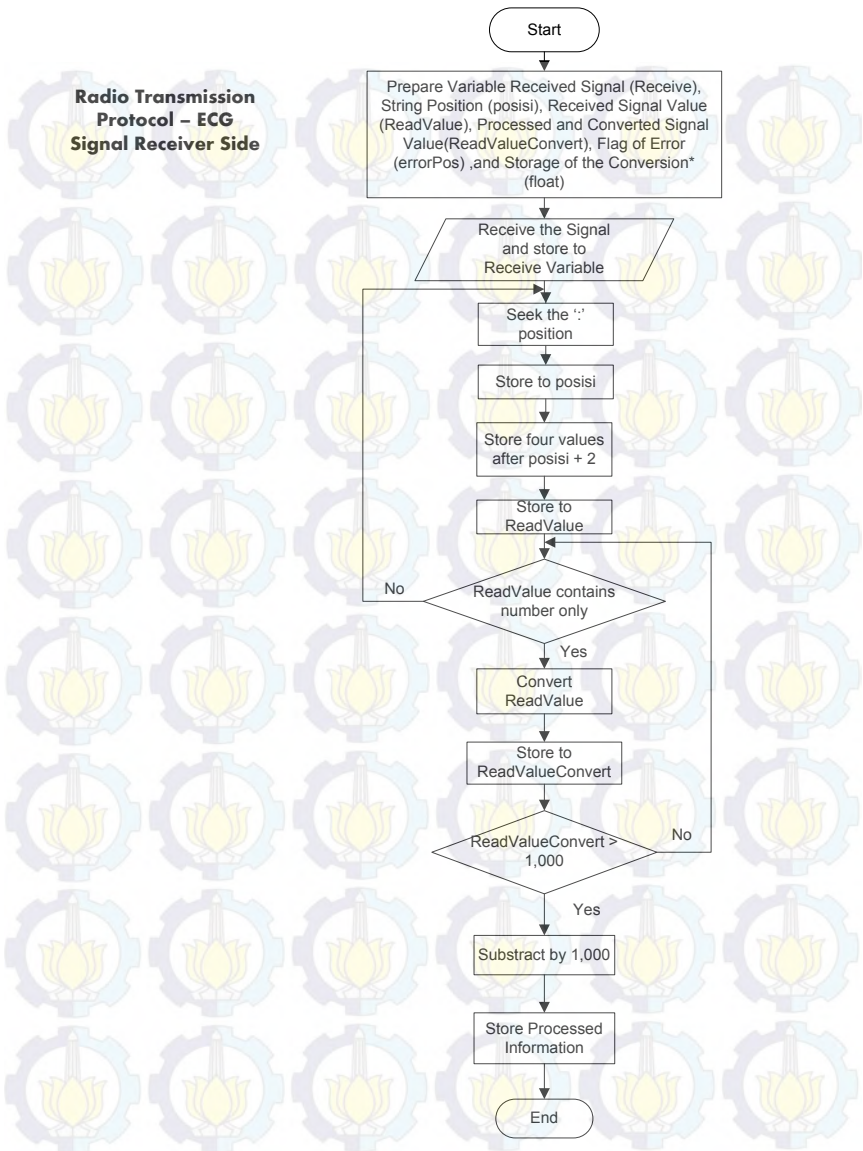
Receiver terdiri dari Radio, *Computer Server*, dan *User Interface* dengan data yang dihasilkan berupa *summary* (ringkasan pengukuran) dan *Temporary Extract* (hasil ekstraksi parameter temporal). *Receiver* berperan sebagai sisi yang menerima, menyimpan dan mengirimkan informasi hasil olahan pada tenaga medis.

3.2.1 Radio

Setelah data ECG dikirim oleh radio, maka pada sisi penerima akan menerima dan mengolah data string. Pengolahan dari data yang diterima dilakukan sebagaimana berikut:

1. Setelah menyiapkan variable penampung dari sinyal yang diterima ('receive'), variable sinyal yang diolah ('ReadValue') dan variable hasil konversi dari sinyal terolah ('ReadValueConvert'), maka data string yang diterima dari radio akan disimpan pada variable 'receive'.
2. Saat penerimaan dilakukan, program akan mencoba mencari posisi dari string ':' (Alasan dengan mencari string ':' adalah format dari data yang diterima oleh program akan selalu dalam format 'NOCQ: xxx' dengan x adalah nilai yang diinginkan).
3. Setelah posisi dari string ':' ditemukan, posisi string akan disimpan dan menjadi referensi dari pengambilan nilai yakni 4 karakter dari sinyal yang diterima. (Merujuk pada bentuk uniform dari sinyal yang dikirim, dimana akan selalu dalam bentuk ribuan).
4. Pengecekan selanjutnya adalah dengan melakukan pengecekan pada karakter yang diterima. Dalam kondisi real pengiriman, terdapat kemungkinan masuknya karakter selain dari angka.
5. Setelah pengecekan dari data yang diterima adalah angka semua, maka data terima akan dikonversi menjadi data angka untuk kemudian dinormalisasi dengan mengurangnya dengan 1,000.

Data yang telah lolos dari seleksi kemudian digambarkan dan disimpan.



Gambar 3. 13 Diagram alir dari penerimaan data ECG

3.2. 2 Computer Server

Computer Server berguna untuk menampung dan menyimpan data hasil dari pengiriman oleh radio. Data yang diterima berupa data *raw* yang nantinya akan dinormalisasi sehingga dapat diolah kembali untuk dapat direkonstruksi pada sisi penerima. Hal ini bertujuan untuk memastikan analisa baik secara kuantitatif maupun kualitatif dapat dilakukan oleh tenaga medis atau pihak yang terkait.

3.2. 3 User Interface

User Interface difungsikan untuk pengolahan lebih lanjut terhadap informasi *raw* maupun hasil dari ekstraksi parameter temporal yang telah dilakukan. Hasil dari pengolahan ini akan dikirimkan melalui modem GSM sebagai tambahan fitur untuk memberitahukan kondisi pasien kepada tenaga medis yang terkait.

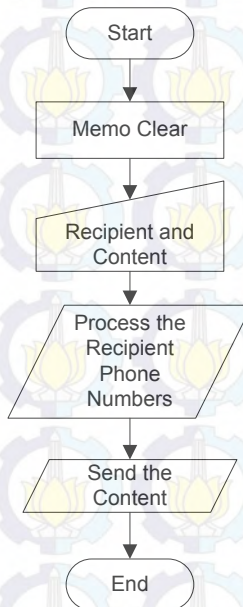
Data ekstraksi yang diterima oleh radio penerima dapat berupa data hasil dari pencarian nilai parameter temporal dari sinyal ECG. Penerimaan data ini bernilai cukup sedikit sehingga penerimaan tidak akan memakan waktu yang banyak. Perancangan ini dimaksudkan untuk memberikan ringkasan pada sisi penerima dan pada akhirnya, juga pada pengiriman GSM menggunakan Modem Wavecom. Langkah dari pengolahan data untuk kemudian dikirimkan pada modem GSM dilakukan sebagaimana berikut:

1. Penerima menerima data parameter temporal yang telah dikelompokkan menjadi lebar kompleks QRS, interval RR dan laju detak jantung dengan menambahkan nilai yang ada dengan nilai tertentu.
2. Penerima mengolah nilai yang diterima dan mengelompokkannya menjadi kelompok yang sesuai dan menghitung nilainya menjadi nilai semula. Pengelompokan nilai diterapkan dengan aturan if dengan nilai bacaan diatur menjadi:
 - a. Nilai cakupan 2000-3000 merupakan nilai lebar kompleks QRS dan akan dikurangi pada penerima untuk kemudian dibagi dengan frekuensi sampling.

- b. Nilai cakupan 3000-4000 merupakan nilai lebar interval RR dan akan dikurangi pada penerima untuk kemudian dibagi dengan frekuensi sampling.
 - c. Nilai cakupan 4000-5000 merupakan nilai laju detak jantung dan akan dikurangi pada penerima untuk kemudian dibagi dengan frekuensi sampling.
3. Setelah nilai dari tiap parameter temporal dikembalikan, maka isi dari sms yang digunakan akan diperbarui dengan menambahkan pada tiap baris yang diterima.
4. Setelah semua informasi diterima, maka data siap dikirim sesuai dengan operator dari program.

Hasil dari pengiriman akan informasi ekstraksi hingga pengiriman informasi melalui modem GSM secara sederhana dapat dilihat pada diagram alir pada gambar dibawah ini.

**GSM Module -
Content
Delivery**



Gambar 3. 14 Diagram alir dari pengiriman parameter temporal ECG

BAB IV

HASIL DAN ANALISA

Mendapatkan rancangan alat yang telah dilakukan, maka bagian-bagian yang digunakan pada serangkaian sistem diuji dengan pengujian terpisah hingga menjadi satu-kesatuan.

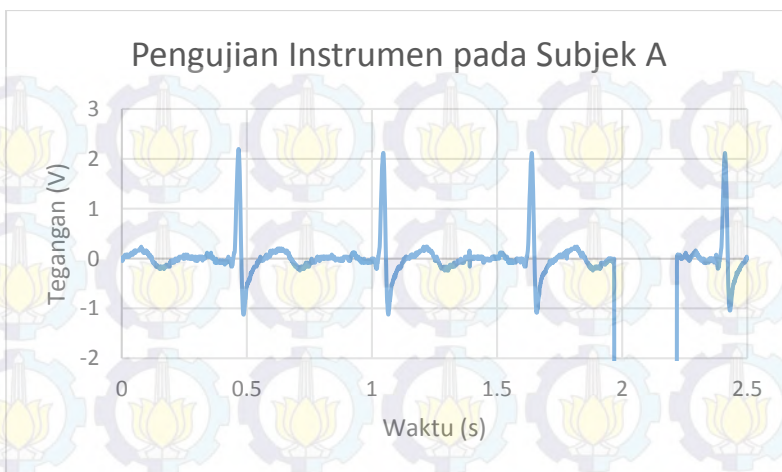
4. 1 Pengujian dan Analisa Perangkat Elektronik

4.1 1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi

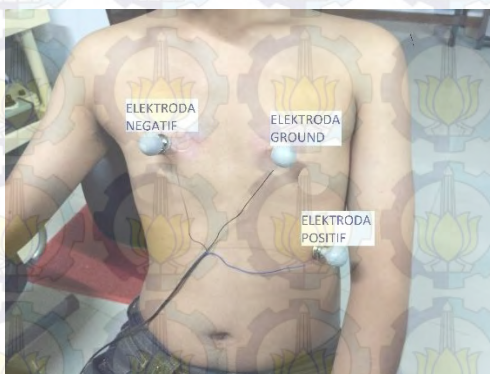
Pengujian rangkaian ini dilakukan dengan menggunakan konfigurasi segitiga Einthoven untuk



Gambar 4. 1 Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi



Gambar 4. 2 Hasil Penguatan Rangkaian Penguat Instrumentasi



Gambar 4. 3 Pengujian akuisisi sinyal jantung pada subjek



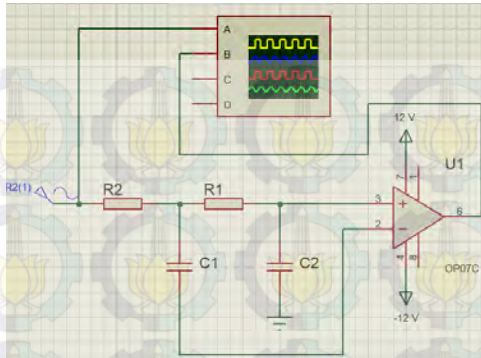
Gambar 4. 4 Pengukuran sinyal dengan Subjek A pada Osiloskop

Terlihat bahwa penguatan dari rangkaian instrumen telah didapatkan sinyal representasi dari sinyal jantung berupa defleksi PQRST. Pengujian kemudian dicoba pada subjek uji untuk menemukan nilai penguatan yang sesuai dengan sinyal yang akan diolah, untuk hal itu maka pengujian dilakukan sebagaimana pada gambar 4.3 dengan hasil yang didapatkan pada gambar 4.4. Rangkaian telah terbukti telah berhasil menguatkan sinyal jantung yang secara teoritis bernilai 1 mV puncak-puncak menjadi bernilai tegangan 3 Vpp sehingga dapat disimpulkan bahwa rangkaian -instrumen telah berhasil untuk mendapatkan nilai penguatan sinyal yang dibutuhkan untuk selanjutnya dapat diolah melalui rangkaian dan ARM.

4.1 2 Pengujian dan Analisa Rangkaian Filter

a. *Low Pass Filter*

Pengujian rangkaian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan amplitudo tegangan puncak sebesar 0.5 V ($1 \text{ V}_{\text{peak-peak}}$) dengan frekuensi yang berbeda. Hasil output dari rangkaian digunakan sebagai representasi dari respon frekuensi filter. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.1 dan Gambar 4.5

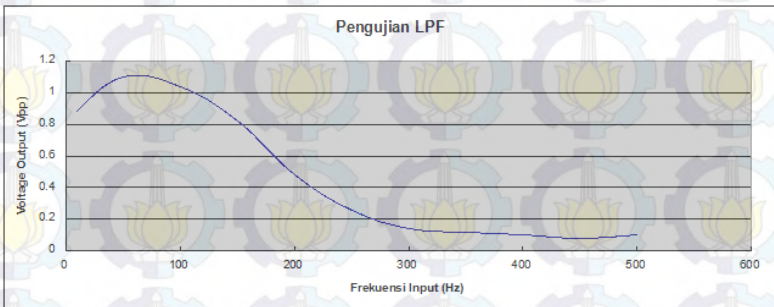


Gambar 4. 5 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

Tabel 4. 1 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

$f_{in}(Hz)$	$V_o(V_{pp})$
10	0.88
50	1.1
100	1.04
150	0.82
200	0.48
250	0.26
300	0.14
350	0.12
400	0.1

$f_{in}(Hz)$	$V_o(V_{pp})$
450	0.08
500	0.1



Gambar 4. 6 Grafik Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

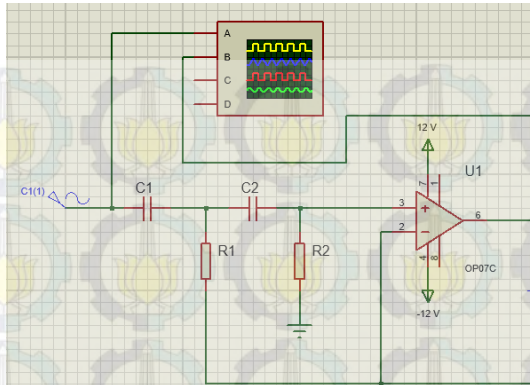
Secara perancangan, filter dimaksudkan untuk memiliki frekuensi *cut-off* 100 Hz dan secara teori pada frekuensi input yang sama dengan frekuensi *cut-off* maka diharapkan adanya penguatan sebesar 0.707. Hasil dari pengujian yang dilakukan dapat dituliskan

- Frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 175 Hz
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Kesalah frekuensi *cut-off* adalah $175 \text{ Hz} - 100 \text{ Hz} = 75 \text{ Hz}$

Perbandingan pada teori perancangan dan hasil pengujian belum tepat namun telah memenuhi kebutuhan dari sistem instrumentasi ECG karena respon frekuensi dari filter yang telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi diatas 100 Hz.

b. High Pass Filter

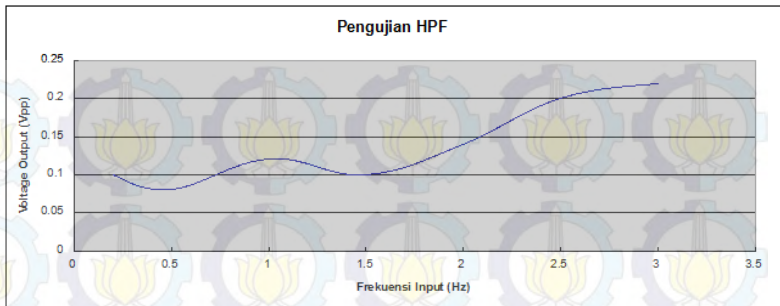
Pengujian dilakukan dengan memberikan input sinyal sinus dengan frekuensi bermacam-macam dan amplitudo $1 V_{\text{peak-peak}}$ sebagaimana diilustrasikan pada gambar 4.7. Pengujian dimaksudkan untuk mengetahui respon frekuensi dari rangkaian filter ini. Hasil dari pengujian dapat dilihat pada tabel 4.2 dan gambar 4.8



Gambar 4. 7 Pengujian rangkaian High Pass Filter

Tabel 4. 2 Pengujian Rangkaian High Pass Filter

f_{in} (Hz)	$V_o(V_{pp})$
0.2	0.1
0.5	0.08
1	0.12
1.5	0.1
2	0.14
2.5	0.2
3	0.22



Gambar 4. 8 Grafik pengujian rangkaian High Pass Filter

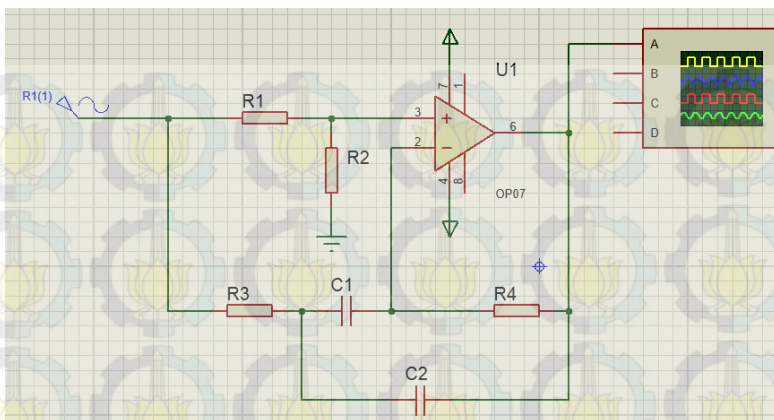
Secara perancangan, filter dimaksudkan untuk memiliki frekuensi *cut-off* 0.5 Hz dan secara teori pada frekuensi input yang sama dengan frekuensi *cut-off* maka diharapkan adanya penguatan sebesar 0.707. Hasil dari pengujian yang dilakukan dapat dituliskan

- Frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah tidak terlihat
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Kesalahan frekuensi *cut-off* adalah terlihat bahwa seluruh sinyal lolos

Perbandingan pada teori perancangan dan hasil pengujian belum tepat namun telah memenuhi kebutuhan dari sistem instrumentasi ECG. Harapan dari rangkaian ini adalah didapatkannya nilai sinyal DC yang berkurang.

c. Band Stop Filter

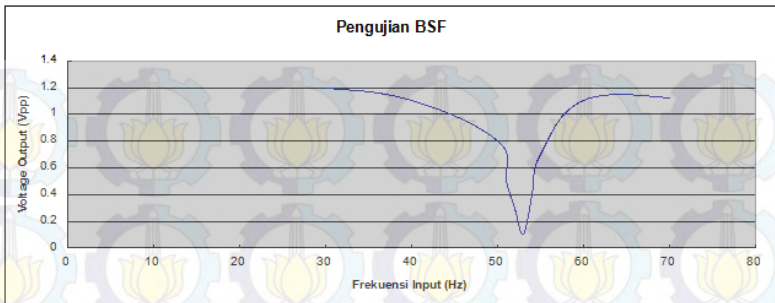
Pengujian rangkaian ini dimaksudkan untuk mengetahui respon frekuensi dari rangkaian. Filter ini diberikan input, sebagaimana diilustrasikan pada gambar 4.9 berupa tegangan sinyal sinus dengan frekuensi yang bervariasi dan amplitudo tetap yakni 1 V_{peak-peak}. Hasil dari pengujian rangkaian ini dapat dilihat pada tabel 4.3 dan gambar 4.10



Gambar 4. 9 Pengujian Rangkaian Band Stop Filter

Tabel 4. 3 Pengujian Rangkaian Band Stop Filter

Fin (Hz)	Vo(Vpp)
30	1.2
40	1.1
50	0.8
51	0.5
52	0.3
53	0.1
54	0.4
55	0.7
60	1.1
70	1.12



Gambar 4. 10 Grafik Pengujian Rangkaian Band Stop Filter

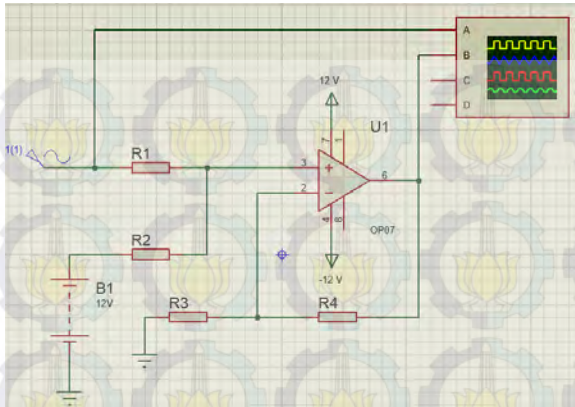
Rangkaian filter dirancang untuk dapat meredam input dari sinyal dengan frekuensi cut-off 50 Hz dengan bandwidth 10 Hz. Berdasarkan teori rangkaian, filter dengan desain ini diharapkan dapat memiliki penguatan yang paling minimum. Berdasarkan pengujian, didapatkan saat frekuensi input 50 Hz didapat V_{out} sebesar 0.3V.

- Frekuensi tengah pada 53hz dengan penguatan 0.1 kali.
- *Bandwidth* sebesar 5 Hz.
- Penguatan maksimal pada daerah passband adalah 1.2kali.
- Kesalahan frekuensi resonansi filter 50 Hz-53 Hz=-2 Hz
- Kesalahan bandwidth filter 10hz-5hz=5 Hz

frekuensi resonansi dari filter tidak tepat. Yaitu berada pada 53 Hz, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi ECG respon untuk Bandstop filter ini sudah cukup, Karena sinyal informasi memiliki amplitudo yang lebih besar dari noise.

4.1.3. Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah

Rangkaian penjumlah diuji dengan memberikan input sinus dengan tegangan 1 V_{peak-peak} dan frekuensi 4 Hz. Rangkaian ini kemudian dikonfigurasi dengan tegangan *offset* sebesar 2 V DC. Ilustrasi dari pengujian rangkaian dapat dilihat sebagaimana pada gambar 4.11 dengan hasil pengujian sebagaimana terdapat pada gambar 4.12



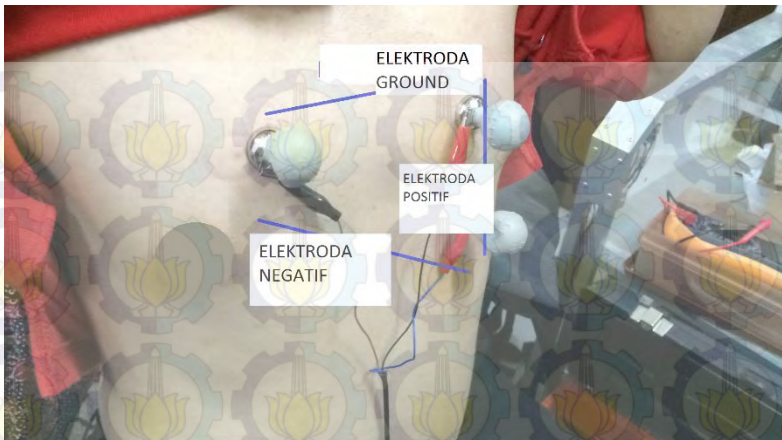
Gambar 4. 11 Pengujian rangkaian penjumlah

Terlihat dari perbandingan dua gambar bahwa terjadi kenaikan nilai tegangan dari input yang diberikan yakni sebesar 2 V namun dengan bentuk sinyal yang tetap sama dengan frekuensi dan amplitudo yang sama pula. Dari pengujian ini, dapat disimpulkan bahwa rangkaian penjumlah dapat bekerja sesuai dengan yang diharapkan dimana tegangan input dapat dipertahankan pada tegangan output.

4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak

4.2.1 Pengujian Algoritma QRS Detektor

Algoritma QRS detektor yang ditanam pada ARM diuji untuk memastikan telah mampu untuk mendeteksi dan bekerja sesuai dengan rancangan. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan instrumen secara langsung pada subjek pasien untuk kemudian disambungkan pada ARM untuk diolah sesuai input analog yang diterima dan ditampilkan pada komputer. Durasi aktivitas jantung yang direkam dilakukan selama 5 detik untuk kemudian diolah oleh algoritma QRS detektor kemudian dikirimkan melalui *port* serial ke komputer untuk direkonstruksi ulang morfologi dari masing-masing tahap dari algoritma ini. Pengujian dilakukan dengan menempatkan elektroda pada subjek yang terlihat pada gambar 4.12

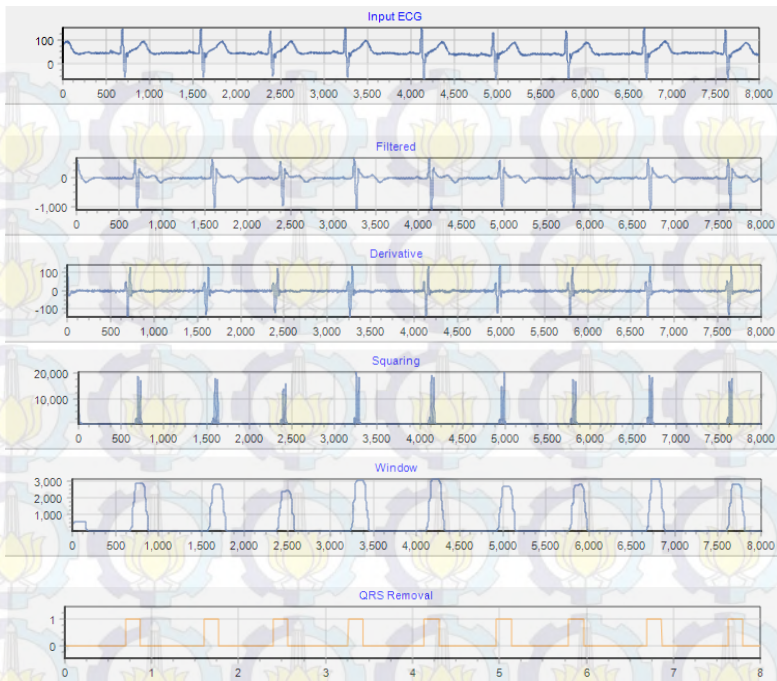


Gambar 4. 12 Pengujian Instrumen QRS Detektor pada Subjek

Hasil pengujian dari algoritma QRS detektor terlihat pada gambar 4.13 dengan masing-masing grafik yang ditampilkan sebagai representasi dari masing-masing *stage* dari algoritma. Secara berurutan, terlihat bahwa tiap *stage* yang didapatkan telah menyerupai karakteristik dari tiap fungsi atas pengolahan sinyal yang dilakukan.

Terlihat pada gambar 4.13 bahwa tiap sinyal yang masuk untuk diolah pada algoritma telah dapat dicari untuk dapat menghasilkan blok pulsa yang menggambarkan kejadian dari adanya kompleks QRS. Deteksi ini menjadi dasar untuk mencari parameter temporal lainnya, seperti laju detak jantung, lebar dari jarak antar R pada sinyal hingga lebar dari kompleks QRS itu sendiri.

Secara sederhana, tiap tahapan dari algoritma ini telah berhasil mendapatkan sinyal yang kontinyu untuk mendapatkan blok pulsa yang dapat dijadikan sebagai dasar dari deteksi akan kompleks QRS.

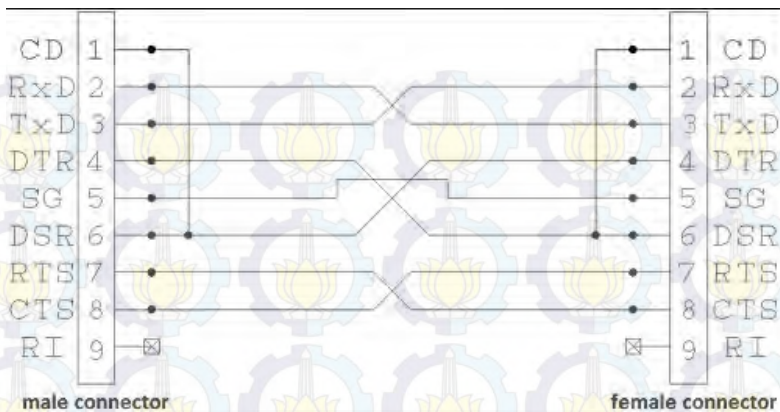


Gambar 4. 13 Hasil Deteksi pada Program

4.3 Pengujian Komunikasi Radio

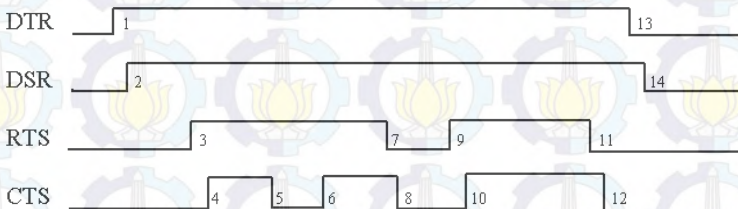
4.3.1 Pengiriman Serial melalui Terminal Komputer

Pengujian ini dimaksudkan untuk memastikan bahwa fungsi komunikasi radio dapat diterima datanya oleh komputer untuk dapat digambarkan kembali melalui program yang telah dibuat. Pengujian dilakukan dengan mengukur sinyal digital yang dihasilkan pada pin-pin kabel serial RS-232 yang berujung pada kabel dengan kepala DB-9. Dengan mengamati pin dari kedua sisi menggunakan osiloskop, transaksi pengirim dan penerima dapat disimpulkan dengan adanya sinyal digital.



Gambar 4. 14 Konfigurasi dari koneksi RS-232

Pengujian dari handshaking hardware dilakukan sebagaimana dengan scenario berikut yakni:



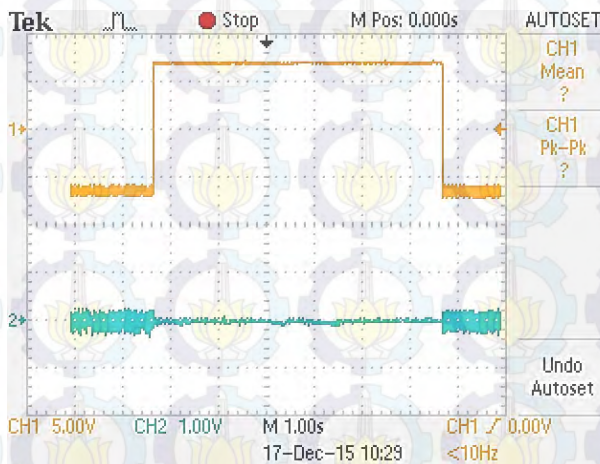
Gambar 4. 15 Skenario Handshaking

Dengan keterangan dimana tiap anotasi angka pada gambar menggambarkan kejadian sebagaimana berikut:

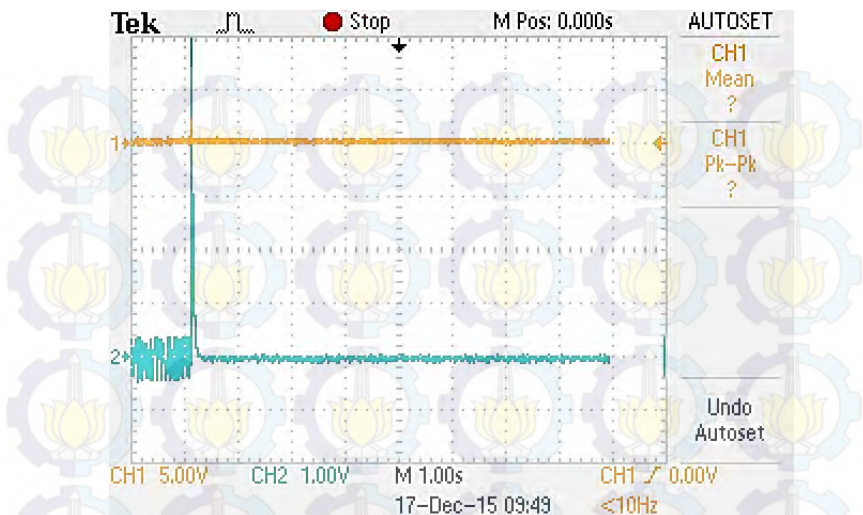
5. Komputer menentukan DTR untuk memberi tahu bahwa modem akan digunakan
6. Modem merespon dengan membangkitkan sinyal pada DSR dan koneksi telah terjadi.
7. Komputer mengirimkan izin untuk mengirim pada pin RTS
8. Modem memberi tahu jika modem telah siap untuk menerima data dari computer.
9. Sinyal CTS yang turun mengindikasikan bahwa buffer telah penuh sehingga computer berhenti untuk mengirimkan data

10. Saat buffer telah kosong, maka computer dapat melanjutkan pengiriman data
11. Situasi yang tidak jelas diantara buffer dari computer yang full dan ingin memberi tahu modem mengenai hal ini atau tidak memiliki data untuk dikirim ke modem. Umumnya, modem dikonfigurasi untuk menghentikan segala transmisi antara computer dengan modem saat RTS turun sinyalnya.
12. Modem mengetahui RTS dengan menurunkan CTS
13. RTS kembali naik oleh computer untuk mengembalikan fungsi transmisi
14. Modem menunjukkan untuk siap bekerja
15. Tidak ada data lagi yang dikirim
16. Modem mengetahui bahwa tidak ada data lagi yang dikirim
17. DTR diturunkan oleh computer dan mengakibatkan kebanyakan modem untuk memutus hubungan (*hang up*). Setelah ini terjadi, modem mengetahui adanya DSR rendah. Jika koneksinya putus, maka DSR modem juga turun untuk memberi tahu computer

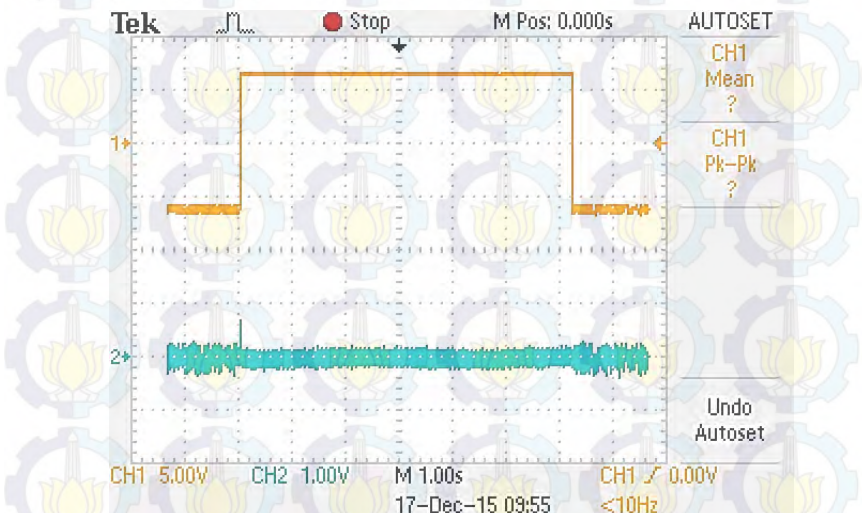
Pengujian dilakukan dengan menghubungkan channel pada osiloskop dan menghasilkan variasi data sebagaimana berikut:



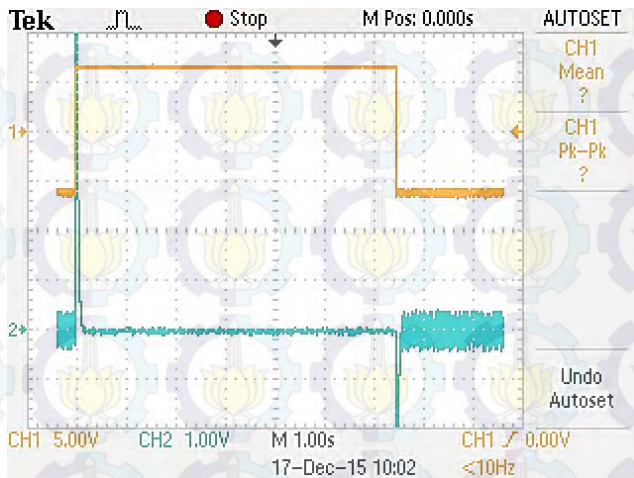
Gambar 4. 16 Hasil Osiloskop dari DTR PC (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2)



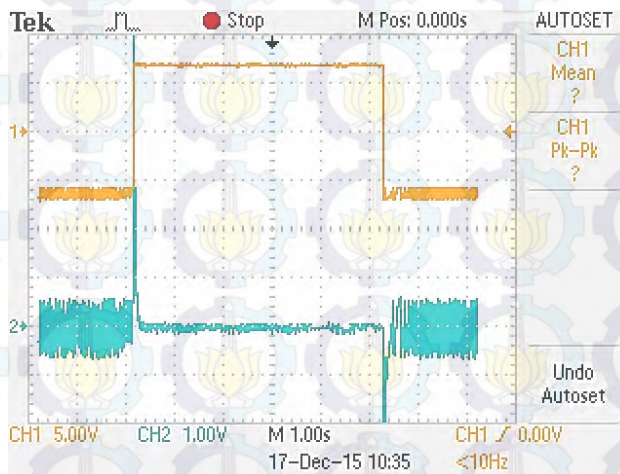
Gambar 4. 17 Hasil Osiloskop dari RTS PC (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2)



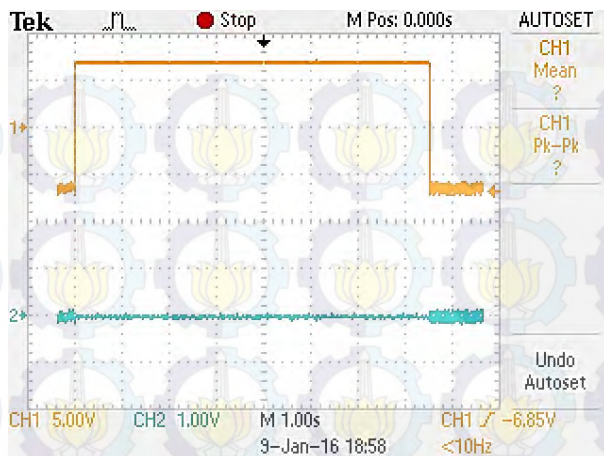
Gambar 4. 18 Hasil Osiloskop dari CTS Radio (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2)



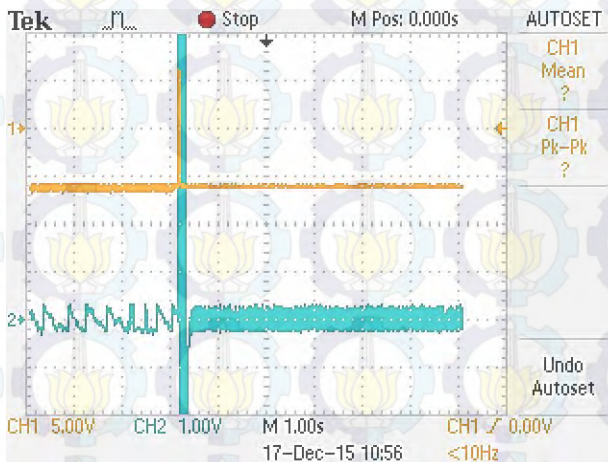
Gambar 4. 19 Hasil Osiloskop dari CTS Radio (Ch. 1) terhadap RTS PC (Ch. 2)



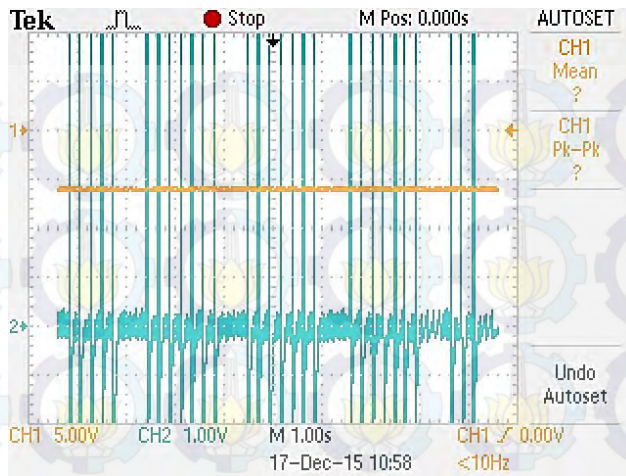
Gambar 4. 20 Hasil Osiloskop dari CTS Radio (Ch. 1) terhadap RTS PC (Ch. 2) pada Penerima (Rx)



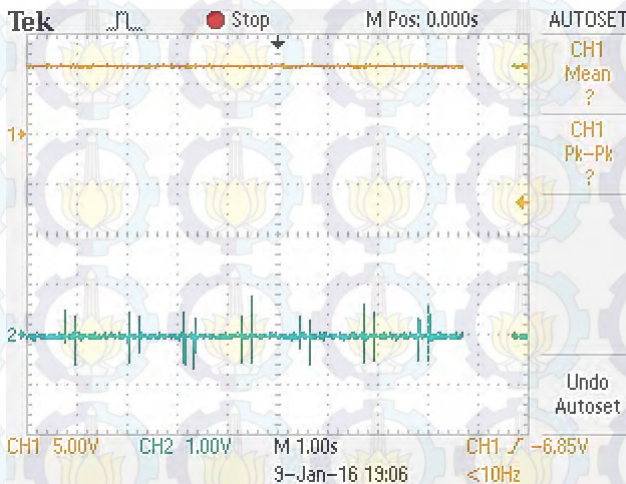
Gambar 4. 21 Hasil Osiloskop dari DTR PC (Ch. 1) terhadap DSR Radio (Ch. 2) pada Penerima (Rx)



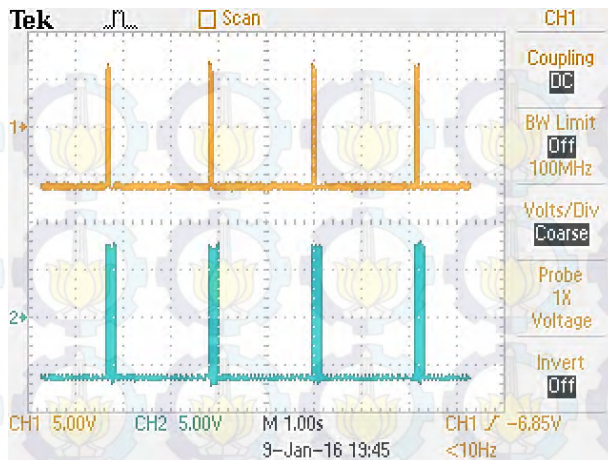
Gambar 4. 22 Hasil Osiloskop dari TD PC (Ch. 1) terhadap RD Radio (Ch. 2) saat terjadi pengiriman



Gambar 4. 23 Hasil Osiloskop dari TD PC (Ch. 1) terhadap RD Radio (Ch. 2) saat terjadi pengiriman sebanyak lima data



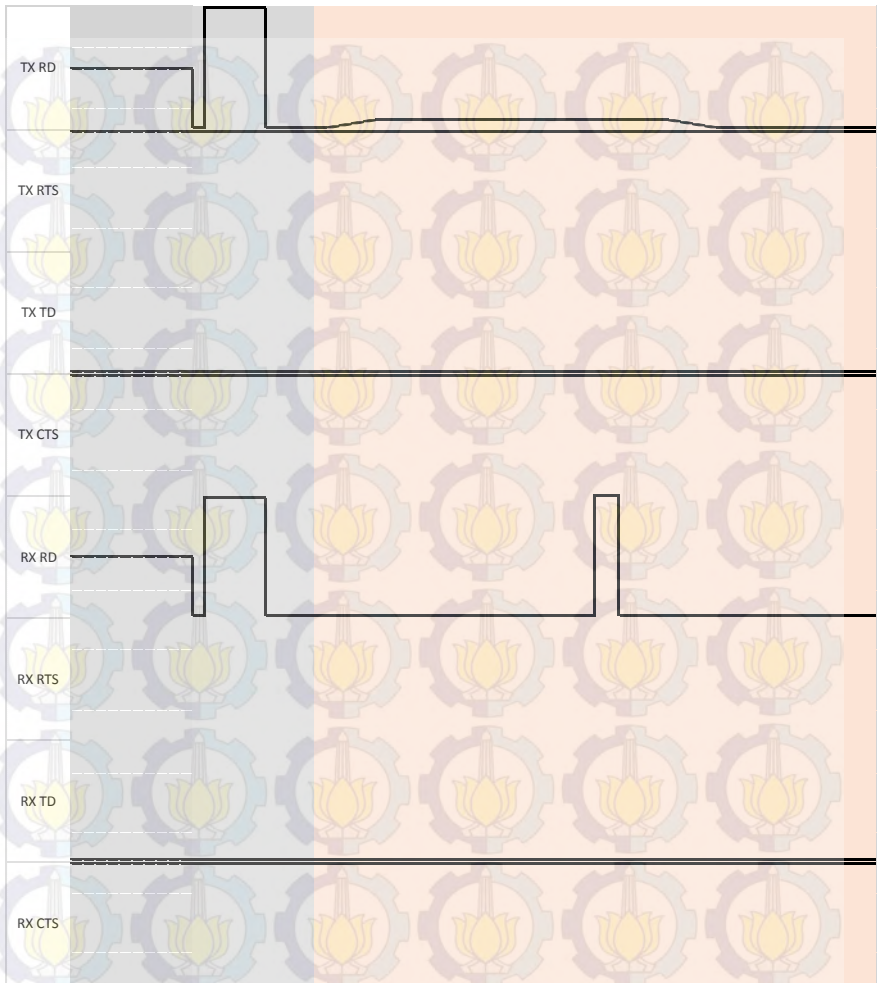
Gambar 4. 24 Hasil Osiloskop dari RTS PC (Ch. 1) terhadap CTS Radio (Ch. 2) Penerima saat terjadi pengiriman



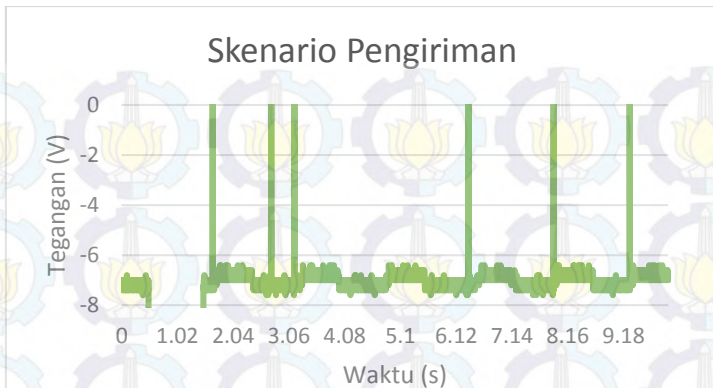
Gambar 4. 25 Hasil Osiloskop dari TD PC (Ch. 1) terhadap RD Radio (Ch. 2) saat pengiriman

Hasil dari pengujian untuk tiap pin yang diuji (yakni dari masing-masing Pengirim-Tx dan Penerima-Rx untuk pin RD, TD, RTS, dan CTS) disimpulkan dalam *timing diagram* pada gambar 4.21 dengan skala terhadap sumbu x bernilai 25 ms untuk tiap kotak dan untuk nilai sumbu Y bernilai 0.25 V. Terlihat pada gambar bahwa pengiriman data yang dilakukan mengaktifkan pin yang ada pada Tx dan Rx untuk bagian RD nya.

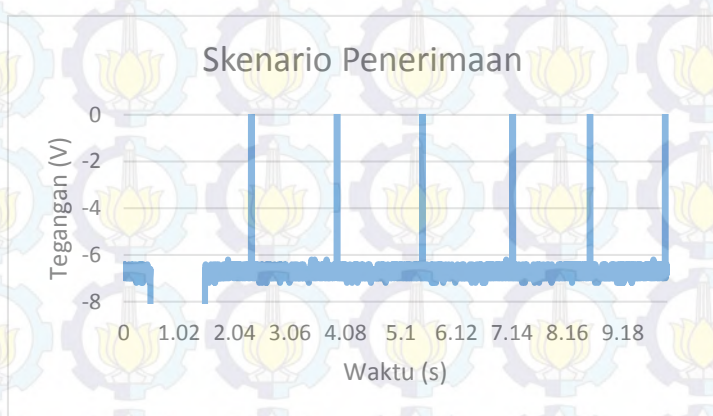
Komunikasi data dapat lebih jelas terlihat dengan membandingkan kedua pin tersebut dalam pembacaan osiloskop yang sama. Hal ini digambarkan pada gambar 4.22 dan gambar 4.23



Gambar 4. 26 Timing Diagram dari masing-masing pin DB-9



Gambar 4. 27 Hasil pembacaan sinyal pada sisi pengirim



Gambar 4. 28 Hasil pembacaan sinyal pada sisi penerima

4.3.2 Pengujian Penggambaran Morfologi Penerimaan Data

Pengujian ini dimaksudkan untuk menguji kemampuan dari program untuk dapat merekonstruksi ulang data yang telah diterima, pengujian dilakukan dengan melakukan pengiriman data string secara manual dengan menggunakan terminal pada sisi pengirim, untuk kemudian dikirimkan pada program. Hasil pengujian dapat dilihat pada

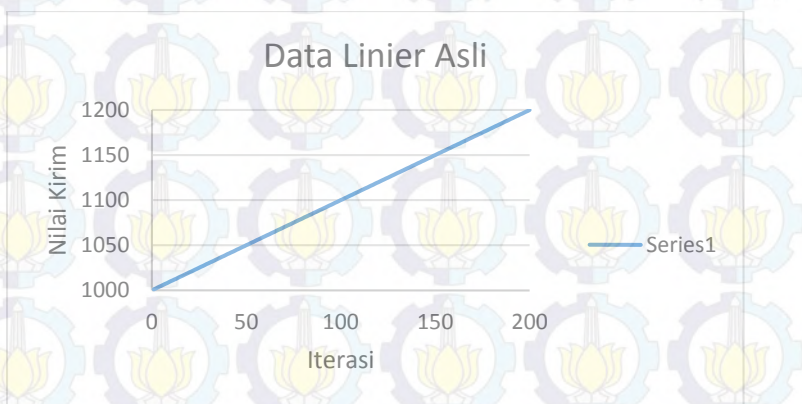
gambar 4.22 yang menunjukkan nilai pengiriman data yang dilakukan pada terminal dan gambar 4.23 yang menggambarkan morfologi dari pengiriman pada program

a. Pengiriman Data Linier

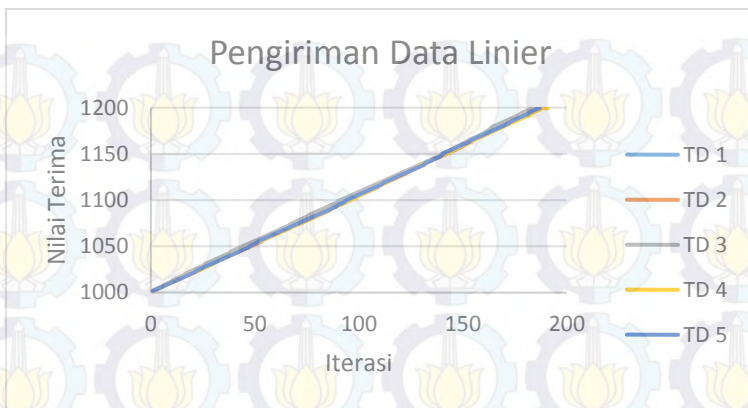
Pengujian dimaksudkan untuk menguji iterasi dan kemungkinan jumlah data yang hilang. Dalam pengujian, dilakukan pengiriman sebanyak lima kali dengan jumlah data sebanyak dua ratus data yang naik secara linier yakni dari data bernilai 1 hingga bernilai 200. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel dan morfologi sinyal yang diterima sebagaimana berikut:

Tabel 4. 4 Hasil Pengiriman Data Linier

	Pengiriman				
	I	II	III	IV	V
Jumlah Data Kirim	200	200	200	200	200
Jumlah Data Terima	187	187	184	187	187
Loss	13	13	16	13	13
Persen Data Terima	93.5	93.5	92	93.5	93.5



Gambar 4. 29 Data Asli Linier yang akan dikirim



Gambar 4. 30 Data hasil yang diterima dan direkonstruksi

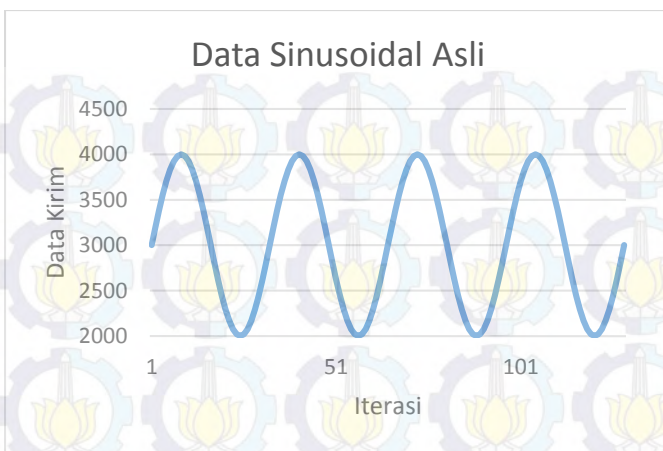
Didapatkan kesimpulan bahwa pengiriman data secara linier telah cukup baik untuk mempertahankan nilai dari hampir seluruh data aslinya dengan prosentase data yang diterima paling rendah berada pada angka 92% dengan pergeseran yang masih dapat ditolerir sebagaimana ada pada gambar 4.30

b. Pengiriman Data Sinusoidal

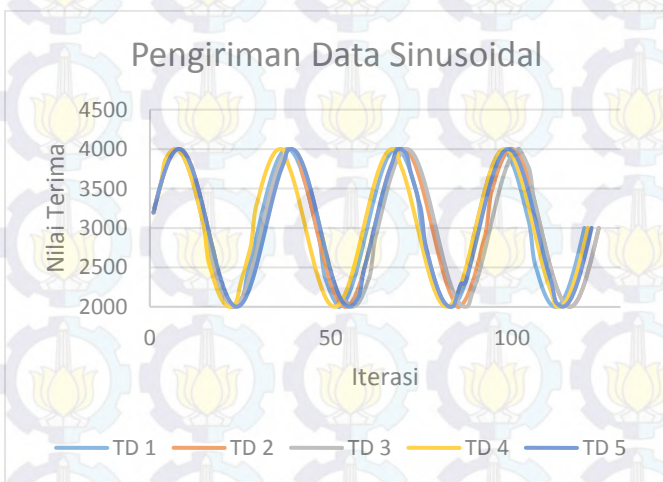
Pengujian dimaksudkan untuk melihat kemampuan pengiriman menggunakan radio dalam merekonstruksi ulang sinyal yang diterima. Hasil dari pengiriman digambarkan sebagaimana berikut:

Tabel 4. 5 Hasil Pengiriman Data Sinusoidal

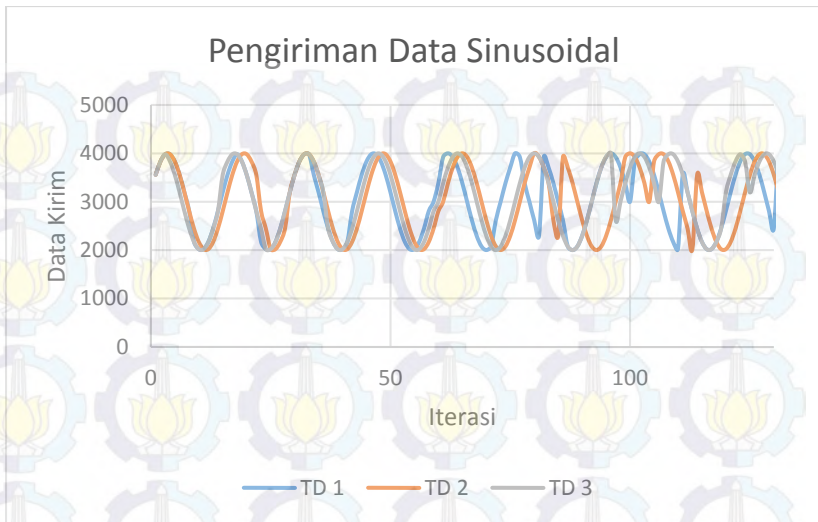
	Pengiriman				
	I	II	III	IV	V
Jumlah Data Kirim	129	129	129	129	129
Jumlah Data Terima	120	124	124	121	122
Loss	9	5	5	8	7
Persen Data Terima	93.02	96.12	96.12	93.79	94.57



Gambar 4. 31 Data Asli Sinusoidal yang akan dikirim



Gambar 4. 32 Data sinusoidal hasil yang diterima dan direkonstruksi



Gambar 4. 33 Data sinusoidal hasil yang diterima dan direkonstruksi untuk pengiriman sepuluh data

Dengan membandingkan hasil penerimaan dari pengiriman data sinusoidal pada gambar 4.32 dan gambar 4.33, dimana paket data yang dikirim pada gambar 4.32 berjumlah lima data dibandingkan dengan sepuluh paket data menunjukkan bahwa rancangan pengiriman paket data sebanyak lima buah memiliki tingkat keberhasilan pengiriman yang cukup tinggi dan masih mampu untuk mempertahankan bentuk gelombang yang dikirimkan.

4.3.3 Pengujian Pengiriman Bentuk Sinyal

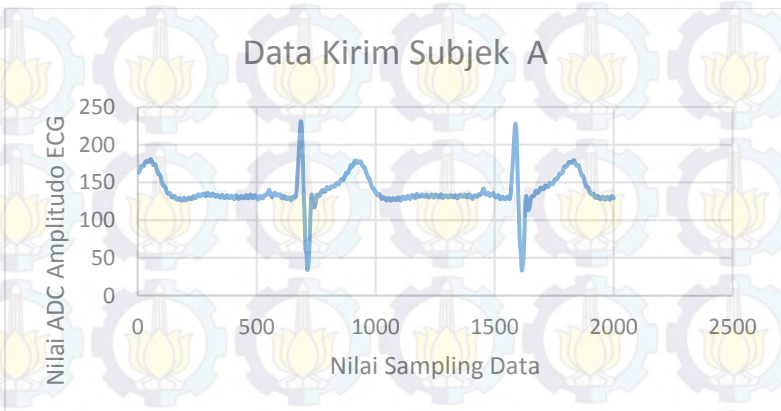
Pengujian pengiriman sinyal dilakukan untuk menguji bagaimana sistem dapat melakukan fungsi *Telecardiac Monitoring*, pengiriman dilakukan dengan menggunakan sinyal *database ECG* yang telah dimiliki untuk dikirim dan dianalisa, hasil penerimaan dari data yang dikirim didapatkan dalam pengujian simulasi.

Tabel 4. 6 Data Subjek yang diukur

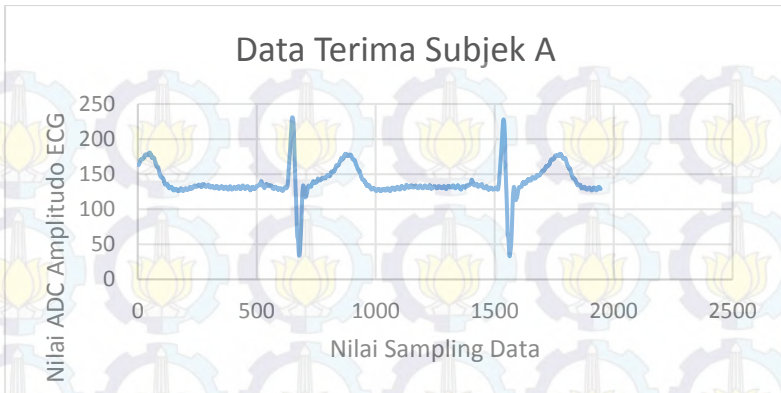
	Jenis Kelamin	
	Laki-Laki	Perempuan
Jumlah	13	2
Usia(Tahun)	22-25	22-23
Tinggi Badan (Cm)	164-179	160
Berat Badan (Kg)	45-72	48

a. Subjek A

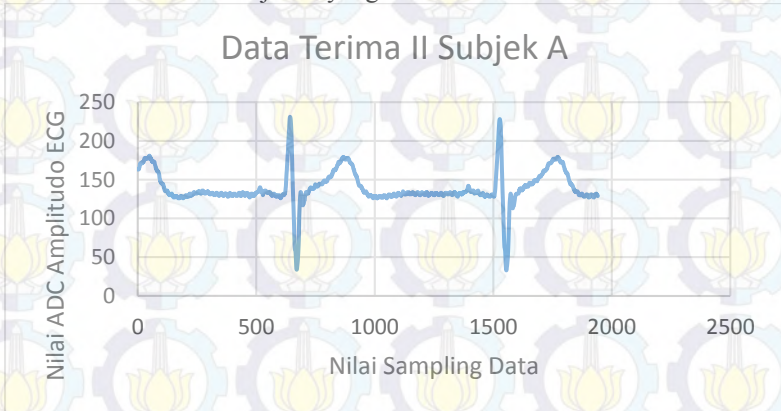
Subjek berjenis kelamin laki-laki dengan berat badan 55 kg dan tinggi badan 165 cm. Berusia 22 tahun dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung maupun kejadian abnormal pada jantungnya. Berikut merupakan hasil akuisisi data sinyal dan bentuk yang didapatkan pada pengiriman.



Gambar 4. 34 Data Asli subjek A yang akan dikirim

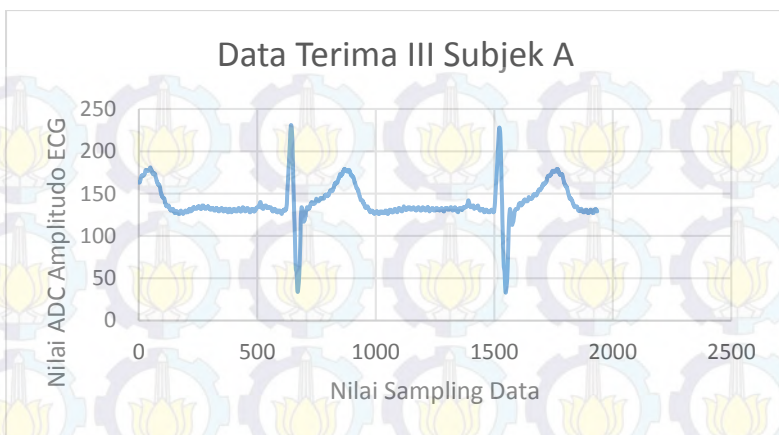


Gambar 4. 35 Data subjek A yang diterima



Gambar 4. 36 Data subjek A yang diterima kedua

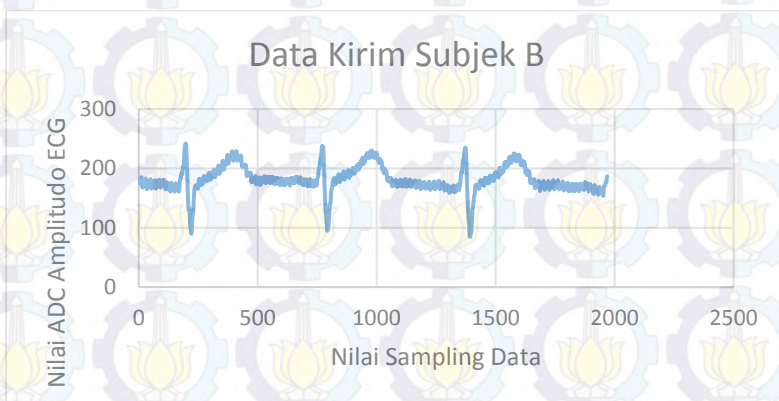
Pada gambar 4.35, gambar 4.36 dan gambar 4.37, terlihat bahwa hasil dari penerimaan data tidak memiliki deformasi yang jauh dari data akuisisi yang didapatkan dimana representasi dari tiap bagian sinyal dapat dilihat yakni berupa gelombang P, kompleks QRS hingga gelombang T. Pergeseran pengiriman dapat dilihat, namun untuk analisa kualitatif, data terima telah cukup mampu dijadikan dasar untuk analisa kesehatan.



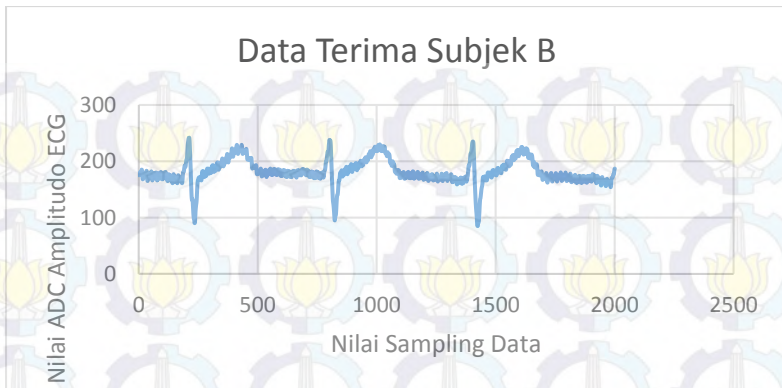
Gambar 4. 37 Data subjek A yang diterima ketiga

b. Subjek B

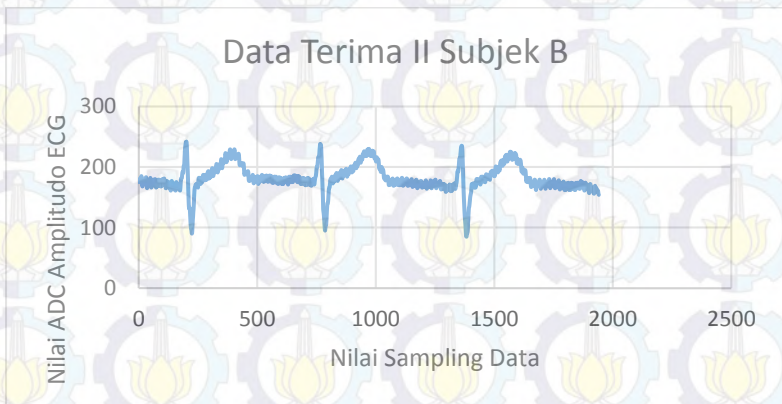
Subjek berjenis kelamin laki-laki dengan berat badan 67 kg dan tinggi badan 164 cm. Berusia 22 tahun dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung maupun kejadian abnormal pada jantungnya. Berikut merupakan hasil akuisisi data sinyal dan bentuk yang didapatkan pada pengiriman.



Gambar 4. 38 Data Asli subjek B yang akan dikirim

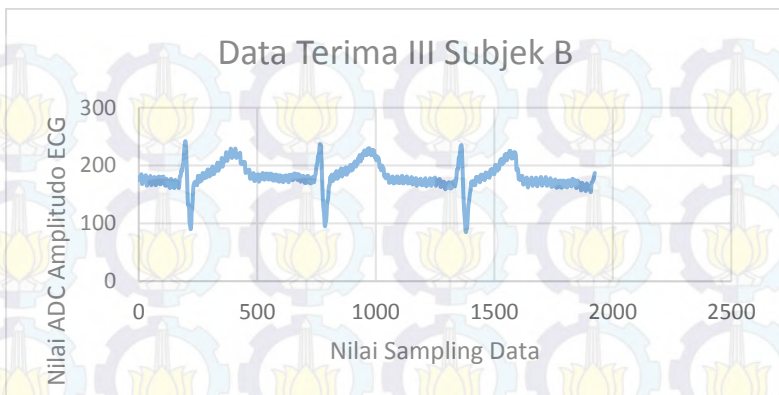


Gambar 4. 39 Data subjek B yang diterima



Gambar 4. 40 Data subjek B yang diterima kedua

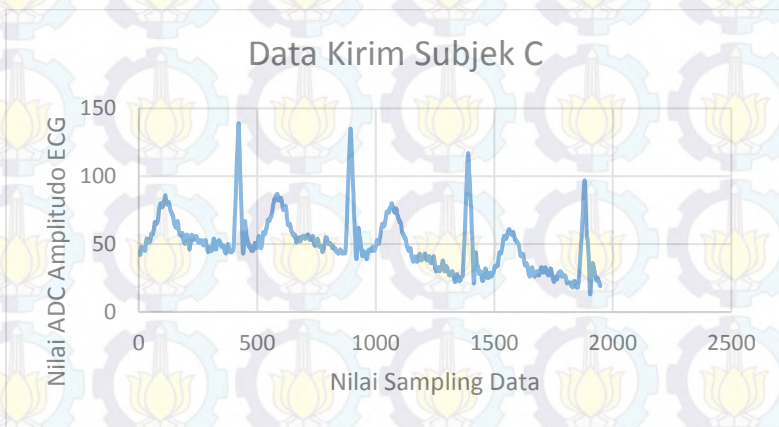
Pada gambar 4.39, gambar 4.40 dan gambar 4.41, terlihat bahwa hasil dari penerimaan data tidak memiliki deformasi dan pergeseran yang jauh dari data akuisisi yang didapatkan dimana representasi dari tiap bagian sinyal dapat dilihat walaupun terdapat adanya *noise* yang ada pada sisi pengirim. Representasi dari tiap anggota gelombang masih dapat dilihat dan mampu dijadikan dasar analisa secara kualitatif oleh pihak yang berwenang.



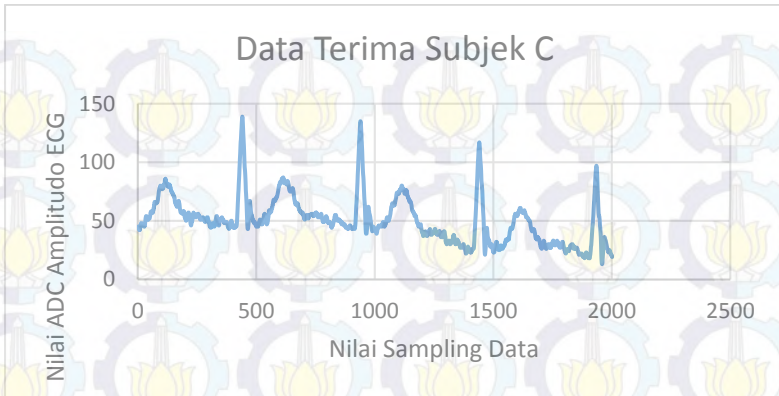
Gambar 4. 41 Data subjek B yang diterima ketiga

c. Subjek C

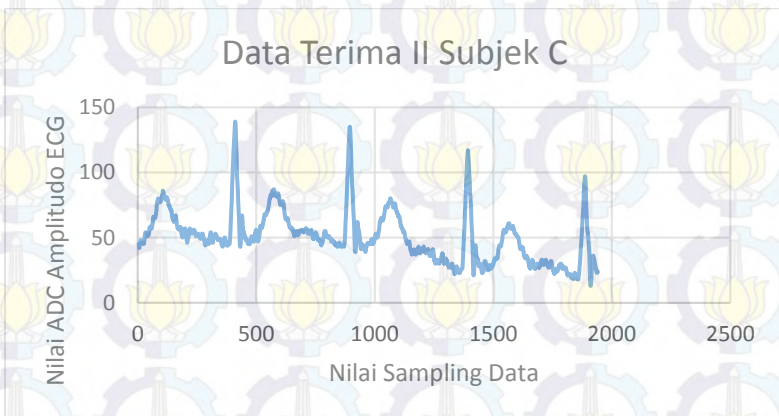
Subjek berjenis kelamin laki-laki dengan berat badan 65 kg dan tinggi badan 173 cm. Berusia 22 tahun dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung maupun kejadian abnormal pada jantungnya. Berikut merupakan hasil akuisisi data sinyal dan bentuk yang didapatkan pada pengiriman.



Gambar 4. 42 Data Asli subjek C yang akan dikirim

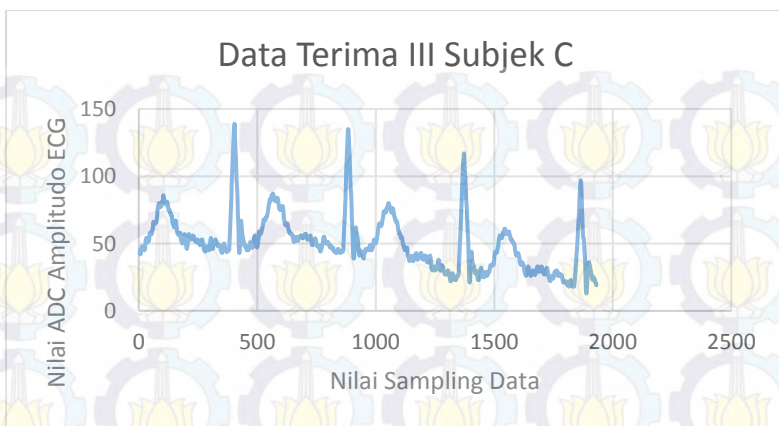


Gambar 4. 43 Data subjek C yang diterima



Gambar 4. 44 Data subjek C yang diterima kedua

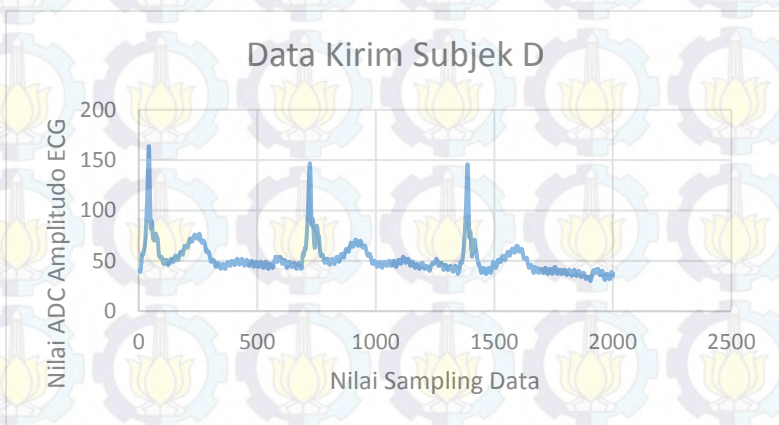
Pada gambar 4.43, gambar 4.44 dan gambar 4.45 mengikuti pola dari kesamaan dan tidak adanya deformasi dari pengiriman sinyal, dan juga masih terdapat pergeseran yang cukup kecil. Bentuk sinyal yang tidak lurus masih dapat dikirim dengan baik. Representasi dari bagian sinyal yang masih dapat dianalisa secara kualitatif. Kompleks QRS dari subjek ini memiliki bentuk yang cukup menarik untuk analisa lebih lanjut.



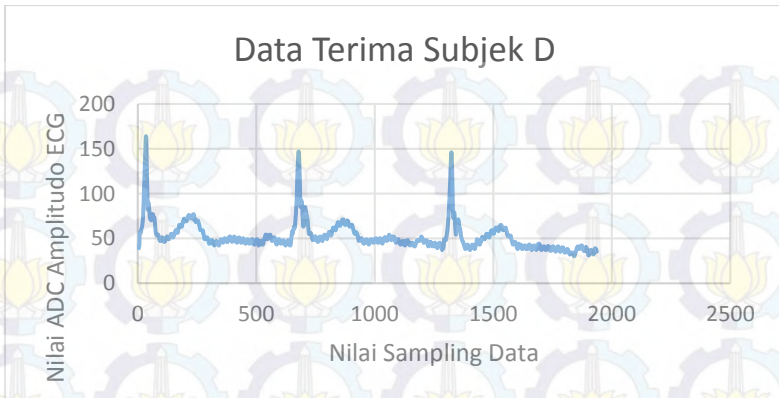
Gambar 4. 45 Data subjek C yang diterima ketiga

d. Subjek D

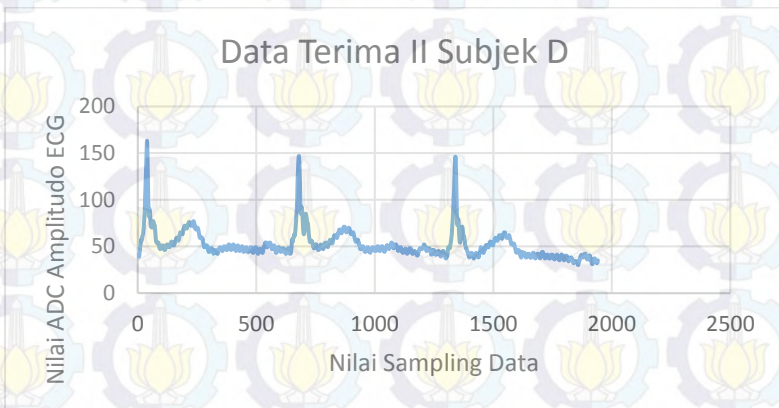
Subjek berjenis kelamin laki-laki dengan berat badan 51 kg dan tinggi badan 165 cm. Berusia 23 tahun dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung maupun kejadian abnormal pada jantungnya. Berikut merupakan hasil akuisisi data sinyal dan bentuk yang didapatkan pada pengiriman.



Gambar 4. 46 Data Asli subjek D yang akan dikirim

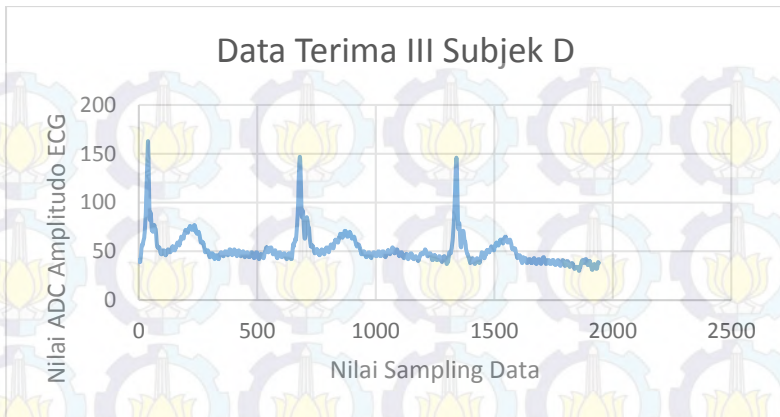


Gambar 4. 47 Data subjek D yang diterima



Gambar 4. 48 Data subjek D yang diterima kedua

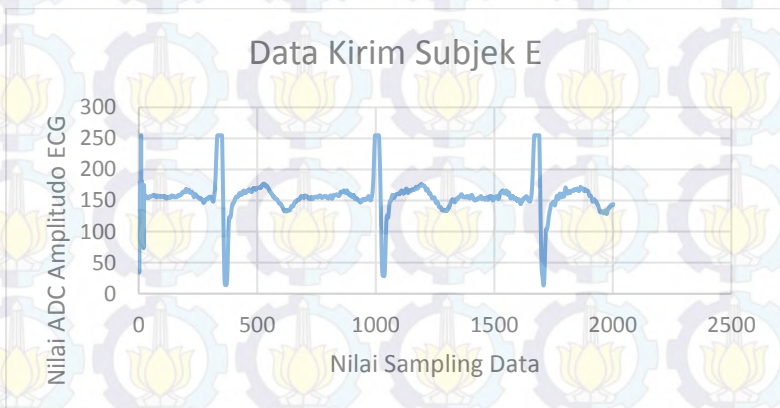
Pada gambar 4.46, gambar 4.47 dan gambar 4.48 mirip dengan hasil dari akuisisi dari subjek C, akan tetapi dengan bentuk sinyal yang lebih sulit untuk dianalisa. Secara keandalan, pengiriman dengan radio masih mampu untuk membentuk sinyal yang dikirim tanpa mengalami perubahan bentuk. Sinyal ini memiliki kemungkinan untuk menjadi kandidat untuk pengambilan data lebih lanjut.



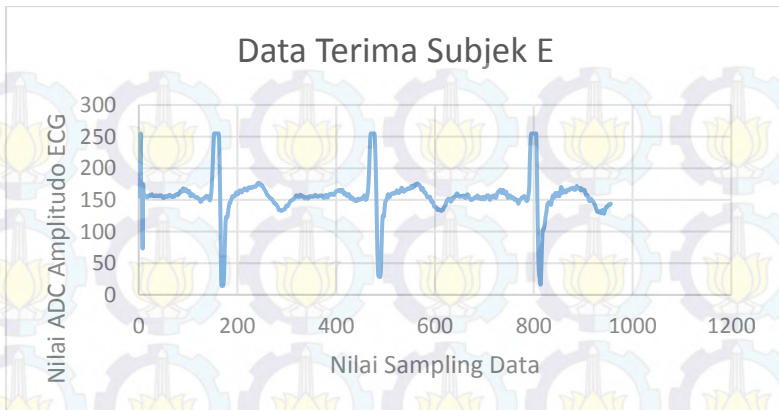
Gambar 4. 49 Data subjek D yang diterima ketiga

e. Subjek E

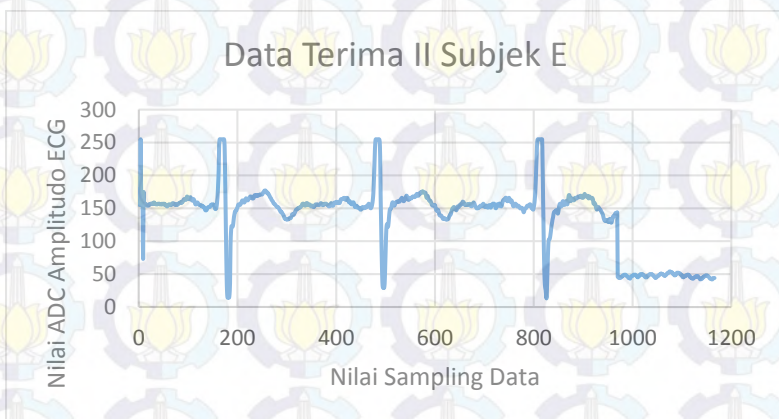
Subjek berjenis kelamin laki-laki dengan berat badan 68 kg dan tinggi badan 168 cm. Berusia 23 tahun dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung maupun kejadian abnormal pada jantungnya. Berikut merupakan hasil akuisisi data sinyal dan bentuk yang didapatkan pada pengiriman.



Gambar 4. 50 Data Asli subjek E yang akan dikirim

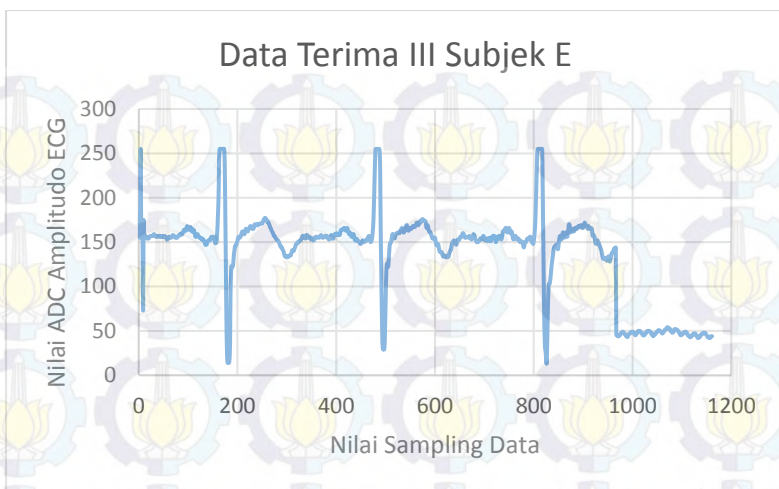


Gambar 4. 51 Data subjek E yang diterima



Gambar 4. 52 Data subjek E yang diterima

Pada gambar 4.50, gambar 4.51 dan gambar 4.52, terlihat bahwa hasil dari penerimaan data tidak memiliki deformasi yang jauh dari data akuisisi yang didapatkan dimana representasi dari tiap bagian sinyal dapat dilihat yakni berupa gelombang P, kompleks QRS hingga gelombang T. Pergeseran pengiriman dapat dilihat, namun untuk analisa kualitatif, data terima telah cukup mampu dijadikan dasar untuk analisa kesehatan.



Gambar 4. 53 Data subjek E yang diterima

Tabel 4. 7 Perbandingan Hasil Pengiriman

	Pengiriman				
	A	B	C	D	E
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1945	1968	1947	1935	1912
Loss	55	32	53	65	88
Persen Data Terima	97.25	98.4	97.35	96.75	95.6
	Pengiriman				
	F	G	H	I	J
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1951	1913	1948	-	1939
Loss	49	87	52	-	61
Persen Data Terima	97.55	95.65	97.4	-	96.95

	Pengiriman				
	K	L	M	N	O
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1945	1960	1925	1943	1951
Loss	55	40	75	57	49
Persen Data Terima	97.25	98	96.25	97.15	97.55

Tabel 4. 8 Perbandingan Hasil Pengiriman II

	Pengiriman				
	A	B	C	D	E
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1941	1958	1953	1952	1854
Loss	59	42	47	48	146
Persen Data Terima	97.05	97.9	97.65	97.6	92.7
	Pengiriman				
	F	G	H	I	J
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1964	1959	1951	-	1953
Loss	36	41	49	-	47
Persen Data Terima	98.2	97.95	97.55	-	97.65
	Pengiriman				
	K	L	M	N	O
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1886	1942	1979	1834	1909
Loss	114	58	21	166	91
Persen Data Terima	94.3	97.1	98.95	91.7	95.45

Tabel 4. 9 Perbandingan Hasil Pengiriman III

	Pengiriman				
	A	B	C	D	E
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1934	1924	1931	1945	1849
Loss	66	76	69	55	151
Persen Data Terima	96.7	96.2	96.55	97.25	92.45
	Pengiriman				
	F	G	H	I	J
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1927	1957	1929	-	1957
Loss	73	43	71	-	43
Persen Data Terima	96.35	97.85	96.45	-	97.85
	Pengiriman				
	K	L	M	N	O
Jumlah Data Kirim	2000	2000	2000	2000	2000
Jumlah Data Terima	1965	1947	1971	1804	1916
Loss	35	53	29	196	84
Persen Data Terima	98.25	97.35	98.55	90.2	95.8

Tabel yang diberikan merupakan hasil secara keseluruhan dari lima belas subjek yang telah diakuisisi dan telah diambil dua ribu data yang akan dikirimkan dengan harapan didapatkannya bentuk sinyal ECG dari dua bentuk komplit akan kumpulan siklus dari gelombang P, kompleks QRS dan gelombang T. Dapat dilihat bahwa untuk tiap pengiriman subjek yang ada telah memiliki kemampuan pengiriman diatas keberhasilan 90%. Rata-rata waktu pengiriman berkisar 15 menit dengan bentuk sinyal yang masih dapat bertahan dengan pergeseran dari sinyal yang cukup kecil dan masih mampu untuk diekstraksi dan dianalisa baik secara kuantitatif melalui program maupun dengan kualitatif oleh tenaga medis yang dipilih.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Sebagai penutup, dengan menggunakan perangkat ECG yang telah mampu untuk melakukan *sampling* data dengan frekuensi 1 kHz, instrumen telah mampu untuk melakukan monitoring keadaan jantung. Pengolahan tidak dapat dilakukan dengan *real time*, namun diperlukan sebuah *array* data yang menampung hasil pembacaan pada sisi komputer. Hal ini dikarenakan dari keterbatasan komputer sebagai sisi pengolah dan penerima data digital yang diberikan. Rangkaian *adder* juga berperan penting terhadap nilai tegangan analog yang akan diberikan pada ARM. Memberikan perhatian pada *ground* dari ruangan dan peralatan yang digunakan juga perlu diperhatikan untuk menjaga kestabilan dari instrumen untuk melakukan monitoring.

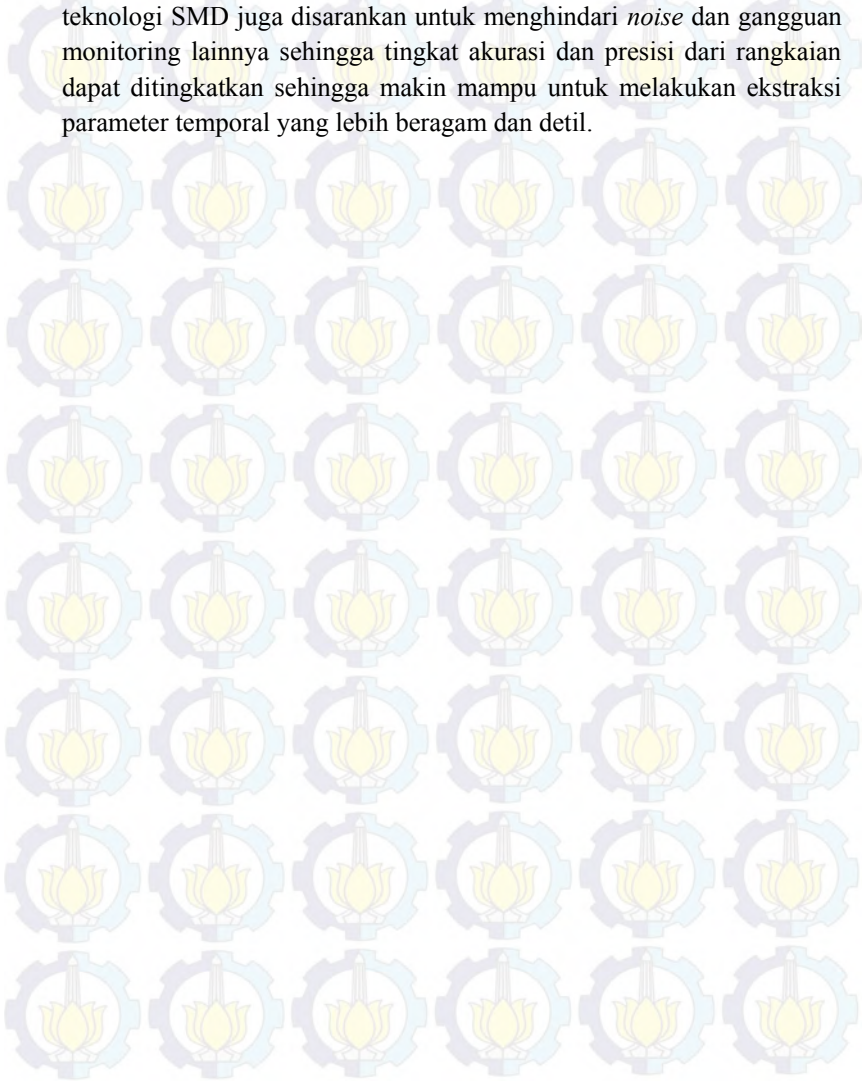
Proses replikasi dari ECG juga masih mampu untuk melakukan fungsi *sampling*, *filtering*, QRS detektor dan pengiriman secara serial untuk ditampilkan pada komputer.

Berdasarkan pengujian dan simulasi, terlihat bahwa pengiriman data menggunakan protokol AX.25 masih cukup lamban untuk dapat mengirimkan data secara *real time*. Pensiasatan yang dilakukan adalah dengan menggunakan paket data untuk pengiriman sekaligus berupa 5 *sample* untuk tiap transmisi. Pemilihan jumlah transmisi dinilai tepat karena dapat menghindari pergeseran nilai informasi yang ada dan bahkan pada kondisi pengiriman tanpa data. Kemampuan komunikasi ini cukup *reliable* namun memakan waktu transmisi yang cukup lama, namun kompensasi ini lebih baik karena kemampuannya untuk menjangkau wilayah terpencil dimana pengiriman data dari monitoring jantung umumnya akan memakan waktu lebih lama.

5.2 Saran

Saran-saran yang dapat diberikan untuk pengembangan tugas akhir ini untuk kedepannya adalah pada alat yang dirancang. Masih

dibutuhkannya komputer pada sisi pengolah menjadikan perangkat masih kurang mampu untuk bergerak dinamis. Perancangan rangkaian dengan teknologi SMD juga disarankan untuk menghindari *noise* dan gangguan monitoring lainnya sehingga tingkat akurasi dan presisi dari rangkaian dapat ditingkatkan sehingga makin mampu untuk melakukan ekstraksi parameter temporal yang lebih beragam dan detail.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Sebagai penutup, dengan menggunakan perangkat ECG yang telah mampu untuk melakukan *sampling* data dengan frekuensi 1 kHz, instrumen telah mampu untuk melakukan monitoring keadaan jantung. Pengolahan tidak dapat dilakukan dengan *real time*, namun diperlukan sebuah *array* data yang menampung hasil pembacaan pada sisi komputer. Hal ini dikarenakan dari keterbatasan komputer sebagai sisi pengolah dan penerima data digital yang diberikan. Rangkaian *adder* juga berperan penting terhadap nilai tegangan analog yang akan diberikan pada ARM. Memberikan perhatian pada *ground* dari ruangan dan peralatan yang digunakan juga perlu diperhatikan untuk menjaga kestabilan dari instrumen untuk melakukan monitoring.

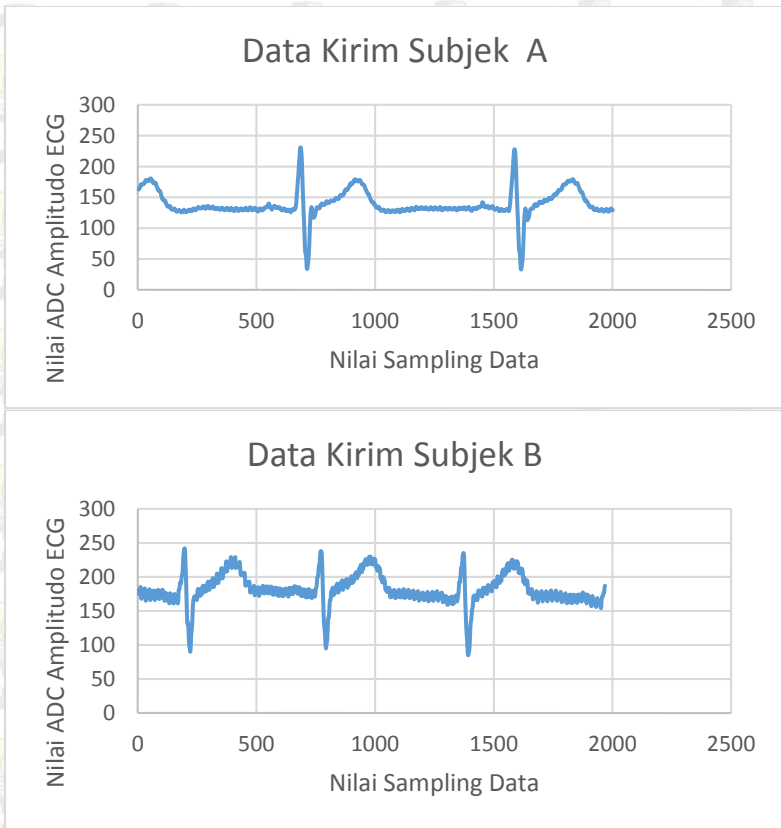
Proses replikasi dari ECG juga masih mampu untuk melakukan fungsi *sampling*, *filtering*, QRS detektor dan pengiriman secara serial untuk ditampilkan pada komputer.

Berdasarkan pengujian dan simulasi, terlihat bahwa pengiriman data menggunakan protokol AX.25 masih cukup lamban untuk dapat mengirimkan data secara *real time*. Pensiasatan yang dilakukan adalah dengan menggunakan paket data untuk pengiriman sekaligus berupa 5 *sample* untuk tiap transmisi. Pemilihan jumlah transmisi dinilai tepat karena dapat menghindari pergeseran nilai informasi yang ada dan bahkan pada kondisi pengiriman tanpa data. Kemampuan komunikasi ini cukup *reliable* namun memakan waktu transmisi yang cukup lama, namun kompensasi ini lebih baik karena kemampuannya untuk menjangkau wilayah terpencil dimana pengiriman data dari monitoring jantung umumnya akan memakan waktu lebih lama.

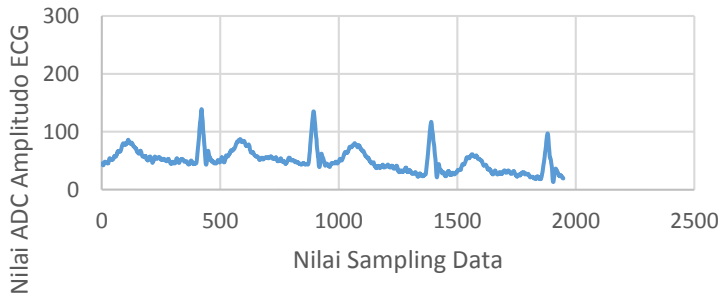
DAFTAR PUSTAKA

- [1] Anonim. “*Pedoman Pengendalian Penyakit Jantung dan Pembuluh Darah*”. Departemen Kesehatan Republik Indonesia, Jakarta, 2007.
- [2] J.Tompkins, Willis, “*Biomedical Digital Signal Processing*”, Prentice Hall, New Jersey, 1995.
- [3] Martini, Nath, “*Fundamentals of Anatomy and Physiology*”, Pearson Education, INC., San Fransisco, Ch. 20, 2012
- [4] Marieb, and Hoehn, “*Human Anatomy and Physiology 9th Edition*”, Pearson Education, INC, San Fransisco. Ch. 18 page 678, 2013
- [5] Pan J, Tompkins W. “*A real-time QRS detection algorithm*”. IEEE Trans Biomed Eng. 1985; 32: 230-236.
- [6] User Manual Alinco DR-135 mk III, Alinco, 2012
- [7] Beech, William A., Douglas A. Nielsen, Jack Taylor. “*AX.25 Link Access Protocol for Amateur Packet Radio*”. Tucson Amateur Packet Radio Corp, 1998
- [8] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.
- [9] Charles K., Matthew N., “*Fundamental of Electric Circuits, 5th.*”, Mc Graw Hill, Companies., 2013.
- [10] Modul *Biomedical Signal Amplifier* mod EB-B1/EV, Elettronica Veneta, hal 45.
- [11] Pujiono, “*Rangkaian Elektronika Analog*”, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
- [12] Hanif, Messa, “*Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Digital ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal berbasis Mikrokontroler ARM*”, ITS, Indonesia, 2014

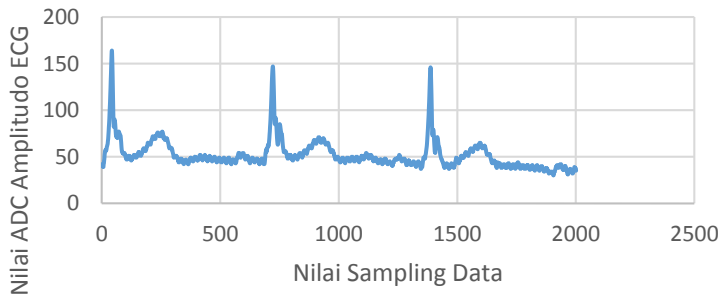
A. Data Asli Subjek



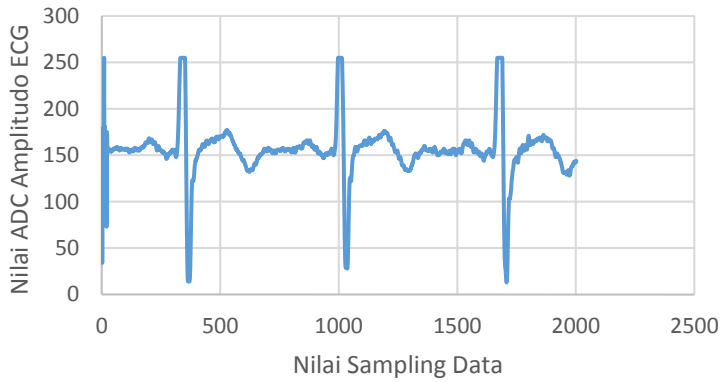
Data Kirim Subjek C



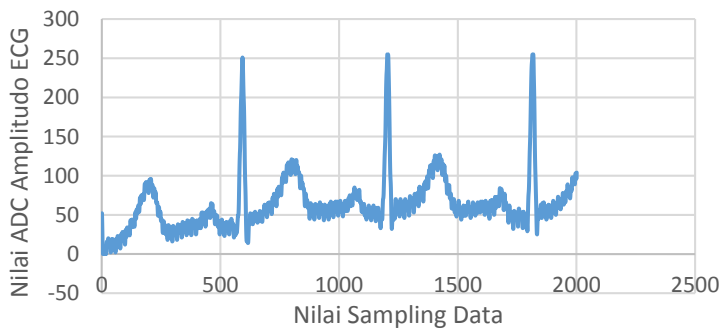
Data Kirim Subjek D

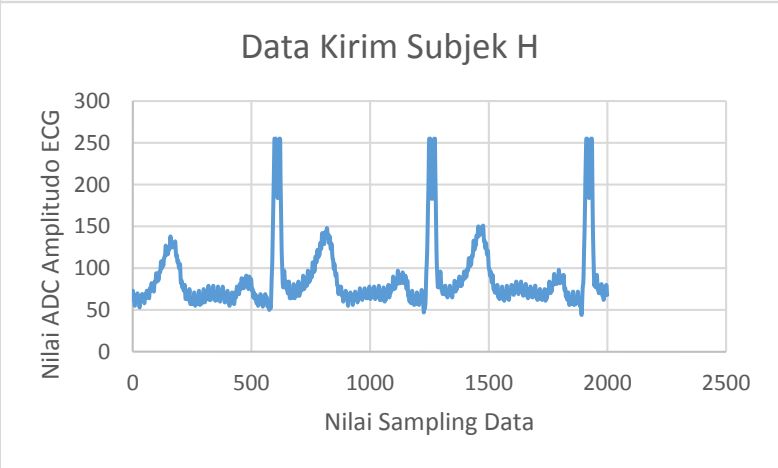
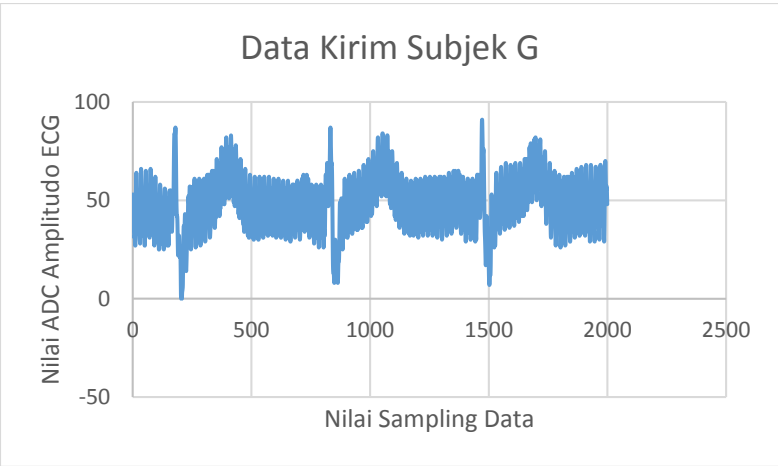


Data Kirim Subjek E

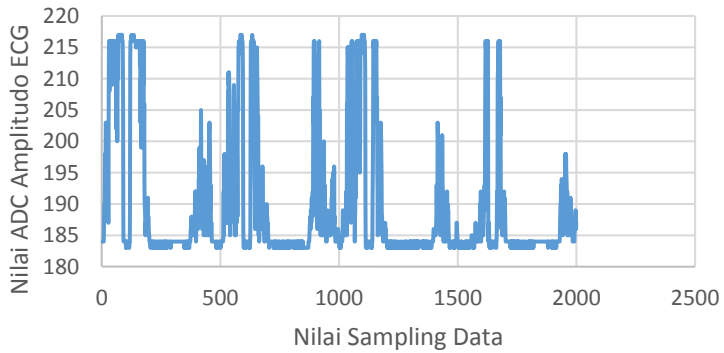


Data Kirim Subjek F

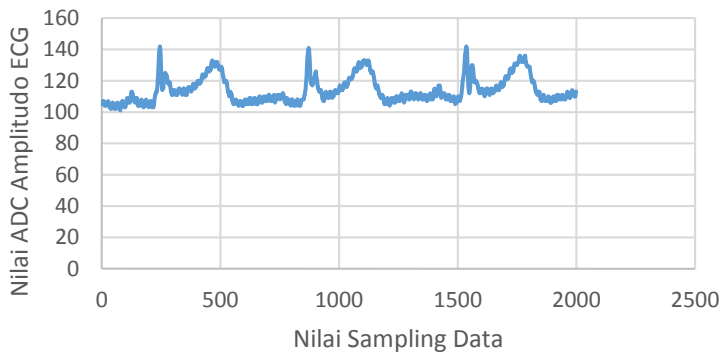


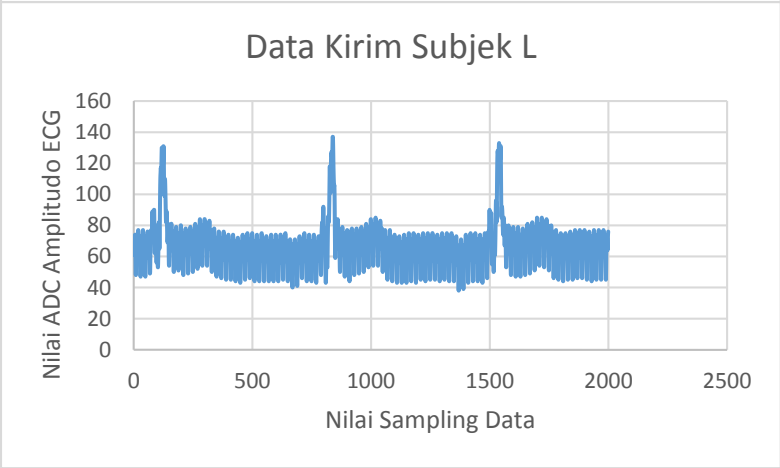
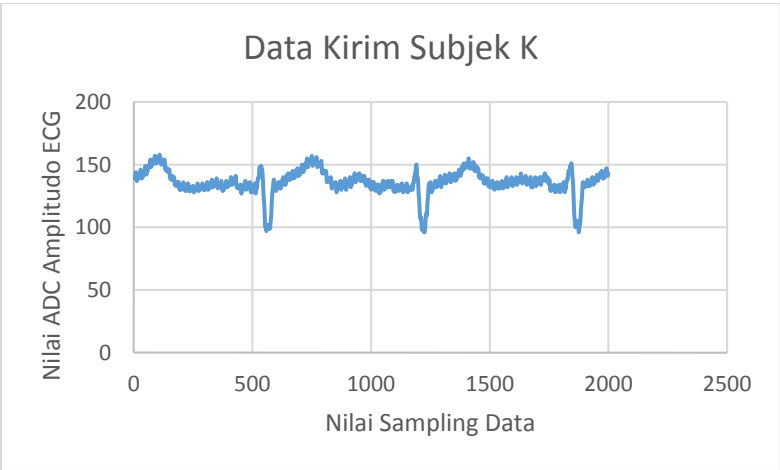


Data Kirim Subjek I

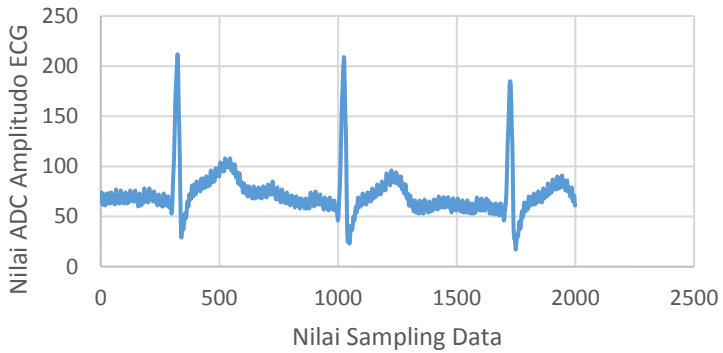


Data Kirim Subjek J

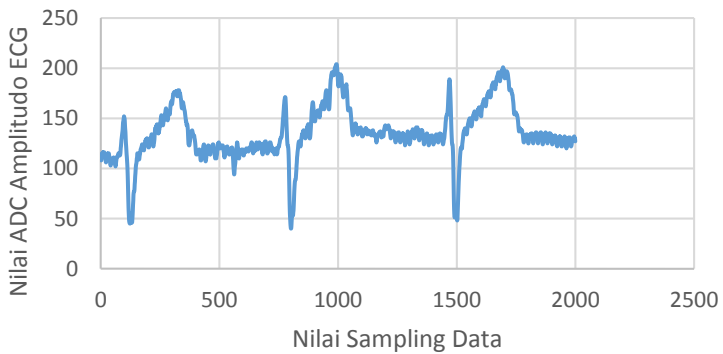


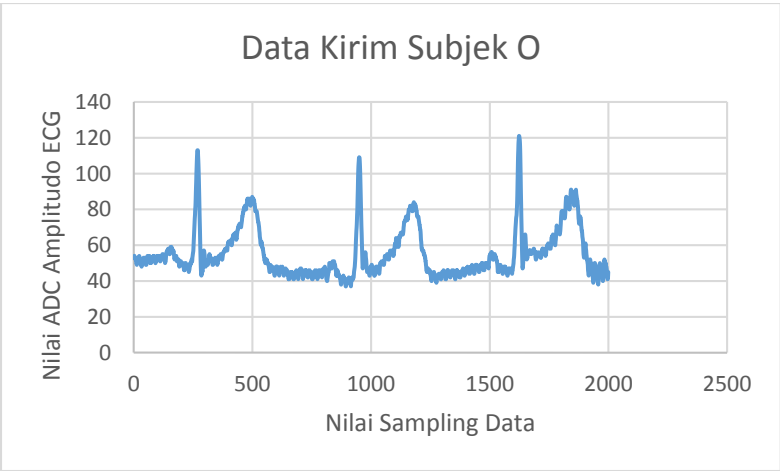


Data Kirim Subjek M

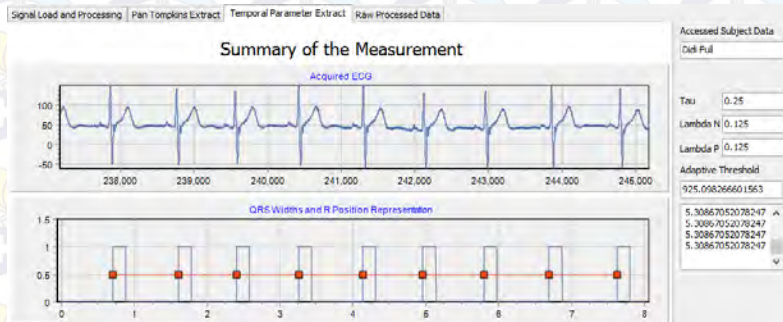
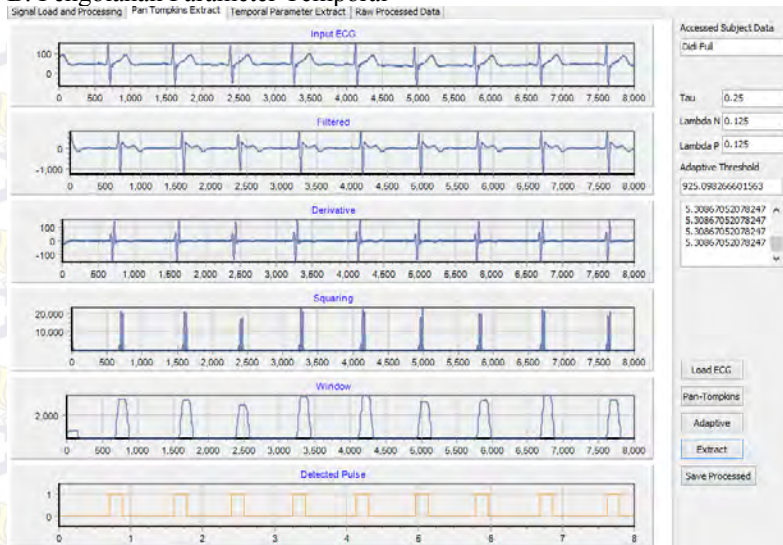


Data Kirim Subjek N

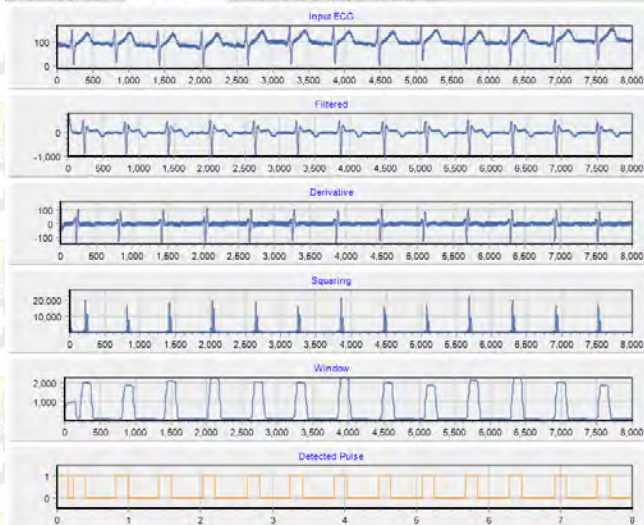




B. Pengolahan Parameter Temporal



Signal Load and Processing Pan Tompkins Extract Temporal Parameter Extract Raw Processed Data



Accessed Subject Data

Elot Ful

Tau 0.25

Lambda N 0.125

Lambda P 0.125

Adaptive Threshold

572.922424316406

27.9947032928467
27.9947032928467
27.9947032928467
27.9947032928467

Save Processed

Load ECG

Pan Tompkins

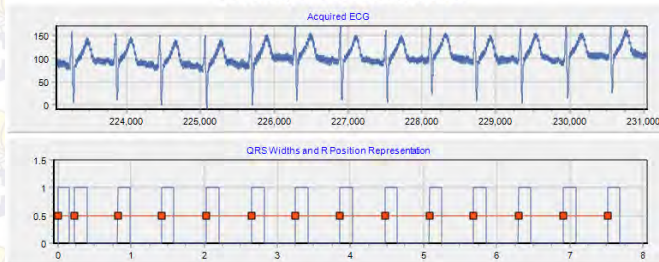
Adaptive

Extract

Save Processed

Signal Load and Processing Pan Tompkins Extract Temporal Parameter Extract Raw Processed Data

Summary of the Measurement



Accessed Subject Data

Elot Ful

Tau 0.25

Lambda N 0.125

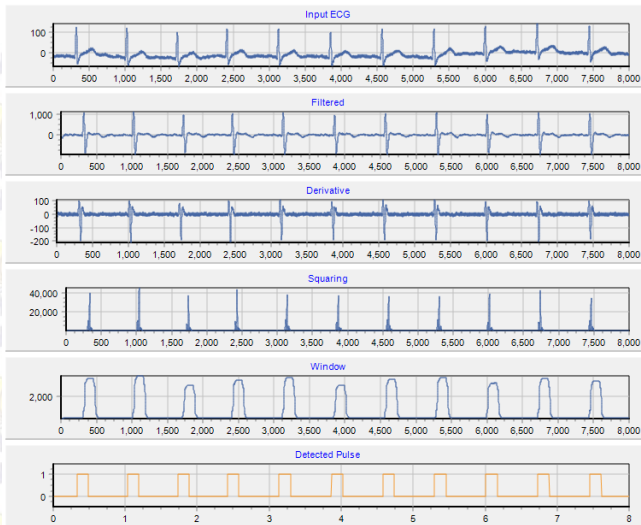
Lambda P 0.125

Adaptive Threshold

572.922424316406

27.9947032928467
27.9947032928467
27.9947032928467
27.9947032928467

Signal Load and Processing | Pan-Tompkins Extract | Temporal Parameter Extract | Raw Processed Data



Accessed Subject Data

Nanang Full

Tau 0.25

Lambda N 0.125

Lambda P 0.125

Adaptive Threshold

965.702880859375

12.0788974761963

12.0762453079224

12.0759143829346

12.0890197753906

Load ECG

Pan-Tompkins

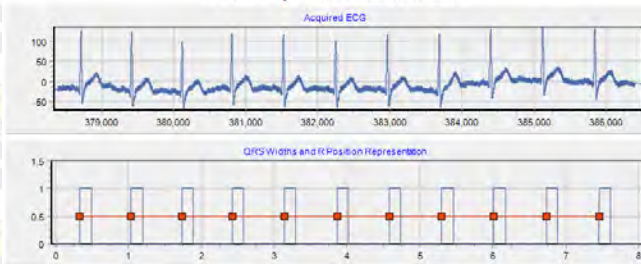
Adaptive

Extract

Save Processed

Signal Load and Processing | Pan-Tompkins Extract | Temporal Parameter Extract | Raw Processed Data

Summary of the Measurement



Accessed Subject Data

Nanang Full

Tau 0.25

Lambda N 0.125

Lambda P 0.125

Adaptive Threshold

965.702880859375

12.0788974761963

12.0762453079224

12.0759143829346

12.0890197753906

BIODATA PENULIS



Muhammad Farid Retistianto dilahirkan di Tangerang, 17 Juli 1993. Putra terakhir dari dua bersaudara. Selama masa kanak-kanaknya, penulis telah berkeliling dan tinggal di beberapa kota seperti Jayapura, Semarang, Surabaya, dan Jakarta. Penulis merupakan anggota dan asisten dari laboratorium elektronika di Jurusan Teknik Elektro ITS, terdaftar sebagai asisten laboratorium elektronika dasar dan anggota dari laboratorium teknik biomedika selama penulis menempuh masa studi S1 di kampus ITS Surabaya. Penulis telah menempuh pendidikan di SMA Negeri 61 Jakarta Timur, dan merupakan alumni dari dua SMP Negeri, yakni SMP Negeri 255 Jakarta dan SMP Negeri 6 Surabaya. Riwayat pendidikan SD penulis ditempuh di tiga kota, yakni SD Muhammadiyah 4 Pucang Surabaya, SD Hidayatullah Semarang dan SD Asysyafi'iyah 02 Jatiwaringin Jakarta.