



TUGAS AKHIR - TE 141599

**INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI DENGAN
CAPACITIVE CONTACT ELECTRODE PADA KURSI
UNTUK PEMANTAUAN DENYUT JANTUNG**

Monica Regina Emilia
NRP 2212100014

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

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



FINAL PROJECT - TE 141599

**ELECTROCARDIOGRAPHY INSTRUMENTATION WITH
CAPACITIVE CONTACT ELECTRODE IN CHAIR FOR
HEART RATE MONITORING**

Monica Regina Emilia
NRP 2212100014

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

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2016

**INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI
DENGAN *CAPACITIVE CONTACT ELECTRODE*
PADA KURSI UNTUK PEMANTAUAN DENYUT
JANTUNG**

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

Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.

NIP. 197103141997021001



INSTRUMENTASI ELEKTROKARDIOGRAFI DENGAN *CAPACITIVE CONTACT ELECTRODE* PADA KURSI UNTUK PEMANTAUAN DENYUT JANTUNG

Nama : Monica Regina Emilia
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Elektrokardiograf merupakan alat yang digunakan untuk merekam sinyal jantung. Elektrokardiograf secara konvensional menggunakan elektroda Ag-AgCl sebagai *conductive contact* dan kabel sebagai penghubung antara elektroda dengan elektrokardiograf. Walaupun sinyal yang dihasilkan memiliki kualitas yang baik, konfigurasi tersebut membatasi ruang gerak pengguna. Oleh karena itu pada tugas akhir ini akan difokuskan pada perancangan Instrumentasi Elektrokardiografi secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode*. *Capacitive electrode* di desain menggunakan IC OPA124U yang memiliki input impedansi tinggi. Rangkaian ini dilindungi oleh *shield* alumunium yang dihubungkan dengan *ground* untuk mengurangi *noise*. Respon dari *preamp* diuji dengan memberikan varian tegangan sebesar 200mV, 500mV, dan 1V baik secara *direct* maupun *indirect* dengan penghalang berupa kain. Dari pengujian yang didapatkan terlihat *gain* dari elektroda terlihat stabil pada angka 3,2 saat frekuensi diatas 10 Hz. Sedangkan saat frekuensi dibawah 10 Hz, *gain* berbanding lurus dengan besarnya frekuensi. *Preamp* dibuat sejumlah 2 buah dan sebuah pcb digunakan sebagai *grounding*. Ketiga sinyal ini kemudian dimasukkan kedalam Penguat Instrumentasi menggunakan IC AD620 dan filter dengan *pass band* 0,5-60 Hz. Melalui pengujian menggunakan 6 subjek dengan varian pakaian yang berbeda didapatkan bahwa metode pemantauan denyut jantung menggunakan *capacitive electrode* kualitasnya masih belum sebaik elektroda *direct* namun elektroda ini mampu mendeteksi kompleks QRS dengan jelas walau tanpa *conductive contact*. Perhitungan denyut jantung menggunakan mikrokontroler memiliki rata-rata *error* sebesar 1,79% dibandingkan dengan penghitungan secara manual.

Kata kunci : *capacitive electrode*, elektrokardiografi, *indirect*

**ELECTROCARDIOGRAPHY INSTRUMENTATION WITH
CAPACITIVE CONTACT ELECTRODE IN CHAIR FOR HEART
RATE MONITORING**

Name : Monica Regina Emilia
Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

Electrocardiograph is a device used to record a signals from the heart. Conventional electrocardiograph use Ag-AgCl electrode as conductive contact and a cable connecting the electrodes with the electrocardiograph. Even the quality of the signal is good, the configuration of the device limiting user's movement. Therefore, this final project focused on designing an electrocardiography instrumentation using capacitive electrode. Capacitive electrode is designed using OPA124U IC which has a high input impedance. This circuit is shielded with aluminium connected to ground to reduce the noise. The response of the electrode is tested by giving variant voltage of 200mV, 500mV and 1V both direct and indirect with cloth. From the experiment, it can be obtained that gain of the electrode stabilized at 3,2 when the frequency is above 10 Hz. Meanwhile, when the frequency below 10 Hz, the gain is proportional to the magnitude of frequency. 2 of capacitive electrodes placed at the back of the chair and a piece of pcb placed on the cushion as the grounding. All those signals then inserted into the instrumentation amplifier using AD620 and a filter with pass band 0,5 to 60 Hz. From the experiment with 6 different subjects and clothing variation, it can be conclude that the signal quality obtained with capacitive electrode is not as good as conventional electrode but the result shows QRS complexes still can clearly seen without conductive contact. Heart rate measurement using microcontroller had an average error 1,79% compared to manual measurement.

Keywords : capacitive electrode, electrocardiography, indirect

DAFTAR ISI

| | |
|--|------|
| ABSTRAK..... | i |
| ABSTRACT..... | iii |
| KATA PENGANTAR | v |
| DAFTAR ISI..... | vii |
| DAFTAR GAMBAR | ix |
| DAFTAR TABEL..... | xiii |
| BAB I..... | 1 |
| PENDAHULUAN | 1 |
| 1.1. Latar Belakang..... | 1 |
| 1.2. Perumusan Masalah | 2 |
| 1.3. Batasan Masalah | 2 |
| 1.4. Tujuan..... | 2 |
| 1.5. Metodologi..... | 3 |
| 1.6. Sistematika Penulisan | 4 |
| 1.7. Relevansi | 4 |
| BAB II..... | 5 |
| TEORI PENUNJANG | 5 |
| 2.1. Konsep Dasar Sinyal Jantung | 5 |
| 2.1.1. Anatomi Jantung..... | 5 |
| 2.1.2. Potensial Sinyal Jantung..... | 7 |
| 2.1.3. Karakteristik Sinyal Jantung..... | 9 |
| 2.1.4. Algoritma Detektor QRS | 11 |
| 2.1.5. <i>IIR Filter</i> dengan <i>Pole Zero Placement</i> | 13 |
| 2.2. Instrumentasi Sinyal Jantung | 14 |
| 2.2.1. Penguat Instrumentasi..... | 14 |
| 2.2.2. <i>Low Pass Filter</i> | 17 |
| 2.2.3. <i>High Pass Filter</i> | 20 |
| 2.2.4. <i>Band Stop Filter</i> | 22 |
| 2.2.5. <i>Non Inverting Adder</i> | 27 |
| 2.3. Sensor Kapasitif..... | 28 |
| 2.3.1. Kapasitansi Tubuh Manusia..... | 28 |
| 2.3.2. Elektroda Kapasitif | 29 |
| 2.3.3. <i>Electromagnetic Shielding</i> | 30 |
| BAB III | 31 |
| PERANCANGAN SISTEM | 31 |
| 3.1. Perancangan Sensor Kapasitif..... | 31 |
| 3.1.1. Elektroda..... | 31 |

| | | |
|-----------------------------|---|----|
| 3.1.2. | <i>Shield</i> | 33 |
| 3.2. | Perancangan Instrumentasi Elektrokardiogram | 33 |
| 3.2.1. | Penguat Instrumentasi | 34 |
| 3.2.2. | <i>Low Pass Filter</i> | 36 |
| 3.2.3. | <i>High Pass Filter</i> | 37 |
| 3.2.4. | <i>Band Stop Filter</i> | 37 |
| 3.2.5. | <i>Baseline Restoration</i> | 39 |
| 3.2.6. | <i>Non Inverting Adder</i> | 39 |
| 3.3. | Perancangan <i>Interface</i> pada Mikrokontroler | 40 |
| BAB IV | | 45 |
| PENGUJIAN DAN ANALISIS..... | | 45 |
| 4.1. | Pengujian Sensor Kapasitif..... | 45 |
| 4.1.1. | Pengujian Langsung | 45 |
| 4.1.2. | Pengujian Langsung dengan <i>Shield</i> | 50 |
| 4.1.3. | Pengujian Sensor Secara Langsung | 51 |
| 4.1.4. | Pengujian Sensor Dengan Kain | 53 |
| 4.2. | Pengujian Instrumentasi Elektrokardiogram | 56 |
| 4.2.1. | Pengujian Penguat Instrumentasi | 56 |
| 4.2.2. | Pengujian <i>Low Pass Filter</i> | 58 |
| 4.2.3. | Pengujian <i>High Pass Filter</i> | 60 |
| 4.2.4. | Pengujian <i>Band Stop Filter</i> | 62 |
| 4.2.5. | Pengujian Baseline Restoration | 64 |
| 4.2.6. | Pengujian <i>Non Inverting Adder</i> | 64 |
| 4.2.7. | Pengujian Sistem Instrumentasi Elektrokardiografi | 65 |
| 4.3. | Pengujian Sensor Kapasitif dan Instrumentasi Elektrokardiografi | 67 |
| 4.4. | Pengujian Algoritma Deteksi Denyut Jantung..... | 70 |
| BAB V | | 81 |
| PENUTUP | | 81 |
| 5.1. | Kesimpulan..... | 81 |
| 5.2. | Saran..... | 82 |
| DAFTAR PUSTAKA | | 83 |
| LAMPIRAN | | 85 |
| BIODATA PENULIS | | 89 |

DAFTAR TABEL

| | | |
|------------|---|----|
| Tabel 4.1 | Pengujian sensor langsung..... | 45 |
| Tabel 4.2 | Pengujian sensor A..... | 46 |
| Tabel 4.3 | Pengujian sensor B..... | 47 |
| Tabel 4.4 | Pengujian sensor C..... | 47 |
| Tabel 4.5 | Pengujian CMRR AD620..... | 57 |
| Tabel 4.6 | Data pengujian <i>low pass filter</i> | 59 |
| Tabel 4.7 | Data pengujian <i>high pass filter</i> | 61 |
| Tabel 4.8 | Data pengujian <i>band stop filter</i> | 63 |
| Tabel 4.9 | Kondisi relay terhadap pengaruh tegangan <i>input</i> | 64 |
| Tabel 4.10 | Rekap hasil pengujian denyut jantung | 78 |

DAFTAR GAMBAR

| | | |
|-------------|--|----|
| Gambar 2.1 | Anatomi Jantung[7][9] | 5 |
| Gambar 2.2 | Proses kontraksi pada jantung manusia[7][9] | 7 |
| Gambar 2.3 | Siklus sistol dan diastol pada jantung manusia [10] | 8 |
| Gambar 2.4 | Fase repolarisasi dan depolarisasi jantung[7][12]..... | 9 |
| Gambar 2.5 | Karakteristik sinyal P, QRS, dan T [10]..... | 10 |
| Gambar 2.6 | Morfologi sinyal jantung [12]..... | 11 |
| Gambar 2.7 | Algoritma Detektor QRS oleh Pan dan Tompkins [13] . | 11 |
| Gambar 2.8 | Keluaran dari setiap proses algoritma Pan-Tompkins, (a) <i>output bandpass filter</i> , (b) <i>output derivative</i> , (c) <i>output squaring</i> , (d) <i>output moving window</i> [13] | 13 |
| Gambar 2.9 | Ilustrasi penempatan <i>pole zero</i> [7][9]..... | 14 |
| Gambar 2.10 | Rangkaian Penguat Instrumentasi [7]..... | 14 |
| Gambar 2.11 | Konfigurasi pin IC AD620 [14] | 17 |
| Gambar 2.12 | Rangkaian LPF -40dB/dec [8] | 18 |
| Gambar 2.13 | Rangkaian <i>high pass filter</i> +40dB/dec [8] | 20 |
| Gambar 2.14 | Rangkaian <i>band stop filter</i> [8] | 23 |
| Gambar 2.15 | Rangkaian <i>non inverting adder</i> [7] | 27 |
| Gambar 2.16 | Pemodelan kapasitansi pada tubuh manusia[2] | 29 |
| Gambar 2.17 | Konfigurasi pin IC OPA124U [15] | 30 |
| Gambar 2.18 | Bentuk <i>shield</i> [16] | 30 |
| | | |
| Gambar 3.1 | Blok diagram perancangan sistem..... | 31 |
| Gambar 3.2 | Skematik sensor elektroda kapasitif..... | 32 |
| Gambar 3.3 | Konfigurasi kursi | 33 |
| Gambar 3.4 | Konfigurasi <i>shield</i> | 33 |
| Gambar 3.5 | Rangkaian penguat instrumentasi | 34 |
| Gambar 3.6 | Panduan <i>drive right leg</i> pada IC AD620[13]..... | 35 |
| Gambar 3.7 | Rangkaian <i>low pass filter</i> | 36 |
| Gambar 3.8 | Rangkaian <i>high pass filter</i> | 37 |
| Gambar 3.9 | Rangkaian <i>band stop filter</i> | 38 |
| Gambar 3.10 | Rangkaian <i>baseline restoration</i> | 39 |
| Gambar 3.11 | Rangkaian <i>non inverting adder</i> | 40 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Gambar 3.12 | Diagram blok pemrosesan sinyal pada CooCox IDE | 40 |
| Gambar 4.1 | Elektroda kapasitif (a) tampak atas (b) tampak bawah | 45 |
| Gambar 4.2 | Keluaran sinyal dengan pengujian langsung | 46 |
| Gambar 4.3 | Keluaran sinyal dengan kapasitor nonpolar keramik 10nF | 48 |
| Gambar 4.4 | Keluaran sinyal dengan kapasitor polar tabung 100 μ F .. | 48 |
| Gambar 4.5 | Grafik <i>gain</i> V_{pp} terhadap perubahan frekuensi | 49 |
| Gambar 4.6 | Grafik <i>gain</i> V_{max} terhadap perubahan frekuensi..... | 49 |
| Gambar 4.7 | Grafik <i>gain</i> V_{min} terhadap perubahan frekuensi | 50 |
| Gambar 4.8 | Konfigurasi pengujian keandalan <i>shield</i> | 50 |
| Gambar 4.9 | Hasil pengujian rangkaian tanpa dan dengans <i>shield</i> | 51 |
| Gambar 4.10 | Respon <i>gain</i> sensor saat $V_i=228$ mV | 52 |
| Gambar 4.11 | Respon <i>gain</i> sensor saat $V_i=500$ mV | 52 |
| Gambar 4.12 | Respon <i>gain</i> sensor saat $V_i=1000$ mV | 53 |
| Gambar 4.13 | Respon <i>gain</i> sensor saat $V_i=240$ mV | 54 |
| Gambar 4.14 | Respon <i>gain</i> sensor saat $V_i=500$ mV | 55 |
| Gambar 4.15 | Respon <i>gain</i> sensor saat $V_i=1000$ mV | 55 |
| Gambar 4.16 | Sinyal hasil pengujian penguat instrumentasi | 56 |
| Gambar 4.17 | Pengujian rangkaian penguat instrumentasi (A) <i>Common Mode</i> (B) <i>Differential Mode</i> [7][9]..... | 58 |
| Gambar 4.18 | Konfigurasi pengujian <i>low pass filter</i> | 59 |
| Gambar 4.19 | Respon <i>low pass filter</i> | 60 |
| Gambar 4.20 | Konfigurasi pengujian <i>high pass filter</i> | 60 |
| Gambar 4.21 | Respon <i>high pass filter</i> | 62 |
| Gambar 4.22 | Konfigurasi pengujian <i>band stop filter</i> | 62 |
| Gambar 4.23 | Respon <i>band stop filter</i> | 63 |
| Gambar 4.24 | Konfigurasi pengujian <i>non inverting adder</i> | 65 |
| Gambar 4.25 | Hasil pengujian rangkaian penjumlah..... | 65 |
| Gambar 4.26 | Ilustrasi peletakan elektroda di dada (kiri) dan di punggung (kanan) | 66 |
| Gambar 4.27 | Sinyal jantung sadapan di dada dan punggung..... | 66 |
| Gambar 4.28 | Sinyal jantung dengan pengukuran langsung | 67 |
| Gambar 4.29 | Konfigurasi pengukuran..... | 67 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Gambar 4.30 | Sinyal jantung dengan subjek menggunakan kemeja (1,5 mm)..... | 68 |
| Gambar 4.31 | Sinyal jantung dengan subjek menggunakan kaos katun (2 mm)..... | 68 |
| Gambar 4.32 | Sinyal jantung dengan subjek menggunakan jaket (5 mm) | 68 |
| Gambar 4.33 | Pengujian menggunakan 2 buah mikrokontroler dengan subjek A | 70 |
| Gambar 4.34 | Hasil keluaran sinyal subjek A menggunakan osiloskop. | 71 |
| Gambar 4.35 | Sinyal jantung subjek B dengan pengukuran langsung ... | 72 |
| Gambar 4.36 | Sinyal jantung subjek B menggunakan kemeja (1 mm) dan celana jeans (2 mm)..... | 72 |
| Gambar 4.37 | Sinyal jantung subjek C dengan pengukuran langsung ... | 73 |
| Gambar 4.38 | Sinyal jantung subjek C menggunakan kemeja (1mm) dan celana kain (1 mm) | 74 |
| Gambar 4.39 | Sinyal jantung subjek D dengan pengukuran langsung ... | 74 |
| Gambar 4.40 | Sinyal jantung subjek D menggunakan kemeja (1 mm) dan celana jeans (2 mm) | 75 |
| Gambar 4.41 | Sinyal jantung subjek E dengan pengukuran langsung | 76 |
| Gambar 4.42 | Sinyal jantung subjek E menggunakan kemeja (1 mm) dan celana jeans (2 mm)..... | 76 |
| Gambar 4.43 | Sinyal jantung subjek F dengan pengukuran langsung | 77 |
| Gambar 4.44 | Sinyal jantung subjek F menggunakan kaos (1 mm) dan celana kain (1,5 mm) | 77 |

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Jantung adalah bagian tubuh manusia yang memiliki peran sangat vital. Informasi dari sinyal jantung dapat digunakan sebagai alat untuk menentukan kondisi kesehatan seseorang secara keseluruhan. Namun, tidak banyak orang menyadari pentingnya mengetahui kondisi kesehatan jantung mereka, sehingga ketika mereka merasakan ada sesuatu yang tidak wajar, mereka hanya membiarkan sakit tersebut berlarut-larut hingga akhirnya membahayakan nyawa. Faktanya, data dari WHO menyebutkan bahwa pada tahun 2012, 31% kematian di dunia disebabkan oleh penyakit kardiovaskular[1].

Sinyal jantung tersebut dapat dipantau melalui alat yang disebut dengan elektrokardiograf. Sistem elektrokardiograf konvensional yang banyak digunakan sampai saat ini masih menggunakan elektroda "*fixed-on-body*" dimana elektroda tersebut membutuhkan adanya *gel* AgCl yang berfungsi sebagai *conductive contact*. Elektroda ini dapat menghasilkan sinyal jantung dengan kualitas baik. Namun seiring berjalannya waktu, kualitas sinyal yang dihasilkan dapat menurun akibat mengeringnya *gel* AgCl tersebut. Selain itu, adanya kabel yang menghubungkan antara elektroda dengan alat menjadikan alat tersebut kurang nyaman digunakan untuk jangka waktu yang panjang.

Belakangan telah banyak dikembangkan metode *monitoring* aktivitas jantung menggunakan elektrokardiograf yang bersifat kapasitif. Elektrokardiograf ini tidak memerlukan adanya *gel* AgCl yang berfungsi sebagai *conductive contact* sehingga tergolong mudah digunakan oleh orang awam sekalipun. Lebih jauh lagi, alat ini juga nyaman digunakan sehingga penerapan sistem ini menambah nilai ergonomis. Beberapa penelitian yang telah ada mengembangkan alat pemantau denyut jantung yang diletakkan pada benda yang berkaitan erat dengan aktivitas manusia seperti kursi[2], kasur[3][4], *bathub* [5], dan tempat duduk toilet [6].

Oleh karena itu, diusulkan sebuah tugas akhir berjudul "Rancang Bangun Elektrokardiografi Berbasis Sistem Sadap Kapasitif Pada Kursi Untuk Memantau Denyut Jantung". Pada tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem yang dapat membaca sinyal denyut

jantung menggunakan sistem sadap kapasitif dengan memanfaatkan sifat kapasitif dari tubuh manusia.

1.2. Perumusan Masalah

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Penentuan peletakan sensor pada kursi agar didapatkan hasil pengukuran yang paling baik.
2. Penanganan interferensi akibat adanya pergerakan tubuh pengguna saat bergerak dan sumber *noise* lain yang tidak diinginkan.
3. Penggunaan metode yang paling baik agar diperoleh hasil pengukuran yang diinginkan.

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam tugas akhir ini adalah :

1. Konfigurasi peletakan elektroda yang akan digunakan.
2. Perancangan sensor kapasitif untuk menangkap sinyal jantung.
3. Hasil pengukuran dibedakan menurut pakaian yang digunakan.

1.4. Tujuan

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut :

1. Membuat suatu sistem yang dapat memonitoring aktivitas jantung yang dapat digunakan dengan nyaman tanpa mengganggu aktivitas pengguna.
2. Mengaplikasikan secara langsung prinsip pengolahan sinyal biomedis jantung untuk keperluan analisa kedepannya.
3. Turut berperan dalam pengembangan ilmu pengetahuan khususnya pada alat kesehatan dengan nilai ergonomis tinggi.

1.5. Metodologi

Dalam penyelesaian tugas akhir ini, digunakan metodologi sebagaiberikut :

1. Studi Literatur

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan dasar teori yang menunjang dalam penulisan Tugas Akhir. Dasar teori ini dapat diambil dari buku-buku, jurnal, *proceeding*, dan artikel-artikel di internet. Dari jurnal dan *paper* yang telah dipublikasikan, sensor kapasitif sudah banyak digunakan pada barang-barang yang berhubungan dengan kehidupan sehari-hari manusia seperti kasur[3][4], *bathub*[5], dan tempat duduk toilet[6].

2. Perancangan *Hardware*

Perancangan *hardware* dibagi menjadi 2 kelompok besar yaitu perancangan sensor kapasitif dan instrumentasi elektrokardiogram.

3. Perancangan *Software*

Perancangan *software* dimaksudkan untuk memfilter sinyal secara digital sehingga sinyal yang didapatkan menjadi lebih bagus dan denyut jantung per menit lebih mudah didapatkan.

4. Pengujian dan Analisis

Pengujian dilakukan dengan menguji alat pada subjek manusia secara langsung. Parameter yang digunakan antara lain usia, jenis kelamin, kondisi pakaian yang digunakan, dan varian jarak antara tubuh dengan alat. Setelah seluruh data didapat dilakukan analisis data berdasarkan parameter-parameter tersebut untuk menguji efektivitas dan kelayakan dari alat yang dibuat.

5. Penulisan Laporan Tugas Akhir

Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan pada saat tahap pengujian sistem dimulai serta setelahnya. Laporan ini merupakan wujud fisik pelaksanaan tugas akhir yang dikerjakan dalam satu semester.

1.6. Sistematika Penulisan

Pembahasan sistem yang dirancang pada tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut :

BAB I PENDAHULUAN

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

BAB II TINJAUAN PUSTAKA DAN TEORI PENUNJANG

Bab ini meliputi teori penunjang dan literatur yang digunakan dalam pembuatan tugas akhir ini. Teori penunjang yang diberikan antara lain teori mengenai anatomi dan sinyal jantung, konsep kapasitansi tubuh manusia, dan *datasheet* STM32F429.

BAB III PERANCANGAN SISTEM

Bab ini meliputi perancangan baik perangkat keras (*hardware*) maupun perangkat lunak (*software*) untuk membaca sinyal jantung secara kapasitif dan menghitung denyut jantung per menit.

BAB IV PENGUJIAN

Bab ini akan menjelaskan hasil uji coba sistem beserta analisa hasil uji.

BAB V PENUTUP

Bagian ini berisi kesimpulan yang diperoleh selama proses pengerjaan tugas akhir serta saran untuk pengembangan sistem kedepannya.

1.7. Relevansi

Hasil yang diperoleh dari pelaksanaan tugas akhir ini diharapkan dapat bermanfaat untuk pengembangan teknologi terutama di bidang kesehatan untuk mewujudkan alat kesehatan dengan nilai ergonomis tinggi.

BAB II

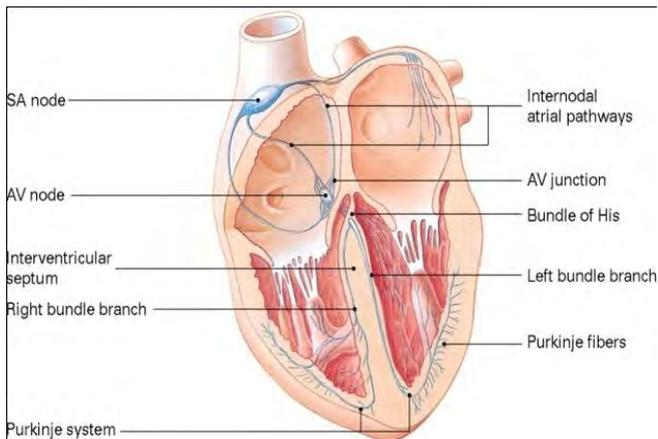
TEORI PENUNJANG

2.1. Konsep Dasar Sinyal Jantung

Jantung merupakan organ yang berperan vital dalam kelangsungan hidup manusia. Secara umum, jantung berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh. Pada bagian ini akan dibahas mengenai anatomi dan potensial sinyal jantung. Informasi ini nantinya dapat digunakan untuk menghitung besarnya denyut jantung per menit.

2.1.1. Anatomi Jantung

Jantung merupakan organ tubuh dalam manusia yang terletak di dada sebelah kiri yang dilindungi oleh dinding dada. Jantung memiliki ukuran 12-14 x 8-9 x 6 cm serta memiliki berat sekitar 250-350 gram. Jantung terdiri atas *atrium*, *ventrikel*, *nodal tissue* dan serat penghantar khusus. Serat penghantar khusus tersebut terdiri dari *Sino Atrial Node (SA node)*, *Internodal Pathway* yang terdiri dari *Bachman (anterior)*, *Wenkebach (medial)* dan *Thorel (posterior)*, serat penghantar khusus yang selanjutnya yaitu *Atrio Ventricular Node (AV node)*, *Bundle of His*, *Left Bundle Branche*, *Right Bundle Branche*, *Purkinje fibers*. Gambar bagian-bagian atau anatomi jantung dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Anatomi Jantung[7][9]

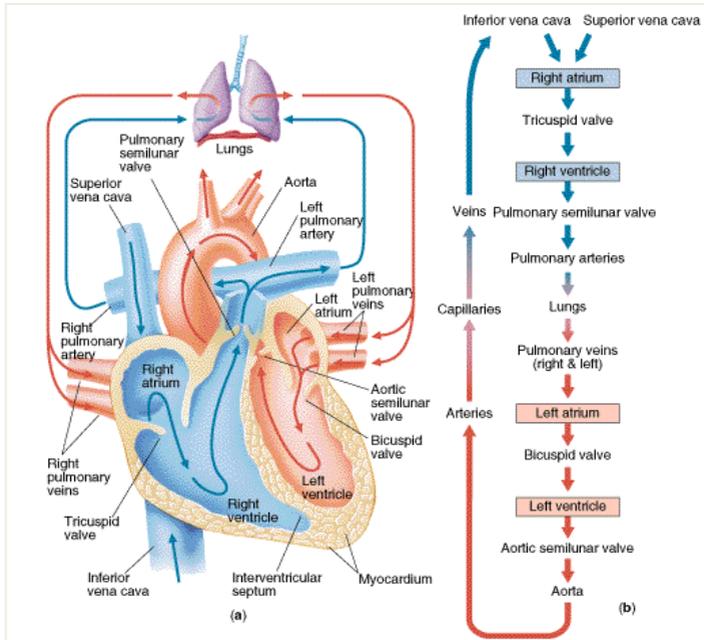
Secara garis besar, jantung dibagi menjadi 4 bagian yaitu serambi kiri, serambi kanan, bilik kiri, dan bilik kanan. Bilik jantung memiliki otot lebih tebal daripada serambi karena bilik jantung berfungsi memompa darah keluar dari jantung.

Pemisah antara dua bagian kanan dan kiri tersebut disebut septum (sekat) yang terdiri dari otot padat yang disebut *interventricular septum*, sedangkan pemisah antara serambi kanan dan serambi kiri disebut katup valvula bikuspidalis (katup dua gelambir). Katup valvula bikuspidalis berfungsi untuk mencegah darah mengalir kembali dari bilik kiri menuju ke serambi kiri saat jantung berkontraksi. Pemisah antara serambi kanan dan bilik kanan disebut katup trikuspidalis (katup tiga gelambir) yang berfungsi untuk mencegah darah mengalir kembali dari *right ventricle* menuju ke atrium kanan ketika jantung berkontraksi.

Mekanisme pemompaan darah pada jantung atau kontraksi pada jantung terjadi ketika darah masuk melalui *inferior vena cava* dan *superior vena cava* menuju ke dalam jantung tepatnya ke *right atrium* yang kemudian menuju ke *right ventricle* melalui *tricuspid valve*. Dari *right ventricle* darah diteruskan melewati *pulmonary semilunar valve* untuk dipompa menuju ke paru-paru agar darah yang penuh dengan CO₂ ini dapat digantikan dengan darah yang penuh dengan oksigen.

Darah yang mengandung banyak oksigen tersebut kemudian dialirkan menuju ke ke *left atrium* dengan melalui *pulmonary veins (right & left)*. Setelah berada di *left atrium* darah diteruskan menuju ke *left ventricle* dengan melalui *bicuspid valve*. Setelah berada di *left ventricle* maka darah siap dipompakan keseluruh tubuh dengan melalui *aortic semilunar valve* yg kemudian melalui *aorta*. Proses pemompaan darah ke jantung dan keluar jantung atau proses kontraksi jantung pada manusia tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.2.

Saat kontraksi, bagian *atrium* dan *ventricle* mengembang dan mengempis secara bergantian. Ketika memompa darah ke dalam jantung maka *atrium* akan mengembang dan akan mengempis jika mengalirkan darah dari *atrium* menuju ke *ventricle*. Begitupula jika memompa darah keluar jantung maka *ventricle* akan mengempis namun ketika menerima darah dari *atrium* maka *ventricle* akan mengembang. Proses kontraksi ini juga berkaitan dengan potensial sinyal kelistrikan yang terjadi pada otot-otot jantung.

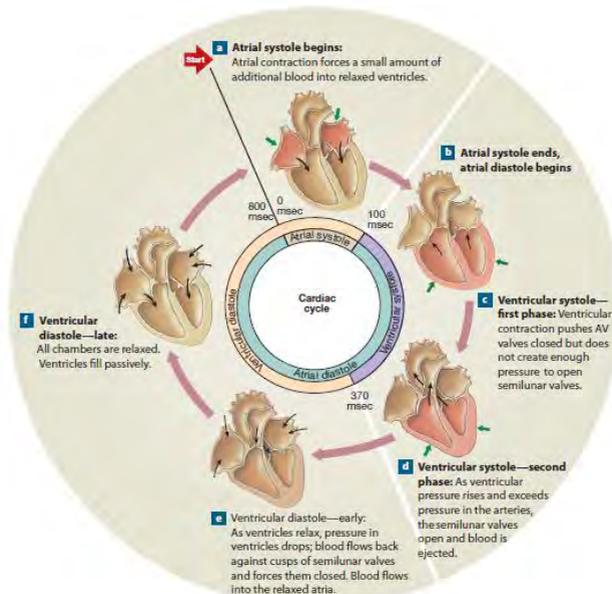


Gambar 2.2 Proses kontraksi pada jantung manusia[7][9]

Organ jantung sendiri terdiri atas 4 lapisan yaitu lapisan *pericardium*, *epicardium*, *myocardium*, dan *edocard* antara lapisan *pericardium* dan lapisan *epicardium* terdapat rongga yang bernama *cavum pericardii* yang berisi cairan pelicin. Sedangkan lapisan *myocardium* merupakan bagian kontraktile yang seperti otot rangka (otot *skelet*). Otot-otot pada lapisan, *myocardium* inilah yang menyebabkan kontraksi pada jantung.

2.1.2. Potensial Sinyal Jantung

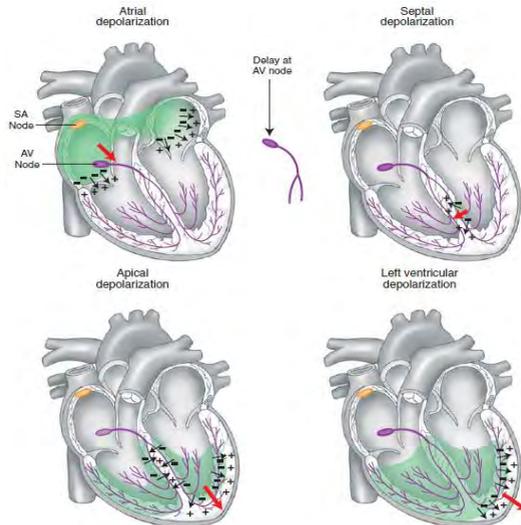
Potensi sinyal jantung berkaitan dengan proses pemompaan darah dari jantung ke seluruh tubuh. Saat memompa darah keluar jantung, otot ventrikel akan mengendur dan mengalami relaksasi maksimal yang membuat tekanan pada jantung menjadi sangat rendah. Fase ini disebut dengan *diastole*.



Gambar 2.3 Siklus sistol dan diastol pada jantung manusia [10]

Sedangkan pada saat tekanan jantung berada dalam keadaan maksimal, keadaan tersebut disebut dengan *sistole*. Ilustrasi mengenai fase siklus *sistole* dan *diastole* dapat dilihat pada Gambar 2.3.

Jantung memiliki kemampuan untuk membentuk depolarisasi spontan dan potensial aksi sendiri menjadi sistem penghantar khusus yang disebut sel *autoritmis*[11]. Sifat-sifat dari sel *autoritmis* tersebut yaitu otomasi, *ritmis*, daya penerus, dan peka rangsang. Pengertian dari masing-masing sifat tersebut yaitu yang dimaksud dengan otomasi adalah kemampuan menghasilkan *impuls* secara spontan, yang dimaksud dengan *ritmis* adalah keteraturan membangkitkan *impuls*, yang dimaksud dengan daya penerus adalah kemampuan menghantarkan impuls, sedangkan yang dimaksud dengan peka rangsang yaitu kemampuan menanggapi respon terhadap rangsang.



Gambar 2.4 Fase repolarisasi dan depolarisasi jantung[7][12]

Saat berkontraksi, jantung juga mengalami fase depolarisasi dan repolarisasi pada otot-otot jantung. Depolarisasi merupakan fase dimana dalam jantung terjadi penyebaran ransangan atau *impuls*, sedangkan repolarisasi merupakan fase dimana otot-otot jantung mengalami waktu istirahat atau tidak melakukan aktivitas apapun. Ilustrasi fase repolarisasi dan depolarisasi dapat dilihat pada Gambar 2.4.

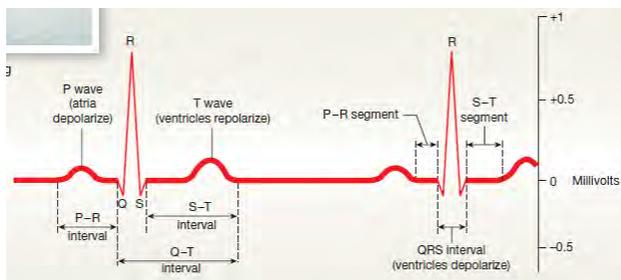
2.1.3. Karakteristik Sinyal Jantung

Sinyal P, QRS, dan T merupakan sinyal yang muncul ketika jantung berkontraksi. Sinyal itu menunjukkan saat terjadinya fase depolarisasi dan repolarisasi. Sinyal P merupakan sinyal yang pertama muncul dan sinyal P merupakan sinyal yang terjadi ketika fase depolarisasi. Sinyal yang kedua adalah sinyal Q sinyal ini merupakan sinyal yang terjadi atau terbentuk ketika fase depolarisasi pada berkas HIS. Sinyal yang ketiga adalah sinyal R yang merupakan sinyal tertinggi diantara sinyal-sinyal lainnya dan sinyal R ini terjadi atau muncul ketika fase depolarisasi menyebar dari bagian dalam ke bagian luar dasar ventrikel. Sinyal yang keempat merupakan sinyal S yaitu sinyal yang muncul ketika fase depolarisasi menyebar naik dari bagian dasar

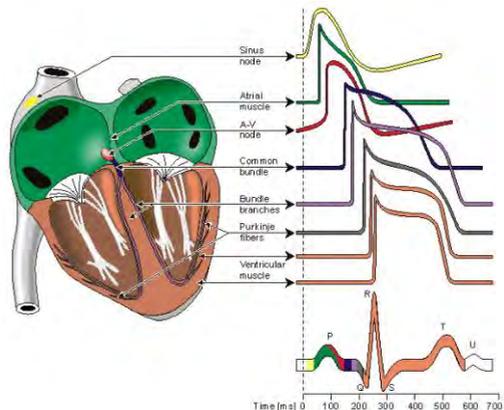
ventrikel. Kemudian sinyal yang terakhir muncul yaitu sinyal T yang terjadi karena fase repolarisasi atrium.

Selain itu ada pula segmen PR yang terjadi antara sinyal P dan sinyal R. Segmen PR merupakan waktu yang dibutuhkan oleh *impuls* dari *SA node* ke *AV node*, terjadi perlambatan *AV node*. Ada pula segmen ST yaitu waktu sejak akhir *depolarisasi ventricle* sebelum terjadi *repolarisasi (fase plateau)*, saat terjadi kontraksi dan pengosongan *ventricle*. Segmen ini terjadi antara sinyal S dan sinyal T. Selain segmen PR dan segmen ST ada juga kompleks QRS yang terjadi atau muncul ketika *depolarisasi ventricle*. Yang terakhir adalah interval TP yaitu waktu saat terjadinya relaksasi dan pengisian *ventricle*. Gambar mengenai sinyal P, QRS, dan T dapat dilihat pada Gambar 2.5.

Pada perekaman sinyal jantung, sinyal kompleks QRS memiliki *amplitude* tertinggi ketika perekaman aktivitas pada jantung. Sinyal R yang tertinggi tersebut digunakan untuk menghitung RR interval dan *heart rate*. Selain itu sinyal kompleks QRS juga dapat digunakan untuk mendeteksi kelainan-kelainan atau ketidaknormalan yang terjadi pada jantung.



Gambar 2.5 Karakteristik sinyal P, QRS, dan T [10]

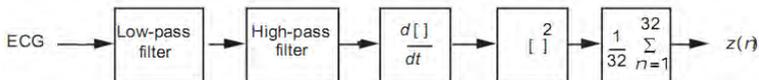


Gambar 2.6 Morfologi sinyal jantung [12]

Sinyal yang muncul tersebut merupakan hasil dari sinyal kelistrikan yang disebabkan oleh bagian-bagian jantung yang memompa darah ke seluruh tubuh. Morfologi sinyal jantung ditunjukkan pada Gambar 2.6.

2.1.4. Algoritma Detektor QRS

Suatu detektor QRS umumnya melalui beberapa tahapan. Kompleks QRS memiliki komponen sinyal dalam frekuensi yang relatif lebar, antara 2-20 Hz dengan puncak pada 15 Hz. Hampir seluruh algoritma kompleks QRS menggunakan filter untuk menghilangkan komponen gelombang lain yang tidak diinginkan. Pada umumnya digunakan *high-pass filter* untuk melemahkan gelombang P dan T, serta *low-pass filter* untuk menghilangkan *noise*. Beberapa algoritma lain juga menggunakan *band-pass filter* untuk mendapatkan sinyal yang lebih baik. Sinyal yang telah difilter kemudian digunakan untuk mendapatkan kompleks QRS dengan cara membandingkannya dengan suatu nilai *threshold* yang tetap. Algoritma deteksi QRS dapat dilihat pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Algoritma Detektor QRS oleh Pan dan Tompkins [13]

Berikut penjabaran tahapan deteksi QRS *complex*.

1. Low pass filter

input sinyal ECG dimasukkan ke dalam *low pass filter* untuk menghilangkan *noise* yang tidak mengandung informasi sinyal jantung.

2. High Pass Filter

Sinyal tersebut kemudian dimasukkan kedalam *high pass filter* untuk memotong gelombang P dan T sehingga hanya tersisa gelombang kompleks QRS.

3. Derivative

Sinyal kemudian melalui proses *derivative* untuk mendapatkan *slope* kompleks QRS.

4. Squaring

Proses *squaring* merupakan proses pengkuadratan agar diperoleh hasil sinyal yang positif. *Squaring* dilakukan menggunakan Persamaan (2.1).

$$s(nT) = [d(nT)]^2 \quad (2.1)$$

5. Moving Window

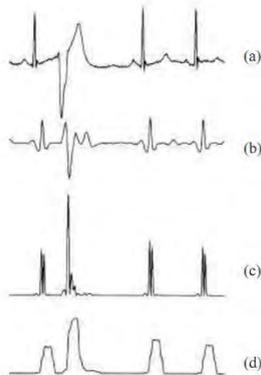
Moving window digunakan untuk menghaluskan sinyal yang telah selesai dikuadratkan. Proses ini digunakan untuk mengekstrak fitur QRS. Lebar *window* sama dengan durasi QRS terbesar. Proses *moving window* dapat dilakukan dengan Persamaan (2.2).

$$z(nT) = \frac{1}{N} [s(nT - (N - 1)T) + s(nT - (N - 2)T + \dots + s(nT)] \quad (2.2)$$

dengan N adalah jumlah *sample* yang merupakan lebar *window integrator*.

6. Thresholding

Proses ini digunakan untuk mendeteksi *onset* gelombang QRS. Garis ini akan mengikuti sinyal ECG, namun apabila terjadi perubahan yang mendadak, garis ini tidak akan mampu mengikuti sinyal ECG tersebut sehingga gelombang akan berada di atas garis *threshold*.



Gambar 2.8 Keluaran dari setiap proses algoritma Pan-Tompkins, (a) *output bandpass filter*, (b) *output derivative*, (c) *output squaring*, (d) *output moving window*[13]

Biasanya digunakan 2 buah *threshold* untuk menambah sensitivitas dari pendeteksi kompleks karena setelah melalui *band-pass filter* nilai SNR semakin besar. Rumus *threshold* ditunjukkan pada Persamaan (2.6)

$$SPKI = 0,125.PEAK1 + 0,875.SPKI \quad (2.3)$$

$$NPKI = 0,125.PEAK1 + 0,875.NPKI \quad (2.4)$$

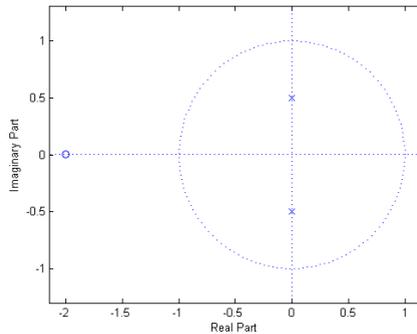
$$THRESHOLD I = NPKI + 0,25.(SPKI - NPKI) \quad (2.5)$$

$$THRESHOLD II = 0,5.THRESHOLD I \quad (2.6)$$

Ilustrasi hasil keluaran untuk setiap proses dapat dilihat pada Gambar 2.8.

2.1.5. IIR Filter dengan Pole Zero Placement

Desain filter IIR menggunakan *pole zero placement* dilihat dengan menggunakan diagram *pole zero* dari *transfer function* sistem. Metode yang digunakan adalah desain filter digital dengan *pole zero placement* pada *Z-plane* di suatu *unity circle* seperti pada Gambar 2.9. Pada suatu *unity circle*, penempatan *pole* menentukan nilai frekuensi *cutoff* sedangkan *zero* menentukan tipe filter yang digunakan. Banyaknya *pole* dan *zero* dalam suatu *unity circle* berfungsi menentukan orde dari filter yang akan digunakan.

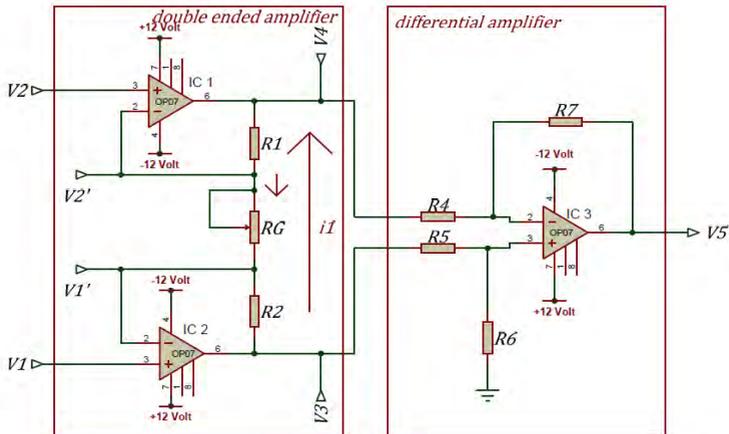


Gambar 2.9 Ilustrasi penempatan *pole zero* [7][9]

2.2. Instrumentasi Sinyal Jantung

Instrumentasi sinyal jantung terdiri atas beberapa rangkaian yang disatukan untuk kemudian didapatkan informasi bentuk sinyal jantung. Rangkaian tersebut diantaranya rangkaian penguat instrumentasi, *low pass filter*, *high pass filter*, *band stop filter*, *baseline restoration*, dan *non inverting adder*.

2.2.1. Penguat Instrumentasi



Gambar 2.10 Rangkaian Penguat Instrumentasi [7]

Sinyal kelistrikan pada jantung memiliki amplitudo yang sangat kecil yaitu kisaran mV. Untuk membuat sinyal jantung tersebut dapat terdeteksi maka diperlukan rangkaian penguat sinyal. Rangkaian penguat sinyal yang digunakan biasa disebut *biopotential amplifier* karena menguatkan sinyal-sinyal dari dalam tubuh. *Biopotential amplifier* digunakan untuk tetap memelihara bentuk dan karakteristik sinyal asli dari dalam tubuh.

Penguat instrumentasi terdiri dari rangkaian *double ended amplifier* dan *differential amplifier*, Gambar rangkaian penguat instrumentasi dapat dilihat pada Gambar 2.10.

Analisa dari rangkaian penguat instrumentasi diatas yaitu diasumsikan tegangan V_1 lebih positif dari V_2 . Karena adanya karakteristik *virtual ground* pada op amp, maka:

$$V'_1 = V_1, V'_2 = V_2 \quad (2.7)$$

Karena adanya beda potensial antara V_1 dan V_2 menyebabkan timbulnya arus i_1 yang mengalir antara V_3 dan V_4 ,

$$i_1 = \frac{V_1 - V_2}{R_G} \quad (2.8)$$

$$V_3 - V_4 = i_1 (R_1 + R_2 + R_G) \quad (2.9)$$

Persamaan (2.8) dan (2.9) dapat disubstitusikan menjadi:

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{R_1 + R_2 + R_G}{R_G} \quad (2.10)$$

Jika nilai $R_1 = R_2 = R$, maka Persamaan (2.10) menjadi:

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{2R}{R_G} + 1 \quad (2.11)$$

Output dari rangkaian *double ended amplifier* berfungsi sebagai *input* bagi penguat rangkaian *differential*, sehingga persamaan pada *differential amplifier* sebagai berikut :

$$V_5 = V_5|V_3 + V_5|V_4 \quad (2.12)$$

$$V_5|V_3 = \left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) \cdot \left(\frac{R_6}{R_5+R_6} \times V_3\right) \quad (2.13)$$

$$V_5|V_4 = -\left(\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4\right) \quad (2.14)$$

Dari Persamaan (2.12), (2.13), dan (2.14), maka

$$V_5 = \left[\left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) \cdot \left(\frac{R_6}{R_5+R_6} \cdot V_3\right)\right] - \left[\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4\right] \quad (2.15)$$

Jika $R_4=R_5=R_6=R_7=R$, maka Persamaan (2.15) menjadi:

$$V_5 = V_3 - V_4 \quad (2.16)$$

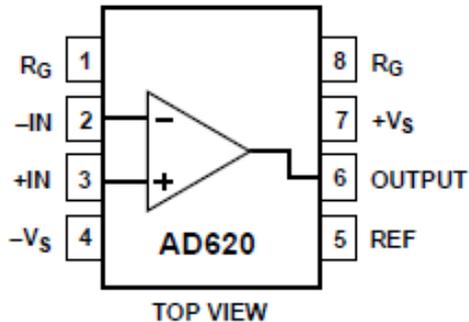
Persamaan (2.16) disubstitusikan lagi dengan Persamaan (2.11) untuk mendapatkan hubungan *input*-ouput dari penguat instrumentasi:

$$V_5 = \left(\frac{2R}{R_G} + 1\right) \cdot (V_1 - V_2) \quad (2.17)$$

Salah satu amplifier instrumentation yang telah dikemas dalam bentuk IC (*Integrated Circuit*) adalah AD620. IC AD620 ini memiliki keakuratan yang sangat tinggi serta mudah digunakan karena hanya membutuhkan satu resistor eksternal yang dapat diatur-atur untuk mendapatkan penguatan yang diinginkan. Biasanya resistor eksternal tersebut diatur-atur untuk mendapatkan penguatan dalam rentang 1 hingga 1000 kali. Selain dapat diatur menggunakan resistor eksternal IC AD620 ini cocok digunakan untuk rangkaian atau alat yang menggunakan *supply* dari baterai karena memiliki fisik yang kecil dengan konsumsi daya yang rendah. Konfigurasi pin IC AD620 ditunjukkan pada Gambar 2.11.

Pada Gambar konfigurasi pin AD620 pada pin 1 dan pin 8 R_G itu merupakan pin untuk memasang resistor eksternal yang nantinya dapat mengatur penguatan dari IC AD620 tersebut. Penguatan pada IC AD620 dapat dihitung dengan Persamaan (2.18).

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.18)$$



Gambar 2.11 Konfigurasi pin IC AD620 [14]

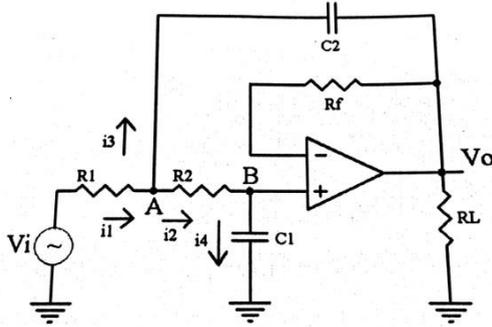
Ketetapan nilai $49,4\text{k}\Omega$ pada Persamaan diatas diperoleh dari nilai tahanan internal yaitu R_1 dan R_2 telah ditetapkan sebesar $24,7\text{k}\Omega$, sedangkan tahanan eksternal yaitu R_G diatur sesuai dengan besarnya penguatan yang diinginkan.

Selain penguatan yang didapat pada instrumentasi amplifier, parameter yang penting lainnya yaitu CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) yang merupakan perbandingan antara mode differential dengan mode common. Parameter ini menentukan kualitas dari instrumentasi amplifier dimana semakin tinggi nilai CMRR maka semakin baik respon frekuensi yang dihasilkan. Besarnya nilai CMRR dapat dihitung dengan Persamaan (2.19).

$$CMRR = 20 \cdot \log \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right| \quad (2.19)$$

2.2.2. Low Pass Filter

Rangkaian *Low Pass Filter* merupakan rangkaian yang berfungsi untuk menghilangkan sinyal pada daerah frekuensi diatas *frekuensi cutoff* (f_c) dan melewatkan sinyal pada daerah frekuensi dibawah frekuensi *cutoff*.



Gambar 2.12 Rangkaian LPF -40dB/dec [8]

Frekuensi *cutoff* sendiri merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang akan dihilangkan dan frekuensi yang akan dilewatkan. LPF -40dB/dec merupakan rangkaian LPF yang penguatannya akan turun sebesar -40dB jika frekuensi naik sebesar 10 kali atau 1 *decade*. Ketika frekuensi *input* sama dengan frekuensi *cutoff*, maka penguatannya sama dengan $\left| \frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707 \right|$. Gambar rangkaian *low pass filter* -40dB/dec dapat dilihat pada Gambar 2.12.

Rangkaian LPF -40dB/dec di atas terdiri dari 2 buah filter RC atau filter pasif dan satu buah *buffer*. Prinsip kerja dari rangkaian LPF -40dB/dec di atas yaitu tegangan *output* diumpan balikkan melalui Rf menuju ke masukan negatif pada opamp serta diumpan balikkan melalui C2 menuju ke titik A sehingga Impedansi outputnya akan selalu berubah jika frekuensi sinyal inputnya berubah. Idealnya selisih tegangan antara kedua terminal *input* adalah nol, sehingga tegangan *output* sama dengan tegangan *input* positif dan negatif op amp. Pada titik A dan B berlaku hukum arus yaitu hukum kirchoff I yang ketentuannya sebagai berikut:

$$\text{Pada titik A: } i_1 = i_2 + i_3$$

$$\text{Pada titik B: } i_1 = i + i_4 = i_4$$

Tegangan pada Vo sama dengan tegangan pada VB sehingga:

$$i_4 = \frac{V_B}{1/j\omega \cdot C_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_B = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.20)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.21)$$

$$i_2 = i_4 = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.22)$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.23)$$

$$V_A = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.24)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{1/j\omega C_2} = (V_A - V_o) j\omega \cdot C_2 \quad (2.25)$$

$$i_3 = (V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) j\omega \cdot C_2 \quad (2.26)$$

$$i_3 = \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.27)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.28)$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o + (-\omega^2 C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o) \quad (2.29)$$

$$V_i = V_A + j\omega \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.30)$$

$$V_i = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.31)$$

$$V_i = V_o \{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)\} \quad (2.32)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)} \quad (2.33)$$

Pada LPF -40db/dec bahwa pada $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan :

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$$

Dan sudut padanya sama dengan -90° . Supaya menghasilkan sudut $+90^\circ$ maka nilai $1 - \omega_c^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2$ atau

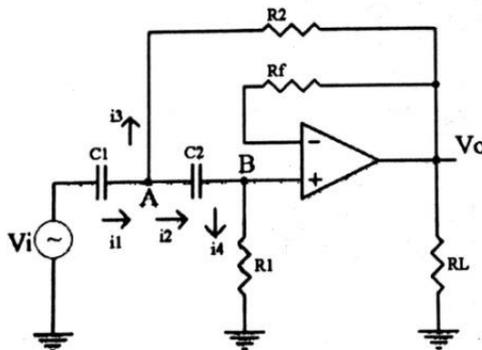
$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.34)$$

2.2.3. High Pass Filter

Rangkaian *High Pass Filter* merupakan rangkaian yang memiliki fungsi berkebalikan dengan rangkaian *low pass filter*. Rangkaian ini berfungsi untuk menghilangkan sinyal pada daerah frekuensi dibawah frekuensi *cutoff* (f_c) dan melewatkan sinyal pada daerah frekuensi diatas frekuensi *cutoff*. Seperti yang telah dijelaskan pada paragraf sebelumnya, frekuensi *cutoff* sendiri merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang akan dihilangkan dan frekuensi yang akan dilewatkan. HPF +40dB/dec merupakan rangkaian HPF yang penguatannya akan naik sebesar +40dB jika frekuensi naik sebesar 10 kali atau 1 *decade*.

Ketika frekuensi *input* sama dengan frekuensi *cutoff*, maka penguatannya sama dengan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$. Gambar rangkaian *high pass filter* +40dB/dec dapat dilihat pada Gambar 2.13.

Rangkaian HPF +40dB/dec diatas terdiri dari 2 buah filter CR atau filter pasif dan satu buah *buffer*. Prinsip kerja dari rangkaian HPF +40dB/dec diatas yaitu tegangan *output* diumpam balikkan melalui R_f menuju ke masukan negatif pada op amp serta diumpam balikkan melalui R_2 menuju ke titik A sehingga Impedansi outputnya akan selalu berubah jika frekuensi sinyal inputnya berubah. Idealnya selisih tegangan antara kedua terminal *input* adalah nol, sehingga tegangan *output* sama dengan tegangan *input* positif dan negatif op amp.



Gambar 2.13 Rangkaian *high pass filter* +40dB/dec [8]

Pada titik A dan B berlaku hukum arus yaitu hukum *kirchoff* 1 yang ketentuannya sebagai berikut:

$$\text{Pada titik A: } i_1 = i_2 + i_3$$

$$\text{Pada titik B: } i_1 = i + i_4 = i_4$$

Tegangan pada V_o sama dengan tegangan pada V_B sehingga:

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega \cdot C_2}} = j\omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o) \quad (2.35)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.36)$$

$$i_2 = i_4 \quad (2.37)$$

$$(V_A - V_o) j\omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.38)$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \quad (2.39)$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega \cdot C_1}} = j\omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A) \quad (2.40)$$

$$i_1 = \left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 \quad (2.41)$$

$$i_4 = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.42)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.43)$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.44)$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = \left(V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o \right) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o}{R_2} \quad (2.45)$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) = \frac{V_o}{j\omega \cdot C_1 \cdot R_1} + \frac{V_o}{-\omega^2 C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \quad (2.46)$$

$$V_i = V_o + \frac{V_o}{j\omega.C_1.R_1} + \frac{V_o}{j\omega.C_2.R_1} - \frac{V_o}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} \quad (2.47)$$

$$V_i = V_o \left\{ 1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} + \frac{1}{j\omega.R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right\} \quad (2.48)$$

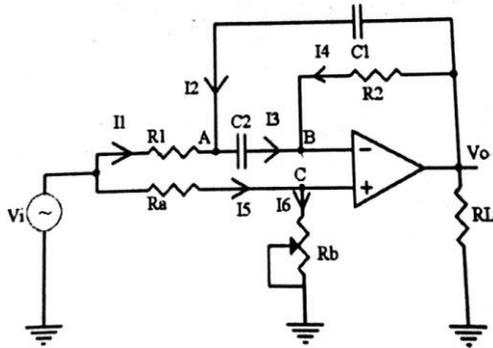
$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} - j\frac{1}{\omega.R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.49)$$

Pada saat $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$ dan sudut fasanya $+90^\circ$. Supaya menghasilkan nilai sudut fasa seperti itu maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.47) sama dengan -90° maka nilai $1 - \frac{1}{\omega^2.C_1.C_2.R_1.R_2} = 0$ atau $\omega c = -\frac{1}{\sqrt{C_1.C_2.R_1.R_2}}$ (2.50)

2.2.4. Band Stop Filter

Rangkaian *Band Stop Filter* (BSF) merupakan rangkaian filter yang berfungsi untuk membuang atau melemahkan sinyal dengan lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) tertentu. Lebar *bandwidth* tersebut dibatasi oleh frekuensi *cutoff*, seperti yang telah dijelaskan sebelumnya frekuensi *cutoff* merupakan frekuensi pembatas antara frekuensi yang akan dilewatkan dan frekuensi yang akan dihilangkan. Pada rangkaian *band stop filter* ini, *bandwidth* dibatasi oleh frekuensi *cutoff* rendah (*low*) (ω_{cL}) dan frekuensi *cutoff* atas (*high*) (ω_{cH}). Sinyal yang akan dihilangkan atau dilemahkan yaitu sinyal yang ada diatas frekuensi *cutoff* rendah dan berada dibawah frekuensi *cutoff* atas, sedangkan sinyal yang akan dilewatkan yaitu sinyal yang berada dibawah frekuensi *cutoff* rendah dan sinyal yang berada diatas frekuensi *cutoff* atas. Gambar rangkaian *band stop filter / notch filter* dapat dilihat pada Gambar 2.14.

Berdasarkan lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* *band stop filter* digolongkan menjadi dua jenis yaitu filter pita sempit (*narrow band filter*) dan filter pita lebar (*wide band filter*). Filter pita sempit merupakan *band pass filter* yang memiliki lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* (B) lebih kecil dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B < 0.1 \omega_r$), sedangkan filter pita lebar merupakan *band pass filter* yang memiliki lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* (B) lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B > 0.1 \omega_r$).



Gambar 2.14 Rangkaian *band stop filter* [8]

Perbandingan antara lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* dengan frekuensi resonansi disebut dengan faktor kualitas (Q), yang dapat ditulis dengan Persamaan (2.51). Sehingga untuk lebih ringkasnya filter pita sempit memiliki Q lebih dari 10 dan filter pita lebar memiliki Q kurang dari 10. Dalam *band stop filter* terdapat satu penguatan minimum (A_r), penguatan ini terjadi ketika frekuensinya mengalami resonansi sehingga penguatan ini disebut sebagai penguatan pada frekuensi resonansi. Jika penguatan pada frekuensi resonansi naik menjadi $\frac{1}{\sqrt{2}}$ atau 0,707 maka akan ada 2 frekuensi *cutoff* yaitu frekuensi *cutoff* tinggi dan frekuensi *cutoff* rendah. *Bandwidth* (B) merupakan selisih antara frekuensi *cutoff* tinggi (ω_{cH}) dan frekuensi *cutoff* rendah (ω_{cL}) yang dapat ditulis dengan Persamaan (2.52).

$$Q = \frac{\omega_c}{B} \quad (2.51)$$

$$B = \omega_{cH} - \omega_{cL} \quad (2.52)$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{R_1} \quad (2.53)$$

$$i_2 = (V_o - V_A)j\omega \cdot C_1 \quad (2.54)$$

$$i_3 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 \quad (2.55)$$

$$i_4 = \frac{V_0 - V_B}{R_2} \quad (2.56)$$

$$i_5 = \frac{V_i - V_B}{R_A} \quad (2.57)$$

$$i_6 = \frac{V_B}{R_B} \quad (2.58)$$

$$V_B = V_C \quad (2.59)$$

Hukum *kirchoff* 1 pada titik C,

$$i_5 = i_6 \quad (2.60)$$

$$V_B = V_C = \frac{R_B}{R_A + R_B} \cdot V_i \quad (2.61)$$

$$\frac{V_i - V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} \quad (2.62)$$

$$\frac{V_i}{R_A} - \frac{V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} \quad (2.63)$$

$$\frac{V_i}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} + \frac{V_B}{R_A} \quad (2.64)$$

$$\frac{V_i}{R_A} = V_B \left(\frac{1}{R_B} + \frac{1}{R_A} \right) \quad (2.65)$$

$$V_B \left(\frac{R_A + R_B}{R_A \cdot R_B} \right) = \frac{V_i}{R_A} \quad (2.66)$$

Hukum *kirchoff* 1 pada titik B,

$$i_3 = i_4 \quad (2.67)$$

$$(V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 + \frac{V_0 - V_B}{R_2} = 0 \quad (2.68)$$

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_0}{R_2} + \frac{V_B}{R_2} \quad (2.69)$$

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_0}{R_2} + V_B \left(\frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{R_2} \right) \quad (2.70)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(\frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \quad (2.71)$$

$$V_A = \frac{-V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \quad (2.72)$$

Hukum *kirchoff* 1 pada titik A,

$$i_1 + i_2 = i_3 \quad (2.73)$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} + (V_o - V_A) \cdot j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_B) j\omega \cdot C_2 \quad (2.74)$$

$$\frac{V_i}{R_1} - \frac{V_A}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 - V_A \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.75)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \frac{V_A}{R_1} + V_A \cdot j\omega \cdot C_1 + V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.76)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.77)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \left\{ \frac{-V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \right\} \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.78)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o = \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \right) + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.79)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \right) + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - j\omega \cdot C_2 \right] \quad (2.80)$$

$$V_o \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \right) + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - j\omega \cdot C_2 \right] - \frac{V_i}{R_1} \quad (2.81)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) - j\omega \cdot C_2}{j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot 2R_1 \cdot R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2}} \quad (2.82)$$

Jika $C_1 = C_2 = C$ maka :

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + J\omega C + \frac{1}{J\omega C R_1 R_2} + \frac{2}{R_2} \right)}{J\omega C + \frac{1}{J\omega C R_1 R_2} + \frac{2}{R_2}} \quad (2.83)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(1 + J\omega C + \frac{1}{J\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2} \right)}{J\omega C R_1 + \frac{1}{J\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.84)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(1 + J\omega C R_1 + \frac{1}{J\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2} \right)}{-J\omega C R_1 + \frac{1}{J\omega C R_2} + \frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.85)$$

$$Acl = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\left(1 - \frac{2R_1}{R_2} \right) + j \left(\frac{1}{\omega C R_2} - \omega C R_1 \right) \right)}{-\frac{2R_1}{R_2} - j \left(\frac{1}{\omega C R_2} - \omega C R_1 \right)} \quad (2.86)$$

Frekuensi resonansi apabila bagian imajiner sama dengan nol.

$$\frac{1}{\omega r \cdot C \cdot R_2} - \omega r \cdot C \cdot R_1 = 0 \quad (2.87)$$

$$\omega r^2 \cdot C^2 R_1 \cdot R_2 = 1 \quad (2.88)$$

$$\omega r^2 = \frac{1}{C^2 \cdot R_1 \cdot R_2} \quad (2.89)$$

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{C \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.90)$$

Penguatan pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi resonansi (Ar) maka Persamaan menjadi :

$$Ar = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(-1 - \frac{2R_1}{R_2} \right)}{\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.91)$$

$$Ar = \frac{1 + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{-R_2 - 2R_1}{R_2} \right)}{\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.92)$$

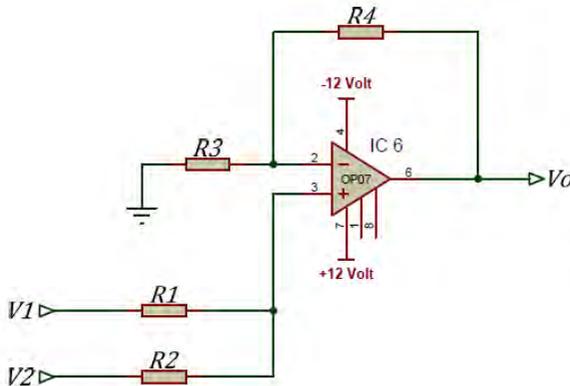
$$Ar = \frac{-R_2}{2R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{R_2 + 2R_1}{2R_1} \right) \quad (2.93)$$

Apabila penguatan $|Acl|$ turun menjadi 0,707 maka dua buah frekuensi yaitu frekuensi *cutoff* bawah (ω_{cl}) dan frekuensi *cutoff* tinggi (ω_{ch}), lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) adalah:

$$B = \frac{2}{R_2 \cdot C} \quad (2.94)$$

2.2.5. Non Inverting Adder

Non inverting adder atau rangkaian penjumlah tak membalik atau merupakan salah satu jenis penjumlah yang tidak mengubah polaritas sinyal *input*. Rangkaian *non inverting adder* memiliki penguatan tegangan yang tidak melibatkan resistansi atau tahanan *input* selama resistansi inputannya sama $R_1 = R_2$. Namun jika tahanan atau resistansi inputannya berbeda maka berpengaruh pula pada tegangan outputnya. Resistansi inputan sama persis bertujuan untuk mendapatkan kestabilan dan akurasi penjumlahan sinyal inputan pada rangkaian.



Gambar 2.15 Rangkaian *non inverting adder* [7]

Besarnya penguatan (A_v) pada rangkaian *non inverting adder* ini dipengaruhi oleh tahanan *feedback* yaitu R_4 dan tahanan *inverting* R_3 . Gambar rangkaian *non inverting adder* dapat dilihat pada Gambar 2.15.

Untuk mengetahui besarnya tegangan keluaran pada rangkaian penjumlah tak membalik yang menggunakan tahanan inputan sama yaitu $R_1 = R_2$ dapat dilihat pada Persamaan (2.95).

$$V_o = \frac{R_4}{R_3} + 1 \cdot (V_1 + V_2) \quad (2.95)$$

Sedangkan untuk mengetahui besarnya tegangan keluaran pada rangkaian penjumlah tak membalik yang menggunakan tahanan *input* yang berbeda maka dapat dilihat pada Persamaan (2.96).

$$V_o = V_o|V_1 + V_o|V_2 \quad (2.96)$$

$$V_o|V_1 = \left[\frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_1 \right] \cdot \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.97)$$

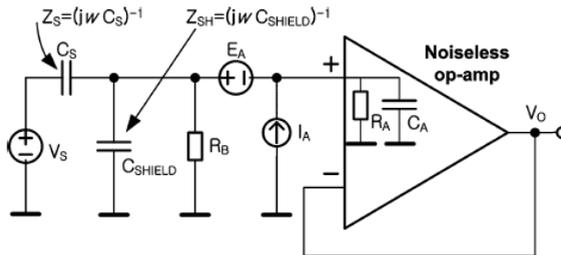
$$V_o|V_2 = \left[\frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_2 \right] \cdot \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.98)$$

2.3. Sensor Kapasitif

Sensor kapasitif digunakan untuk menangkap sinyal jantung dari dalam tubuh manusia tanpa adanya *conductive contact*. Sensor ini nantinya dapat menangkap sinyal melalui pakaian.

2.3.1. Kapasitansi Tubuh Manusia

Kapasitansi pada tubuh manusia mengacu pada bagian fisik pada tubuh manusia yang bertindak seperti kapasitor. Seperti halnya *electrically-conductive object*, tubuh manusia dapat menyimpan muatan listrik apabila dalam keadaan terisolasi. Nilai kapasitansi dari tubuh manusia bervariasi tergantung pada keadaan lingkungan sekitar. Nilai kapasitansi akan rendah ketika berdiri pada sebuah kutub tanpa adanya barang disekelilingnya, namun akan tinggi ketika bersandar pada permukaan logam besar terisolasi dan menyatu dengan *ground* seperti kulkas dan dinding logam pada pabrik.



Gambar 2.16 Pemodelan kapasitansi pada tubuh manusia[2]

Nilai kapasitansi tubuh manusia terhadap *ground* berkisar antara 100-200 pF. Bagian dalam dari tubuh manusia dianggap sebagai konduktor, sehingga ketika manusia menempatkan tangannya pada pelat logam, akan terbentuk suatu kapasitor dengan luasan tertentu. Pemodelan kapasitansi dapat dilihat pada Gambar 2.16. Sedangkan nilai kapasitansi bisa didapatkan melalui Persamaan (2.99).

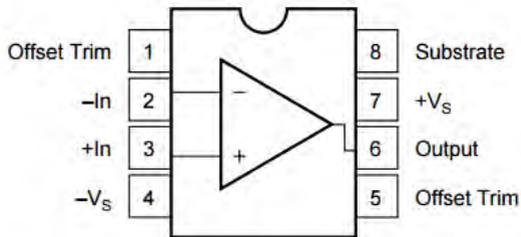
$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (2.99)$$

dimana :

- C = kapasitansi (F)
- ϵ_0 = permitivitas ruang hampa ($8,85418781.. \times 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$)
- ϵ_r = konstanta dielektrik pakaian yang digunakan
- A = luasan permukaan yang bersentuhan (m)
- d = jarak antara permukaan kulit dengan elektroda (m)

2.3.2. Elektroda Kapasitif

Elektroda Kapasitif bersifat *non conductive contact* dimana elektroda ini tidak bersentuhan langsung dengan permukaan kulit. Untuk itu agar sinyal yang kecil tersebut dapat tertangkap dan terbaca, dibutuhkan op amp dengan impedansi masukan yang tinggi. Salah satu op amp dengan karakteristik impedansi masukan yang tinggi adalah OPA124U. OPA124U merupakan *low noise precision difet operational amplifier*.

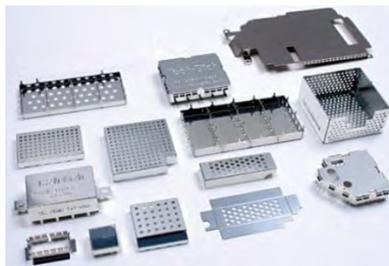


Gambar 2.17 Konfigurasi pin IC OPA124U [15]

Performansi IC ini baik digunakan pada tegangan DC dan AC sehingga banyak digunakan dalam aplikasi instrumentasi. OPA124U memiliki *input* impedansi sebesar $10^{13}\Omega$ sehingga baik jika digunakan untuk menangkap sinyal yang kecil. Konfigurasi pin pada IC OPA124U dapat dilihat pada Gambar 2.17.

2.3.3. *Electromagnetic Shielding*

Electromagnetic shielding merupakan upaya mengurangi dan menghambat medan elektromagnetik dalam suatu ruang dengan membuat hambatan menggunakan bahan konduktif. *Shielding* bertujuan mengurangi *noise* yang berasal dari gelombang radio, medan elektromagnetik, dan medan elektrostatik. Jumlah *noise* yang hilang bergantung pada bahan yang digunakan, ketebalan, ukuran volume terlindungi, dan lubang pada *shield*. Bahan yang biasa digunakan sebagai *shield* adalah lembaran logam, layar logam, dan busa logam. Setiap lubang pada *shield* harus lebih kecil dari panjang gelombang radiasi agar *shield* dapat bekerja dengan baik. Bentuk fisik dari *shield* dapat dilihat pada Gambar 2.18.



Gambar 2.18 Bentuk *shield* [16]

BAB III PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini akan dijelaskan lebih lanjut mengenai sistem yang dibuat. Blok diagram keseluruhan sistem dapat dilihat pada Gambar 3.1.

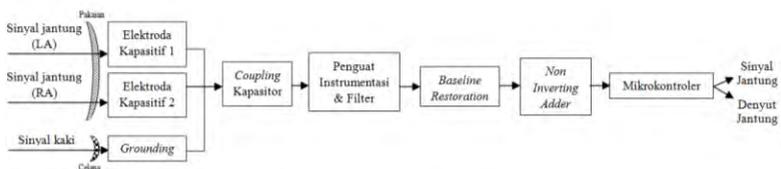
Input berupa sinyal jantung ditangkap menggunakan dua buah elektroda kapasitif yang diletakkan pada bagian sandaran kursi yang berfungsi sebagai sadapan *left arm* (LA) dan *right arm* (RA). Sedangkan *grounding* diletakkan pada bagian alas duduk. Selanjutnya sinyal akan dilewatkan pada penguat instrumentasi dan filter untuk mendapatkan bentuk sinyal jantung yang kasat oleh mata. Sinyal tersebut masih berupa sinyal analog sehingga sinyal diubah kedalam bentuk digital dan ditampilkan pada mikrokontroler STM32F429 yang sudah memiliki fitur LCD di dalamnya. Informasi yang ditampilkan adalah bentuk sinyal jantung beserta denyut jantung per menit.

3.1. Perancangan Sensor Kapasitif

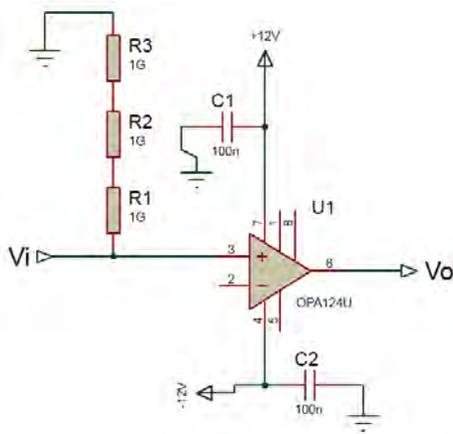
Sensor kapasitif digunakan untuk menangkap sinyal jantung dari dalam tubuh secara kapasitif sehingga sinyal tetap dapat ditangkap walaupun elektroda tidak bersentuhan langsung dengan tubuh dan terhalang oleh pakaian. Sensor kapasitif ini sendiri terbagi menjadi 2 komponen utama yaitu elektroda kapasitif dan *shield*.

3.1.1. Elektroda

Elektroda digunakan untuk menangkap sinyal jantung melalui permukaan kulit. Metode yang biasa digunakan adalah dengan kontak langsung (*direct*) dimana elektroda diletakkan langsung pada permukaan kulit dengan tambahan *conductive gel* sehingga sinyal dapat ditangkap dengan baik. Elektroda kapasitif memiliki konsep yang berbeda dengan elektroda pada umumnya.



Gambar 3.1 Blok diagram perancangan sistem



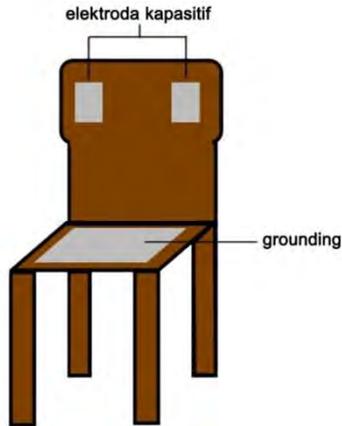
Gambar 3.2 Skematik sensor elektroda kapasitif

Elektroda kapasitif menangkap sinyal baik melalui penghalang berupa pakaian sekalipun. Hal ini menyebabkan sinyal yang tertangkap memiliki tegangan yang semakin kecil. Oleh karena itu dibutuhkan op amp dengan nilai impedansi *input* yang besar agar sinyal dapat ditangkap.

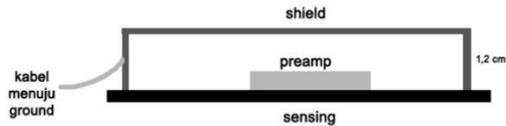
Opamp yang digunakan pada rangkaian pada Gambar 3.2 adalah OPA124U. Op amp ini memiliki *input* impedansi sebesar $10^{13}\Omega$. 3 buah resistor $R_1, R_2,$ dan R_3 memiliki nilai masing-masing $1G\Omega$ dipasang secara seri membentuk tahanan $3G\Omega$ dihubungkan pada pin *input* dan *ground* yang berfungsi sebagai *bias current*. Rangkaian ini disebut dengan *pre amplifier*.

Elektroda kapasitif di desain menggunakan *dual-layer* PCB berukuran $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ setebal 1 mm dimana salah satu sisi elektroda dibiarkan kosong dan sisi lainnya diberikan rangkaian yang berfungsi sebagai *pre amplifier*. Sedangkan untuk *grounding* digunakan *one-layer* PCB berukuran $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ setebal 1mm yang diletakkan pada alas duduk.

Elektroda kapasitif yang digunakan sebanyak 2 buah dan diletakkan pada sandaran kursi tepat pada garis lurus *left arm* dan *right arm* di bagian atas kiri dan kanan jantung dan *grounding* pada bagian tempat duduk dari kursi. Sistem keseluruhan untuk sensor kapasitif dapat dilihat pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Konfigurasi kursi



Gambar 3.4 Konfigurasi *shield*

3.1.2. *Shield*

Shielding merupakan metode untuk melindungi rangkaian dari *noise* yang tidak diperlukan dari lingkungan sekitar. *Shield* yang digunakan terbuat dari karton yang dibentuk menyerupai tudung menutupi rangkaian dan dilapisi dengan aluminium *foil* dengan tinggi 1,2cm. Bagian dalam dari *shield* dilapisi dengan isolasi untuk menghindari terjadinya *short* pada rangkaian. Sedangkan pada bagian luar dibiarkan terbuka dan dihubungkan langsung dengan *ground*. Konfigurasi *shield* yang dirancang dapat dilihat pada Gambar 3.4.

3.2. Perancangan Instrumentasi Elektrokardiogram

Instrumentasi elektrokardiogram digunakan untuk mengakuisisi hasil sinyal jantung sehingga dapat dilihat dengan kasat mata. Perancangan instrumentasi terdiri dari Penguat Instrumentasi, *Low Pass Filter* (LPF), *High Pass Filter* (LPF), *Band Stop Filter* (BSF), *baseline restoration* dan *non inverting adder*.

3.2.1. Penguat Instrumentasi

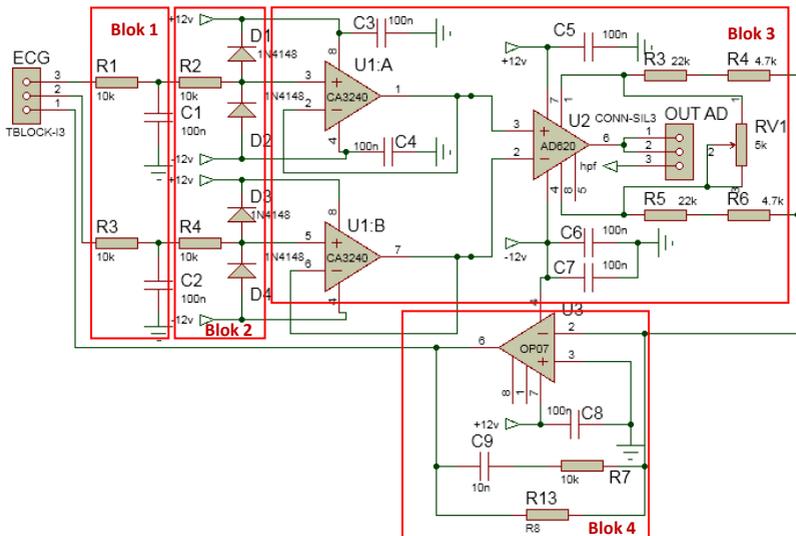
Rangkaian penguat instrumentasi dibagi menjadi 4 bagian utama yaitu *low pass filter*, rangkaian proteksi, rangkaian penguat, dan rangkaian *drive right leg*. Gabungan dari keempat rangkaian diatas membentuk suatu rangkaian penguat instrumentasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.5.

Rangkaian *low pass filter* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.5 blok 1 bertujuan untuk mengurangi efek *gain bandwidth* yang dimiliki oleh rangkaian op amp. *Gain bandwidth* merupakan karakteristik yang dimiliki oleh rangkaian op amp dimana semakin tinggi frekuensi masukan, maka semakin kecil penguatannya. *Cutoff* filter yang diinginkan adalah 160 Hz karena dianggap sinyal dengan frekuensi diatas *cutoff* tersebut merupakan *noise* yang tidak diinginkan.

Nilai yang ditetapkan untuk $C=100\text{ nF}$ sehingga nilai R :

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

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



Gambar 3.5 Rangkaian penguat instrumentasi

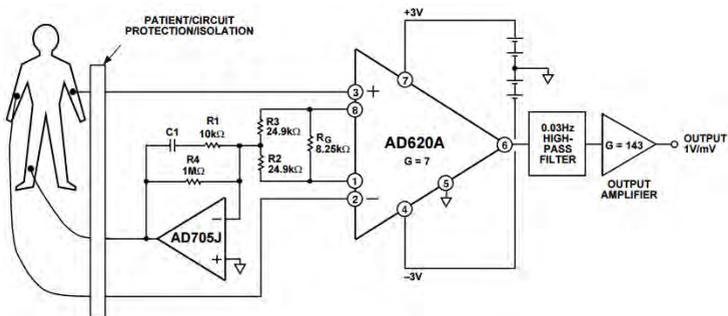
Rangkaian selanjutnya adalah rangkaian proteksi pada Gambar 3.5 blok 2. Rangkaian ini bertujuan untuk melindungi instrumentasi elektrokardiogram dari tegangan tinggi. Sebagai contoh adalah defibrilator. Cara kerja dari rangkaian ini adalah ketika tegangan *input* melebihi +12.7V, D9 akan ON sehingga tegangan *input* pada AD620 sebesar +12.7V. Sedangkan ketika tegangan *input* lebih kecil dari -12.7V, D6 akan ON sehingga tegangan pada *input* positif AD620 sebesar -12.7V.

Kemudian sinyal dilewatkan pada rangkaian utama yaitu AD620 seperti pada Gambar 3.5 blok 3. IC AD620 memiliki tahanan *input* sebesar $10M\Omega$ dan CMRR 100dB saat $G=10$. Sinyal jantung memiliki karakteristik amplitudo sekitar 1mV, sehingga diperlukan penguatan sebesar 1000 kali. Berdasarkan Persamaan 2.18, nilai R_G yang dibutuhkan dapat diketahui.

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

$$R_G = 50\Omega$$

Suatu rangkaian penguat instrumentasi tentu tidak dapat terhindar dari adanya *noise* dan CMRR. Untuk itu digunakan rangkaian *drive right leg* seperti pada Gambar 3.5 blok 4. Rangkaian ini mengacu pada *datasheet* AD620 seperti pada Gambar 3.6.



Gambar 3.6 Panduan *drive right leg* pada IC AD620[13]

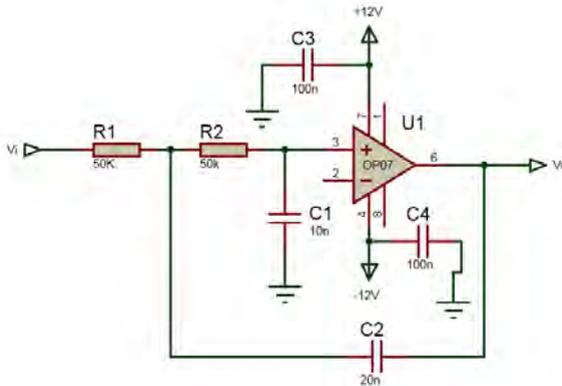
Rangkaian *drive left leg* memiliki masukan setengah dari selisih tegangan diantara masukkan (+) dan masukkan (-) AD620, atau setengah dari selisih tegangan diantara masukkan/ inputan. Cara kerja dari rangkaian ini yaitu dengan memberikan tegangan ke permukaan kulit di kaki kanan.

3.2.2. Low Pass Filter

Low pass filter pada rangkaian digunakan untuk meredam sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cutoff*. *Low pass filter* di *cascade* sebanyak 3 buah dan didesain menggunakan topologi *Sallen-key* seperti pada Gambar 3.7. *Cutoff* filter dibuat sebesar 100 Hz karena sinyal diatas frekuensi tersebut tidak mengandung informasi sinyal jantung. Berdasarkan Persamaan 3.2 jika nilai $C_1=10\text{nF}$ dan $C_2=2$ kali $C_1=20\text{nF}$, maka dapat dihitung nilai resistansi R_1 sama dengan R_2 :

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

$$R = R_1 = R_2 = 49.2\text{k}\Omega \approx 50\text{k}\Omega$$



Gambar 3.7 Rangkaian *low pass filter*

3.2.3. High Pass Filter

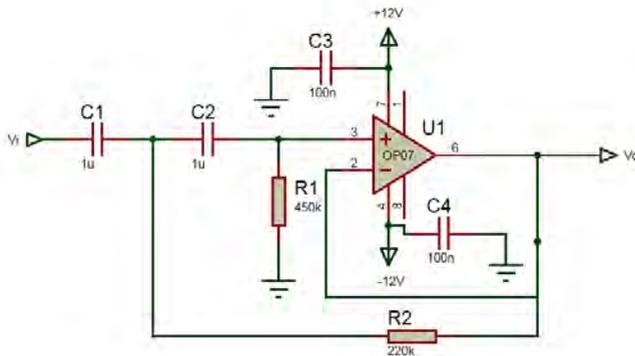
High pass filter pada rangkaian digunakan untuk meredam sinyal dibawah frekuensi *cutoff*.. Filter didesain menggunakan topologi *Sallen-key* seperti pada Gambar 3.8. Pada rangkaian didesain *cutoff* sebesar 0,5 Hz untuk meredam interferensi sinyal listrik otot dan sinyal DC dan mengambil informasi sinyal yang diperlukan. Berdasarkan Persamaan (3.3)jika nilai R_1 adalah dua kali nilai R_2 yaitu 37issal $R_1=450k\Omega$ dan $R_2 = 220k\Omega$, maka dapat dihitung nilai kapasitansi C_1 sama dengan nilai kapasitansi C_2 yaitu:

$$0,5 \text{ Hz} = \frac{1}{2.3.14 \sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot 450k \cdot 220k}}$$

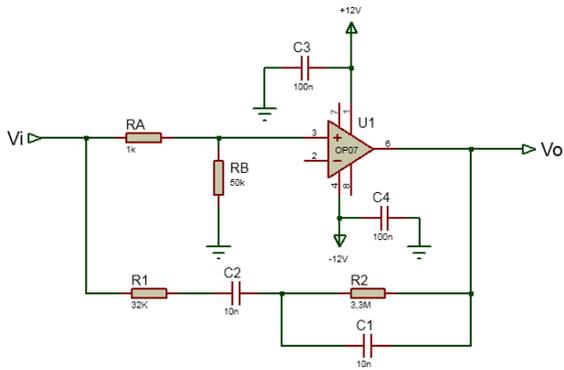
$$C_1 = 1\mu\text{F}; C_2 = 1\mu\text{F}$$

3.2.4. Band Stop Filter

Band stop filter pada rangkaian digunakan untuk meredam sinyal interferensi jala-jala dengan frekuensi 50 Hz. Filter di *cascade* sebanyak 3 buah dengan nilai-nilai komponen yang sama agar atenuasi pada frekuensi yang diinginkan semakin tajam. Berdasarkan Persamaan 3.2 diperoleh nilai resistansi dan kapasitansi dari rangkaian, jika frekuensi tengah yang diinginkan adalah 50 Hz dan lebar bandwidth yang diinginkan adalah 10 Hz maka dapat dimisalkan $C = C_1 = C_2 = 10\text{nF}$, sehingga didapatkan nilai resistansi yang diinginkan.



Gambar 3.8 Rangkaian *high pass filter*



Gambar 3.9 Rangkaian *band stop filter*

ω_r merupakan simbol untuk frekuensi sudut sinyal yang ingin diredam sedangkan ω_B adalah simbol untuk frekuensi sudut *bandwidth* sinyal yang ingin diredam.

$$\omega_r = 2\pi f = 2.3,14.50 = 314$$

$$\omega_B = 2\pi f = 2.3,14.10 = 62,8$$

Selanjutnya, dengan kedua parameter tersebut dapat dihitung faktor kualitas (Q).

$$Q = \frac{\omega_r}{\omega_B} = \frac{3,14}{62,8} = 5$$

Kemudian nilai R_1 dan R_2 bisa didapatkan dengan memasukkan variabel yang telah dituliskan diatas.

$$R_2 = \frac{2}{\omega_B \cdot C} = \frac{2}{62,8 \cdot 10 \times 10^{-9}} = \frac{2 \times 10^{-9}}{628} = 628$$

$$R_1 = \frac{R_2}{4 \cdot Q^2} = \frac{3,2 \times 10^6}{4 \cdot 5^2} = 32 \times 10^3 = 32K$$

3.2.5. Baseline Restoration

Baseline restoration digunakan untuk mempercepat *reset* dari suatu filter *high pass* yang memiliki *time constant* yang tinggi. Selain itu, *baseline restoration* digunakan untuk mengembalikan sinyal pada *baseline* nya sehingga sinyal yang dihasilkan tetap stabil. Rangkaian *baseline* menggunakan relay sebagai *switch* karena relay tidak akan mengubah resistansi dari filter *high pass*. Hal tersebut dilakukan agar frekuensi *cutoff* dari filter *high pass* tidak bergeser. Skematik rangkaian *baseline restoration* dapat dilihat pada Gambar 3.10.

3.2.6. Non Inverting Adder

Rangkaian penjumlah tak membalik (*non inverting adder*) bertujuan untuk menaikkan sinyal ECG sehingga *range* dari sinyal yang tadinya negatif menjadi positif dan bisa dibaca oleh mikrokontroler.

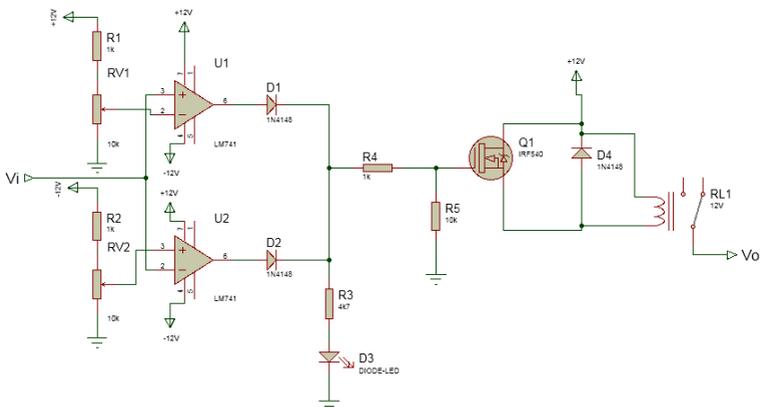
Berdasarkan Persamaan (2.15) dapat diperoleh nilai dari masing-masing tahanan pada rangkaian *adder*. Jika nilai $R=10\text{k}\Omega$, maka nilai R_1, R_2, R_3, R_4 adalah $10\text{k}\Omega$.

$$V_o = V_1 + V_2 \quad (3.1)$$

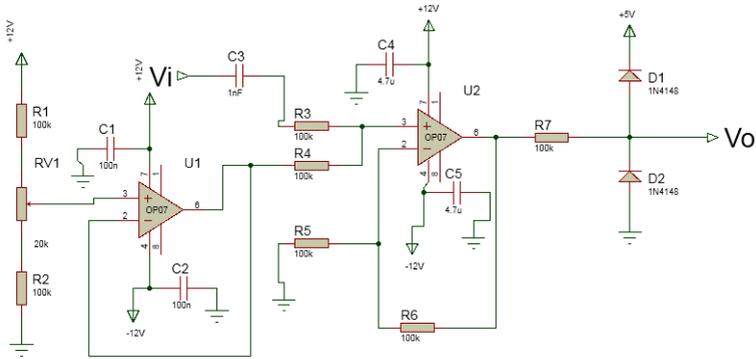
V_o pada Persamaan (3.1) merupakan tegangan yang akan disampling dan *hold* oleh ADC, V_1 adalah *output* dari BSF, V_2 adalah tegangan *offset* dengan nilai 1 volt. Sehingga Persamaan menjadi:

$$V_o = V_1 + 1 \text{ volt}$$

Skematik rangkaian dapat dilihat pada Gambar 3.11.



Gambar 3.10 Rangkaian *baseline restoration*

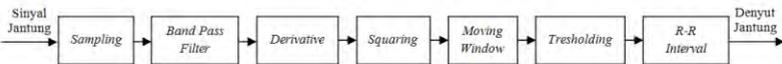


Gambar 3.11 Rangkaian *non inverting adder*

3.3. Perancangan *Interface* pada Mikrokontroler

Perancangan *interface* pada mikrokontroler bertujuan sebagai pengolahan sinyal lebih lanjut untuk mendapatkan nilai denyut jantung. Software yang digunakan adalah CooCox IDE.

CooCox IDE digunakan untuk memproses sinyal jantung menjadi informasi denyut jantung. Blok diagram pemrosesan sinyal dapat dilihat pada Gambar 3.12



Gambar 3.12 Diagram blok pemrosesan sinyal pada CooCox IDE

Sinyal jantung hasil pemrosesan secara analog masuk kedalam mikrokontroler. Mikrokontroler yang digunakan adalah STM32F429 dengan pemrograman berbasis ARM. Fitur yang digunakan pada mikrokontroler ini antara *Analog to Digital Converter* (ADC) dan *Timer*. ADC yang digunakan adalah ADC 8 bit sehingga resolusi dari ADC tersebut :

$$resolusi = \frac{V_{ref}}{2^8 - 1} = \frac{3000 \text{ mV}}{255} = 11,764 \text{ mV/bit}$$

Sedangkan fitur *timer* digunakan sebagai *sampling* agar data ADC dapat diambil setiap 1 mS. Fitur *timer* dibangkitkan menggunakan *library* *system.h* menggunakan perintah dibawah ini.

```
void systick_init(void)
{
    /*Init SysTick*/
    SystemCoreClockUpdate();
    if (SysTick_Config(SystemCoreClock/1000))
    {
        /*Capture error*/
        while(1);
    }
}
```

Nilai *timer* didapatkan dari *Systick_config(SystemCoreClock/1000)*. Nilai dari *SystemCoreClock* dibagi 1000 agar nilai *timer* yang awalnya 1s menjadi 1mS. *Interrupt Systick* ditambahkan kedalam program sebagai perintah pembacaan ADC setiap 1mS.

```
void SysTick_Handler(void)
{
    sinyal1=read_adc(11);
}
```

Selanjutnya untuk meningkatkan kualitas dari sinyal, ditambahkan *band pass filter* yang merupakan gabungan dari *low pass filter* dan *high pass filter*. Filter yang digunakan merupakan jenis IIR (*Infinite Impulse Response*) dan dirancang menggunakan metode *pole zero*. Pada metode *pole zero* terdapat dua buah parameter utama yaitu *r* dan *theta*. Penurunan persamaan dilakukan sehingga didapatkan persamaan *band pass filter* dalam *time domain*. Berikut penjabaran persamaan filter.

$$H(z) = \frac{(z-1)(z+1)}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \quad (3.2)$$

$$H(z) = \frac{z^2-1}{z^2-zre^{-j\theta}-zre^{j\theta}+re^{-j\theta} \cdot re^{-j\theta}} \quad (3.3)$$

$$H(z) = \frac{z^2-1}{z^2-zr(e^{j\theta} + e^{-j\theta}) + r^2} \quad (3.4)$$

$$H(z) = \frac{z^2-1}{z^2-2 \cos \theta zr + r^2} \quad (3.5)$$

Rumusan mencari Persamaan hasil *filter* :

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{z^2-1}{z^2-2 \cos \theta zr + r^2} \left| \frac{1/z^2}{1/z^2} \right| \quad (3.6)$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1-z^{-2}}{1-2 \cos \theta z^{-1} r + r^2 z^{-2}} \quad (3.7)$$

$$(1 - 2 \cos \theta z^{-1} r + r^2 z^{-2}) Y(z) = (1 - z^{-2}) X(z) \quad (3.8)$$

Kemudian dari Persamaan tersebut diubah ke *Time Domain* (TD) :

$$y(n) - 2 \cos \theta r y(n-1) + r^2 y(n-2) = x(n) - \square(n-2) \quad (3.9)$$

$$y(n) = x(n) - x(n-2) + 2 \cos \theta r y(n-1) - r^2 y(n-2) \quad (3.10)$$

Persamaan matematis dari respon frekuensi :

$$H(\Omega) = H(z) \Big|_z = e^{j\Omega} \quad (3.11)$$

$$H(\Omega) = \frac{e^{j2\Omega}-1}{e^{j2\Omega} - e^{j\Omega} r 2 \cos \theta + r^2} \quad (3.12)$$

$$H(\Omega) = \frac{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 1}{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega - 2 r \cos \theta j \sin \Omega + r^2} \quad (3.13)$$

$$H(\Omega) = \frac{(\cos 2\Omega - 1) + j (\sin 2\Omega)}{(\cos 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega + r^2) + j (\sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \sin \Omega)} \quad (3.14)$$

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

$$|H(\Omega)| = \sqrt{\frac{(\cos 2\Omega - 1)^2 + (\sin 2\Omega)^2}{(\cos 2\Omega - 2 r \cos \theta \cos \Omega + r^2)^2 + (\sin 2\Omega - 2 r \cos \theta \sin \Omega)^2}} \quad (3.15)$$

Persamaan yang digunakan sebagai filter adalah Persamaan (3.10) yang merupakan persamaan dalam *time domain*.

Kemudian jika merujuk pada algoritma Pan-Thomkins, sinyal dilewatkan pada proses *derivative* untuk mengetahui *slope* dari QRS *complex*. Namun karena proses ini sama dengan proses *band pass filter*, maka tahapan ini tidak perlu digunakan.

Selanjutnya, sinyal mengalami proses *squaring* agar nilai menjadi positif dan *magnitude* menjadi lebih besar. Persamaan untuk *squaring* dituliskan dalam Persamaan (3.16).

$$y[n] = (x[n])^2 = x[n].x[n] \quad (3.16)$$

Tahapan selanjutnya yaitu *moving window*. Tahapan ini bertujuan agar sinyal QRS *complex* yang tidak normal dengan amplitudo besar menjadi lebih jelas sehingga gelombang R lebih mudah terdeteksi. Persamaan *moving window* dituliskan dalam Persamaan (3.17) dan Persamaan (3.17).

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i-j] \quad (3.17)$$

Nilai M ditetapkan pada angka 150 disesuaikan dengan durasi QRS *complex* pada umumnya. Persamaan (3.17) dapat dijabarkan kedalam suatu persamaan yang lebih sederhana seperti pada Persamaan (3.18).

$$y[n] = \frac{1}{150} (x[n] + x[n-1] + x[n-2] + \dots + x[n-149]) \quad (3.18)$$

Kemudian proses selanjutnya adalah *thresholding*. Proses ini bertujuan mendeteksi awal terjadinya QRS *complex*. Saat sinyal berada diatas *threshold*, maka nilai variabel R=1, sedangkan ketika sinyal berada dibawah nilai *threshold*, maka nilai variabel R=0. Proses *threshold* dituliskan dalam Persamaan (3.19).

$$val_R[n] = \begin{cases} 1, & x[n] > threshold \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (3.19)$$

Setelah tiap terjadinya QRS *complex* melalui proses *threshold*, jarak dari R-R interval dihitung dengan Persamaan (3.20). Penghitungan ini dilakukan dengan menghitung selisih waktu *threshold* sekarang dengan *threshold* sebelumnya.

$$RR_{interval} = n - last_n \quad (3.20)$$

Nilai dari n mewakili 1 mS dan $last_n$ merupakan n terakhir pada saat QRS terdeteksi sebelumnya.

Kemudian masuk kedalam tahapan terakhir yaitu penghitungan denyut jantung. Nilai denyut jantung diperoleh melalui Persamaan (3.8).

$$denyut\ jantung = \frac{60000}{RR_{interval}} \quad (3.8)$$

Angka 6000 merupakan selang waktu dalam 1 menit dalam satuan ms sesuai dengan waktu *sampling*.

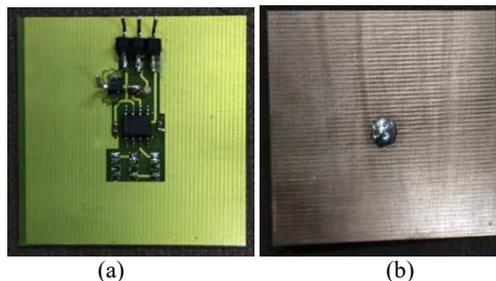
BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

4.1. Pengujian Sensor Kapasitif

Penelitian mengenai sensor kapasitif tergolong penelitian baru sehingga keandalannya masih perlu diuji. Pengujian yang dilakukan memiliki beberapa tahap diantaranya pengujian secara langsung, pengujian langsung dengan *shield*, pengujian langsung dengan *coupling* kapasitor, dan pengujian sensor dengan berbagai jenis kain. Terdapat 3 sensor yang digunakan. Setiap sensor diberi label sensor A, sensor B, dan sensor C. Bentuk fisik dari sensor kapasitif dapat dilihat pada Gambar 4.1.

4.1.1. Pengujian Langsung

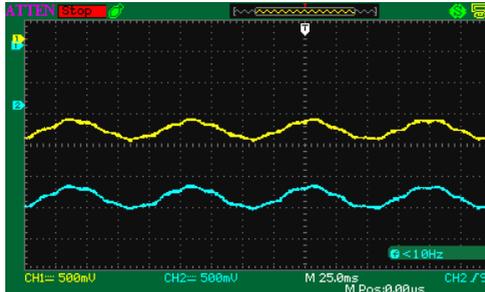
Pengujian langsung dilakukan dengan memberikan *input* sinyal sinus dengan varian tegangan dan frekuensi. Sinyal dihubungkan melalui kabel menuju lempeng tembaga berukuran 6.5cmx10cm dan dilihat respon dari tegangan maksimum, tegangan minimum, amplitudo, dan *gain*. *Input* berupa sinyal sinusoidal dengan amplitudo 500 mV. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.1.



Gambar 4.1 Elektroda kapasitif (a) tampak atas (b) tampak bawah

Tabel 4.1 Pengujian sensor langsung

| Sensor | V_{\max} (mV) | V_{\min} (mV) | V_{pp} (mV) | Gain |
|--------|-----------------|-----------------|---------------|------|
| A | -7,6 | -6,0 | 1,6 | 3,2 |
| B | -8,6 | -6,8 | 1,8 | 3,6 |
| C | -9,0 | -7,4 | 1,6 | 3,2 |



Gambar 4.2 Keluaran sinyal dengan pengujian langsung

Dari pengujian yang dilakukan, salah satunya pada Gambar 4.2 terlihat bahwa sinyal yang didapatkan tidak stabil dan *baseline* masih berubah-ubah dengan bentuk sinyal yang sama sehingga nilai *gain* yang diakibatkan oleh sensor tidak dapat diukur. Oleh karena itu, pengujian dilanjutkan dengan menambahkan kapasitor yang berfungsi sebagai *coupling* untuk menghilangkan variabel DC.

Untuk mencari nilai kapasitor yang paling baik, pengujian dilakukan dengan menggunakan kapasitor polar dan non polar. Kapasitor dibedakan dengan kode NP-K(Non Polar Keramik), NP-M(Non Polar MKM), dan P-TAB (Polar Tabung).TS merupakan singkatan Tidak Stabil.

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan *function generator* secara paralel ke 3 tembaga, kemudian masing-masing tembaga dihubungkan dengan sensor. *Input* yang digunakan merupakan sinyal sinus dengan $V_{\max}=100\text{mV}$ dan $V_{\min}=-140\text{mV}$. Hasil pengujian dari masing-masing sensor dapat dilihat pada Tabel 4.2, 4.3, dan 4.4.

Tabel 4.2 Pengujian sensor A

| Nilai C (F) | Jenis | V_{\max} (mV) | V_{\min} (mV) | V_{pp} (mV) | Gain V_{\max} | Gain V_{\min} | Gain |
|-------------|-------|-----------------|-----------------|---------------|-----------------|-----------------|------|
| 0,33 nF | NP-K | 32 | -32 | 64 | 0.32 | 0.23 | 0.27 |
| 1 nF | NP-K | 56 | -56 | 112 | 0.56 | 0.40 | 0.47 |
| 5 nF | NP-K | 140 | -132 | 272 | 1.40 | 0.94 | 1.13 |
| 10 nF | NP-K | 192 | -200 | 392 | 1.92 | 1.43 | 1.63 |
| 22 nF | NP-K | 300 | -340 | 640 | 3.00 | 2.43 | 2.67 |
| 100 nF | NP-K | 380 | -380 | 760 | 3.80 | 2.71 | 3.17 |

| Nilai C (F) | Jenis | V _{max} (mV) | V _{min} (mV) | V _{pp} (mV) | Gain V _{max} | Gain V _{min} | Gain |
|-------------|-------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|------|
| 1 μF | NP-K | 400 | -380 | 780 | 4,00 | 2,71 | 3,25 |
| 22 nF | NP-M | 300 | -340 | 640 | 3,00 | 2,43 | 2,67 |
| 33 nF | NP-M | 340 | -324 | 664 | 3,40 | 2,31 | 2,77 |
| 100 nF | NP-M | 384 | -368 | 752 | 3,84 | 2,63 | 3,13 |
| 10 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |
| 47 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |
| 100 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |

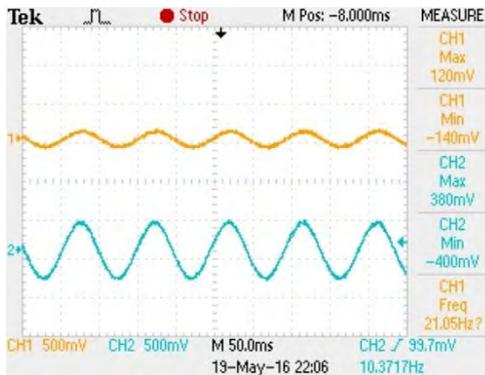
Tabel 4.3 Pengujian sensor B

| Nilai C (F) | Jenis | V _{max} (mV) | V _{min} (mV) | V _{pp} (mV) | Gain V _{max} | Gain V _{min} | Gain |
|-------------|-------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|------|
| 0,33 nF | NP-K | 40 | -40 | 80 | 0,40 | 0,29 | 0,33 |
| 1 nF | NP-K | 44 | -56 | 100 | 0,44 | 0,40 | 0,42 |
| 5 nF | NP-K | 148 | -148 | 296 | 1,48 | 1,06 | 1,23 |
| 10 nF | NP-K | 200 | -200 | 400 | 2,00 | 1,43 | 1,67 |
| 22 nF | NP-K | 308 | -308 | 616 | 3,08 | 2,20 | 2,57 |
| 100 nF | NP-K | 376 | -360 | 736 | 3,76 | 2,57 | 3,07 |
| 1 μF | NP-K | 392 | -360 | 752 | 3,92 | 2,57 | 3,13 |
| 22 nF | NP-M | 304 | -300 | 604 | 3,04 | 2,14 | 2,52 |
| 33 nF | NP-M | 344 | -328 | 672 | 3,44 | 2,34 | 2,80 |
| 100 nF | NP-M | 376 | -360 | 736 | 3,76 | 2,57 | 3,07 |
| 10 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |
| 47 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |
| 100 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |

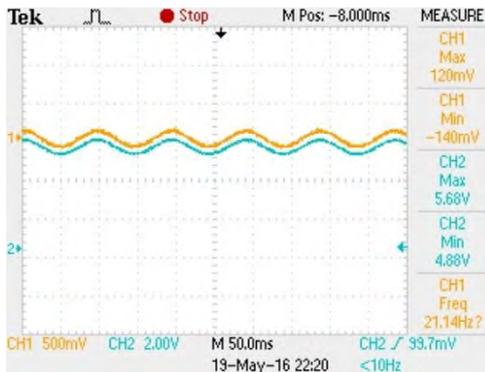
Tabel 4.4 Pengujian sensor C

| Nilai C (F) | Jenis | V _{max} (mV) | V _{min} (mV) | V _{pp} (mV) | Gain V _{max} | Gain V _{min} | Gain |
|-------------|-------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|------|
| 0,33 nF | NP-K | 32 | -32 | 64 | 0,32 | 0,23 | 0,27 |
| 1 nF | NP-K | 56 | -56 | 112 | 0,56 | 0,40 | 0,47 |
| 5 nF | NP-K | 140 | -180 | 320 | 1,40 | 1,29 | 1,33 |
| 10 nF | NP-K | 200 | -220 | 420 | 2,00 | 1,57 | 1,75 |
| 22 nF | NP-K | 320 | -340 | 660 | 3,20 | 2,43 | 2,75 |
| 100 nF | NP-K | 380 | -400 | 780 | 3,80 | 2,86 | 3,25 |
| 1 μF | NP-K | 400 | -380 | 780 | 4,00 | 2,71 | 3,25 |
| 22 nF | NP-M | 300 | -320 | 620 | 3,00 | 2,29 | 2,58 |

| Nilai C (F) | Jenis | V _{max} (mV) | V _{min} (mV) | V _{pp} (mV) | Gain V _{max} | Gain V _{min} | Gain |
|-------------|-------|-----------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|------|
| 33 nF | NP-M | 340 | -360 | 700 | 3,40 | 2,57 | 2,92 |
| 100 nF | NP-M | 380 | -380 | 760 | 3,80 | 2,71 | 3,17 |
| 10 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |
| 47 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |
| 100 μF | P-TAB | TS | TS | 1000 | 4,17 | TS | TS |



Gambar 4.3 Keluaran sinyal dengan kapasitor nonpolar keramik 10nF

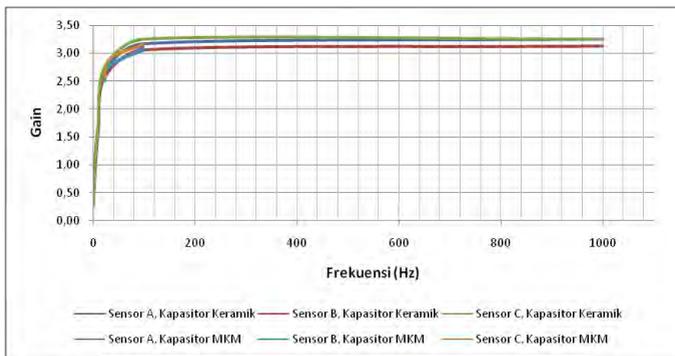


Gambar 4.4 Keluaran sinyal dengan kapasitor polar tabung 100μF

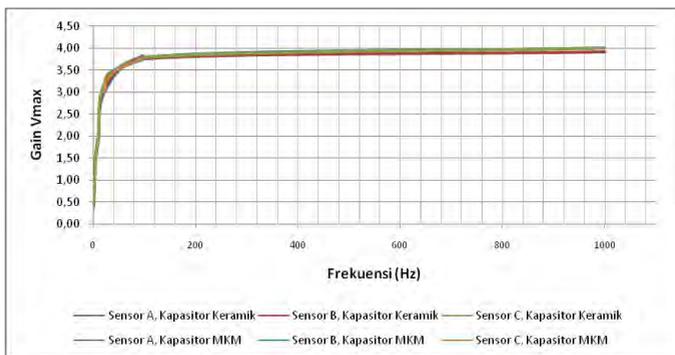
Dari pengujian yang telah dilakukan terlihat bahwa kapasitor non polar baik tipe keramik maupun MKM mampu memindahkan *baseline* keluaran menjadi stabil di angka 0 sedangkan kapasitor polar

tidak memberikan pengaruh. Hasil dari pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.3 dan 4.4.

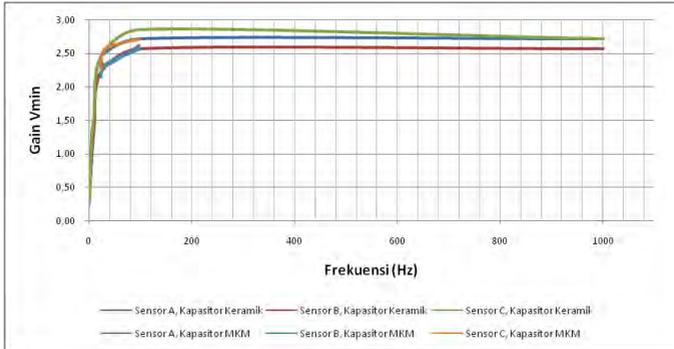
Selain itu dapat disimpulkan bahwa semakin besar nilai kapasitor yang digunakan, semakin besar pula tegangan yang dihasilkan. Hal ini dikarenakan semakin besar nilai kapasitor, semakin besar pula tegangan yang dapat disimpan. Hal ini berlaku juga untuk *gain* baik *gain* V_{pp} , V_{max} , maupun V_{min} memiliki nilai yang hampir sama untuk setiap kapasitor yang digunakan dan tegangan masukan seperti ditampilkan pada Gambar 4.5, 4.6, dan 4.7. Namun, jika melihat dari kebutuhan sensor itu sendiri, nilai *gain* yang diberikan sensor adalah berkisar pada angka 3 sampai 3,5 sehingga nilai kapasitor dengan spesifikasi yang diperlukan berada pada nilai 100nF dan 1 μ F.



Gambar 4.5 Grafik *gain* V_{pp} terhadap perubahan frekuensi



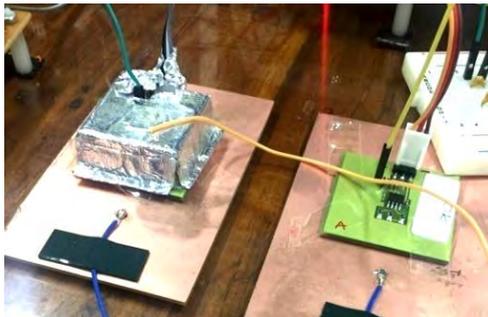
Gambar 4.6 Grafik *gain* V_{max} terhadap perubahan frekuensi



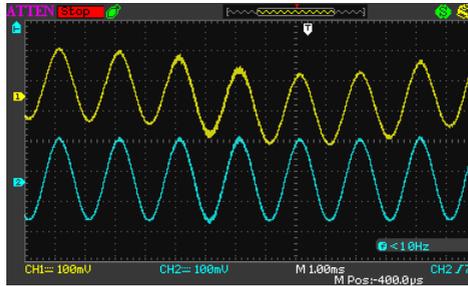
Gambar 4.7 Grafik *gain* V_{min} terhadap perubahan frekuensi

4.1.2. Pengujian Langsung dengan *Shield*

Pengujian *shield* bertujuan untuk membuktikan seberapa besar efek yang diberikan oleh *shield* terhadap *output* rangkaian. Pengujian dilakukan dengan membandingkan 2 buah sensor seperti pada Gambar 4.8 dengan keadaan salah satu sensor dilapisi dengan *shield* dan yang satu tidak. Interferensi yang diberikan berupa jari telunjuk yang diletakkan dengan jarak 1 cm dari *shield*.



Gambar 4.8 Konfigurasi pengujian keandalan *shield*



Gambar 4.9 Hasil pengujian rangkaian tanpa dan dengan *shield*

Pada Gambar 4.9 terdapat 2 buah sinyal. Kuning (atas) merupakan rangkaian dengan *shield* dan biru (bawah) adalah tanpa *shield*. Walaupun tidak terlihat secara signifikan pada gambar, jika dilihat secara kontinu akan terlihat jelas bahwa sinyal dari rangkaian dengan *shield* lebih tahan terhadap interferensi. Hal ini dikarenakan IC yang digunakan pada *preamp* merupakan IC dengan *input* impedansi tinggi sehingga sangat sensitif terhadap sinyal disekitarnya sehingga dibutuhkan *shield* untuk membuang sinyal-sinyal yang tidak dibutuhkan menuju keground.

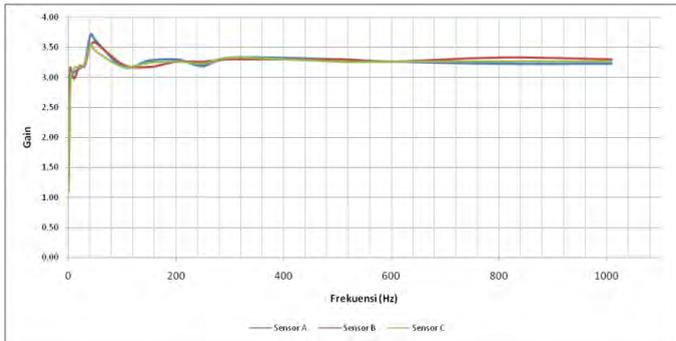
4.1.3. Pengujian Sensor Secara Langsung

Pengujian secara lengkap dilakukan dengan memvariasikan tegangan *input* dan frekuensi serta melihat respon dari 3 sensor yang digunakan. Setiap sensor diberi label Sensor A, Sensor B, dan Sensor C. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan sensor secara paralel menuju 3 tembaga dengan ukuran 6,5cmx10cm. Kemudian dicari data *gain* tiap sensor.

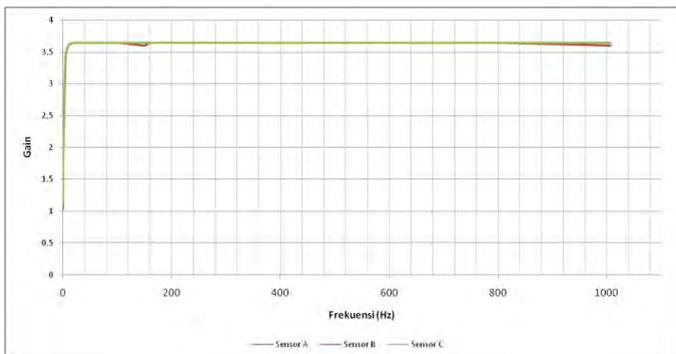
Dari pengujian yang dilakukan terlihat bahwa respon ketiga sensormenunjukkan nilai *gain* yang terus naik mulai saat frekuensi 0,5 Hz dan mencapai puncak saat frekuensi 40 Hz kemudian stabil saat frekuensi 100 Hz keatas dengan *gain* sebesar 3,3. Grafik respon *gain* sensor terhadap perubahan frekuensi dapat dilihat pada Gambar 4.10.

Selanjutnya tegangan *input* sinus dinaikkan menjadi 240mV, -260mV sehingga amplitudo tegangan sebesar 500mV. Dari pengujian yang dilakukan terlihat bahwa respon ketiga sensor menunjukkan nilai yang saling mendekati. Respon *gain* terus naik mulai saat frekuensi 0,5 Hz dan stabil saat frekuensi 10 Hz keatas. Nilai *gain* tersebut stabil pada

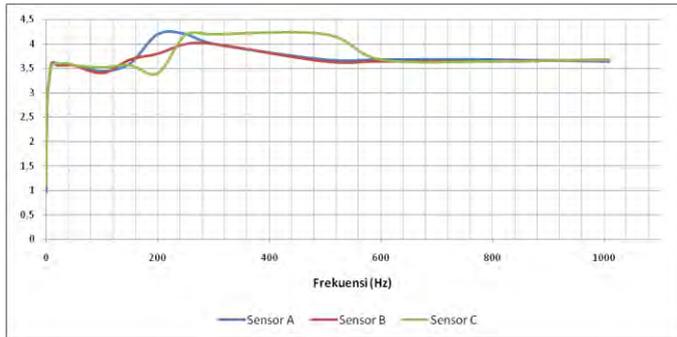
angka 3,6. Grafik respon *gain* sensor terhadap perubahan frekuensi dapat dilihat pada Gambar 4.11.



Gambar 4.10 Respon *gain* sensor saat $V_i=228$ mV



Gambar 4.11 Respon *gain* sensor saat $V_i=500$ mV



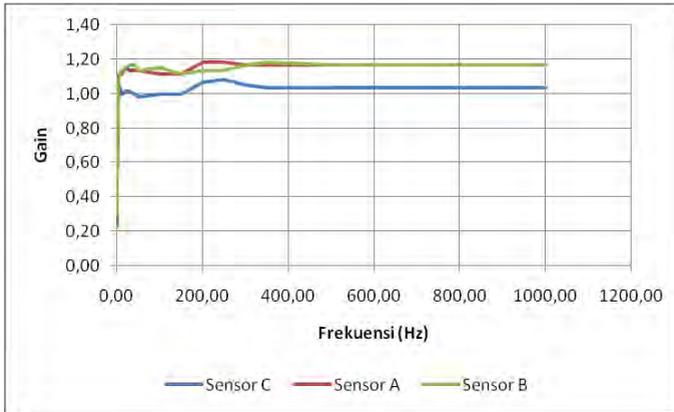
Gambar 4.12 Respon *gain* sensor saat $V_i=1000$ mV

Selanjutnya tegangan *input* sinus dinaikkan menjadi 520mV, -480mV sehingga amplitudo tegangan sebesar 100 mV atau 1V. Dari pengujian yang dilakukan terlihat bahwa respon ketiga sensor menunjukkan nilai yang kurang stabil untuk setiap sensornya. Pada nilai-nilai tertentu respon *gain* berbeda untuk setiap sensor. Ketiga sensor mencapai nilai *gain* yang stabil saat frekuensi diatas 500 Hz. Nilai *gain* tersebut stabil pada angka 3,6. Grafik respon *gain* sensor terhadap perubahan frekuensi dapat dilihat pada Gambar 4.12.

Berdasarkan pengujian 3 sensor dengan variasi tegangan dan frekuensi, dapat disimpulkan bahwa semakin besar tegangan *input* semakin besar pula *gain* yang dihasilkan. Nilai *gain* maksimum sebesar 3,6 dan mulai stabil saat frekuensi diatas 10 Hz.

4.1.4. Pengujian Sensor Dengan Kain

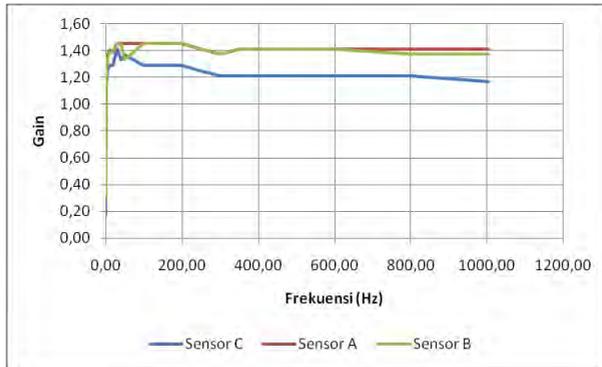
Pengujian secara lengkap dilakukan dengan memvariasikan tegangan *input* dan frekuensi serta melihat respon dari 3 sensor yang digunakan. Setiap sensor diberi label Sensor A, Sensor B, dan Sensor C. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan sensor secara paralel menuju 3 tembaga dan diberi pembatas berupa kain dengan ukuran 6,5cmx10cm. Kemudian dicari data *gain* tiap sensor.



Gambar 4.13 Respon *gain* sensor saat $V_i=240$ mV

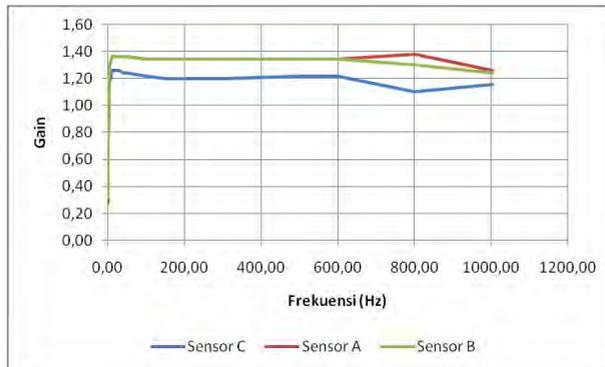
Dari pengujian yang dilakukan terlihat bahwa respon ketiga sensor pada *gain* terus naik mulai saat frekuensi 0,5 Hz dan mencapai puncak saat frekuensi 40 Hz kemudian stabil saat frekuensi 100 Hz keatas dengan *gain* sebesar 1,12. Grafik respon *gain* sensor terhadap perubahan frekuensi dapat dilihat pada Gambar 4.13.

Selanjutnya tegangan *input* sinus dinaikkan menjadi 240mV, -260mV sehingga amplitudo tegangan sebesar 500mV. Dari pengujian yang dilakukan terlihat bahwa respon *gain* terus naik mulai saat frekuensi 0,5 Hz dan stabil saat frekuensi 10 Hz keatas. Nilai *gain* tersebut stabil pada angka 1. Grafik respon *gain* sensor terhadap perubahan frekuensi dapat dilihat pada Gambar 4.14.



Gambar 4.14 Respon *gain* sensor saat $V_i=500$ mV

Selanjutnya tegangan *input* sinus dinaikkan menjadi 520mV, -480mV sehingga amplitudo tegangan sebesar 1000 mV atau 1 V. Dari pengujian yang dilakukan terlihat bahwa respon ketiga sensormenunjukkan nilai yang kurang stabil untuk setiap sensornya. Pada nilai-nilai tertentu respon *gain* berbeda untuk setiap sensor. Ketiga sensor mencapai nilai *gain* yang stabil saat frekuensi diatas 500 Hz. Nilai *gain* tersebut stabil pada angka 1,2. Grafik respon *gain* sensor terhadap perubahan frekuensi dapat dilihat pada Gambar 4.15.



Gambar 4.15 Respon *gain* sensor saat $V_i=1000$ mV

Berdasarkan pengujian 3 sensor dengan variasi tegangan dan frekuensi, dapat disimpulkan bahwa semakin besar tegangan *input* semakin besar pula *gain* yang dihasilkan. Nilai *gain* maksimum sebesar 1,26 dan mulai stabil saat frekuensi diatas 10 Hz.

4.2. Pengujian Instrumentasi Elektrokardiogram

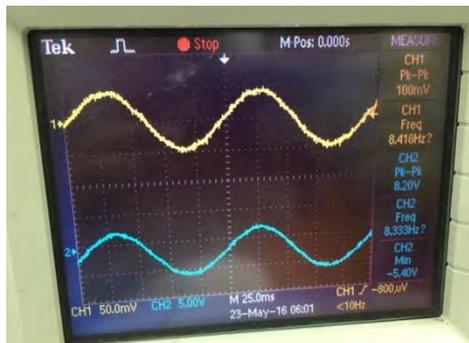
Pengujian instrumentasi elektrokardiogram meliputi semua bagian *signal processing* diantaranya penguat instrumentasi, *low pass filter*, *high pass filter*, *band stop filter*, *baseline restoration* dan *non inverting adder*.

4.2.1. Pengujian Penguat Instrumentasi

Pengujian penguatan IC AD620 dilakukan dengan membandingkan penguatan secara teoritis dengan penguatan saat pengukuran. Pada pengujian ini digunakan RG sebesar 900Ω. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.16 dengan sinyal *input* berwarna kuning dan *output* berwarna biru. Berdasarkan pengujian, didapatkan data $V_i=100\text{ mV}$, $V_o=8,2\text{V}$ sehingga :

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = \frac{8,2 \times 1000}{100} = 82 \text{ kali} \quad (\text{pengujian})$$

$$A_v = \frac{49,4\text{K}\Omega}{900\Omega} + 1 = 55,88 \text{ kali} \quad (\text{teori})$$



Gambar 4.16 Sinyal hasil pengujian penguat instrumentasi

Penguatan yang dihasilkan secara pengujian dan teoritis menghasilkan nilai yang berbeda namun tidak banyak mempengaruhi hasil dari kualitas sinyal yang dihasilkan.

Pengujian selanjutnya adalah mengetahui besarnya CMRR rangkaian. Konfigurasi pengukuran dilakukan sesuai dengan Gambar 4.17. Pengujian *common mode* dilakukan dengan menghubungkan *input(+)* dan *input(-)* IC dengan sinyal dengan frekuensi, amplitudo, dan fase yang sama. Sedangkan pengujian *differential mode* dilakukan dengan menghubungkan *input(+)* IC dengan *function generator* dan *input(-)* dengan *ground*. Kemudian dari konfigurasi ini dihitung nilai penguatan masing-masing mode hingga bisa didapatkan nilai CMRR. Sinyal *input* yang digunakan adalah sinyal sinus 208mV. Hasil pengujian CMRR ditampilkan pada Tabel 4.5.

Tabel 4.5 Pengujian CMRR AD620

| No | f _i (Hz) | V _d (mV) | V _c (mV) | Ad | Ac | CMRR |
|----|------------------------|------------------------|---------------------|----|----|--------|
| 1 | 10 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 2 | 40 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 3 | 80 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 4 | 100 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 5 | 150 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 6 | 250 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 7 | 500 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |
| 8 | 1000 | 10400 | 208 | 50 | 1 | 33,979 |

Keterangan:

f_i = frekuensi *input* (Hz)

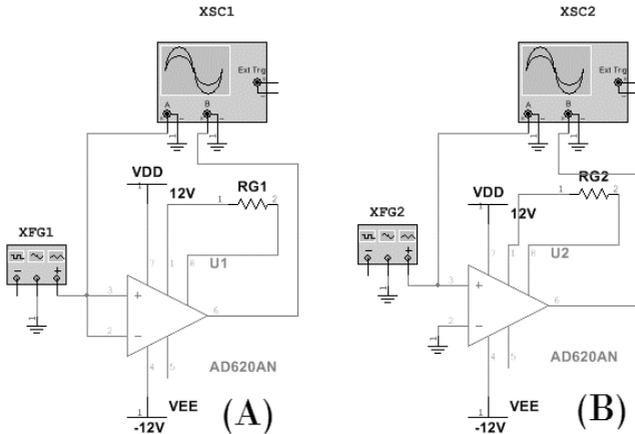
V_d = tegangan *output* mode diferensial (mV)

V_c = tegangan *output* mode *common* (mV)

Ad = penguatan mode differensial (kali)

Ac = penguatan mode *common* (kali)

CMRR= ratio berbanding penguatan differensial dan penguatan *common* (dB)

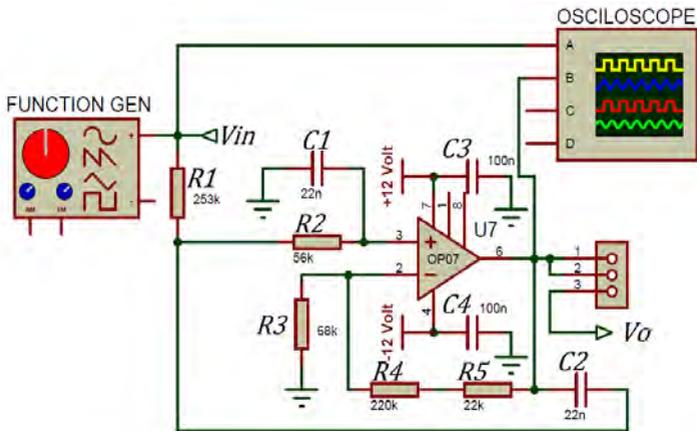


Gambar 4.17 Pengujian rangkaian penguat instrumentasi (A) *Common Mode* (B) *Differential Mode* [7][9]

Dari data pengujian yang dihasilkan, dapat dilihat bahwa penguatan differensial nilainya statis dan tidak berubah. Padahal secara teori seharusnya *gain* mengalami penurunan pada saat frekuensi naik, dikarenakan faktor *Gain Bandwidth Product* pada op amp. Nilai CMRR yang dihasilkan lebih kecil dari yang tercantum di datasheet, yaitu sebesar 100dB (saat $gain=10$). Semakin tinggi nilai CMRR maka kemampuan IC instrumentasi untuk mereject sinyal yang tidak diperlukan akan semakin baik.

4.2.2. Pengujian *Low Pass Filter*

Pengujian *low pass filter* dilakukan seperti pada Gambar 4.18. Sinyal *input* merupakan sinyal sinus dengan amplitudo 500mV. Data hasil pengujian ditampilkan pada Tabel 4.6.

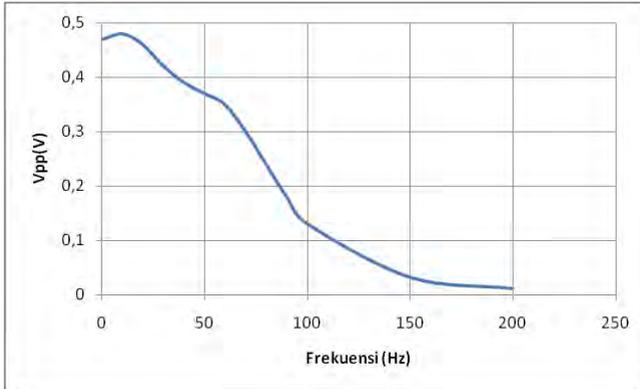


Gambar 4.18 Konfigurasi pengujian *low pass filter*

Tabel 4.6 Data pengujian *low pass filter*

| f_{in} (Hz) | V_{pp} (V) |
|---------------------------------|--------------------------------|
| 1 | 0,47 |
| 10 | 0,48 |
| 20 | 0,46 |
| 30 | 0,42 |
| 40 | 0,39 |
| 50 | 0,37 |
| 60 | 0,35 |
| 70 | 0,30 |
| 80 | 0,24 |
| 90 | 0,18 |
| 100 | 0,13 |
| 150 | 0,03 |
| 200 | 0,01 |

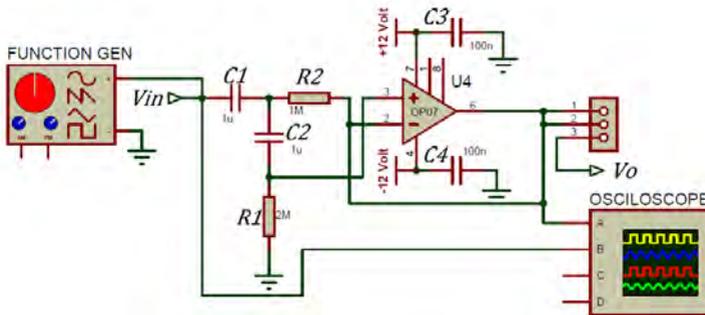
Nilai frekuensi saat *cutoff* berada saat $V_{out}=0,707V_{in}$ yaitu pada saat $V_{out}=0,3535$. Nilai ini berada saat frekuensi berkisar pada 60 Hz. Nilai *cutoff* berbeda jauh dengan desain yaitu 100 Hz. Grafik respon *low pass filter* ditunjukkan pada Gambar 4.19.



Gambar 4.19 Respon *low pass filter*

4.2.3. Pengujian *High Pass Filter*

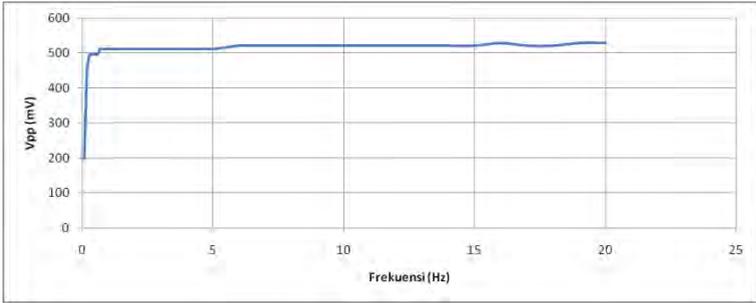
Pengujian *high pass filter* dilakukan seperti pada Gambar 4.20. Sinyal *input* merupakan sinyal sinus dengan amplitudo 500mV. Data hasil pengujian ditampilkan pada Tabel 4.7.



Gambar 4.20 Konfigurasi pengujian *high pass filter*

Tabel 4.7 Data pengujian *high pass filter*

| fin (Hz) | Vpp (mV) |
|-----------------|-----------------|
| 20 | 528 |
| 19 | 528 |
| 18 | 520 |
| 17 | 520 |
| 16 | 528 |
| 15 | 520 |
| 14 | 520 |
| 13 | 520 |
| 12 | 520 |
| 11 | 520 |
| 10 | 520 |
| 9 | 520 |
| 8 | 520 |
| 7 | 520 |
| 6 | 520 |
| 5 | 512 |
| 4 | 512 |
| 3 | 512 |
| 2,0 | 512 |
| 1,0 | 512 |
| 0,9 | 512 |
| 0,8 | 512 |
| 0,7 | 512 |
| 0,6 | 496 |
| 0,5 | 496 |
| 0,4 | 496 |
| 0,3 | 496 |
| 0,2 | 448 |
| 0,1 | 196 |

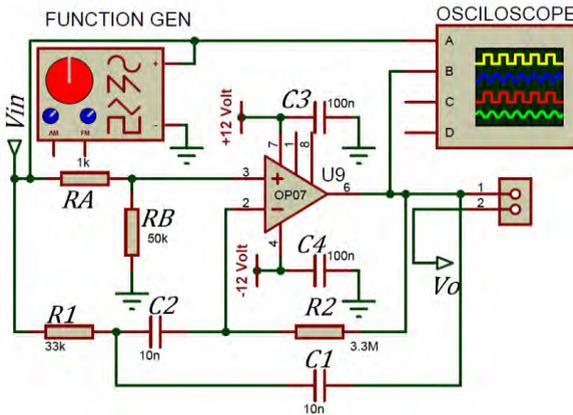


Gambar 4.21 Respon *high pass filter*

Cutoff filter berada saat tegangan $0,707 \times 500\text{mV} = 353,5\text{mV}$ yaitu saat tegangan berada pada range frekuensi antara 0,1 dan 0,2 Hz. Nilai *cutoff* berbeda dengan desain awal filter yaitu 0,5 Hz. Grafik respon *low pass filter* ditunjukkan pada Gambar 4.21.

4.2.4. Pengujian *Band Stop Filter*

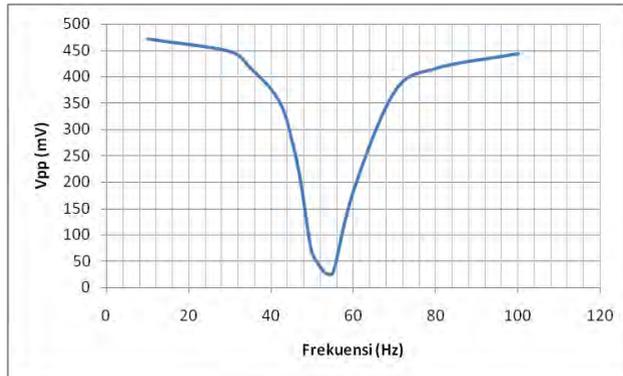
Pengujian *band stop filter* dilakukan seperti pada Gambar 4.22. Sinyal *input* merupakan sinyal sinus dengan amplitudo 500mV. Data hasil pengujian ditampilkan pada Tabel 4.8.



Gambar 4.22 Konfigurasi pengujian *band stop filter*

Tabel 4.8 Data pengujian *band stop filter*

| fin (Hz) | Vpp (mV) |
|-----------------|-----------------|
| 10 | 472 |
| 30 | 448 |
| 35 | 416 |
| 40 | 376 |
| 43 | 336 |
| 45 | 280 |
| 47 | 208 |
| 49 | 104 |
| 50 | 64 |
| 53 | 28 |
| 55 | 28 |
| 60 | 184 |
| 70 | 372 |
| 80 | 416 |
| 100 | 444 |



Gambar 4.23 Respon *band stop filter*

Dari pengujian yang dilakukan didapatkan nilai tegangan yang rendah pada saat frekuensi berkisar pada angka 50 Hz dengan lebar *bandwidth* 22 Hz seperti pada Gambar 4.23 sehingga rangkaian ini dapat meredam sinyal jala-jala 50 Hz.

4.2.5. Pengujian Baseline Restoration

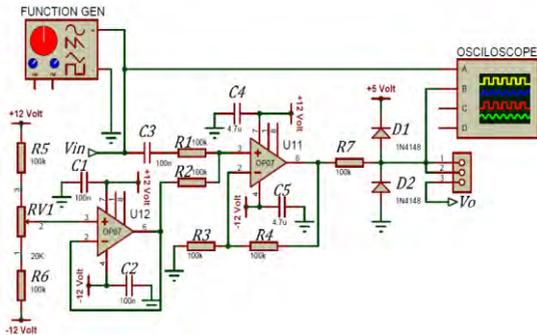
Pengujian *baseline restoration* dilakukan dengan menentukan batas atas dan batas bawah dari masing-masing op amp. Batas atas diset pada angka +2V, dan batas bawah pada -2V. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.9. Hasil pengujian menunjukkan bahwa saat tegangan *input* berada dibawah -2V, maka *relay* akan ON dan membuat kapasitor *discharge* lebih cepat dan membuat sinyal kembali ke *baseline*. Sedangkan saat tegangan berada pada *range* -2V sampai dengan +2V, *relay* off karena sinyal masih berada pada *baseline*. Kemudian saat tegangan berada diatas +2V, *relay* kembali ON dan membuat kapasitor *discharge* lebih cepat dan sinyal kembali ke *baseline*.

4.2.6. Pengujian Non Inverting Adder

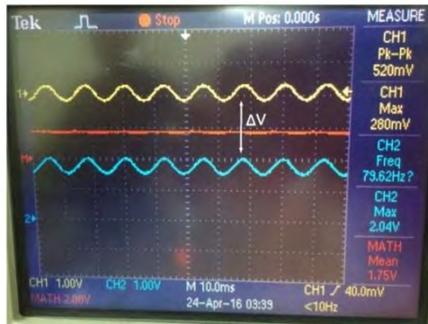
Pengujian *non inverting adder* dilakukan seperti pada Gambar 4.24. Sinyal *input* merupakan sinyal sinus dengan amplitudo 520mV. Data hasil pengujian ditampilkan pada Gambar 4.25. Sinyal berwarna kuning merupakan sinyal sebelum *adder* dan sinyal biru adalah sinyal sesudah *adder*. Kemudian pada osiloskop dipilih menu *Measure Math* untuk pengurangan untuk mendapatkan selisih dari kedua sinyal. Dari pengujian yang dilakukan didapatkan selisih 1,75 sehingga sinyal *output* akan dinaikkan sebanyak 1,75V keatas.

Tabel 4.9 Kondisi *relay* terhadap pengaruh tegangan *input*

| Tegangan Input (V) | Kondisi Relay |
|--------------------|---------------|
| -4 | ON |
| -3 | ON |
| -2 | OFF |
| -1 | OFF |
| 0 | OFF |
| 1 | OFF |
| 2 | OFF |
| 3 | ON |
| 4 | ON |



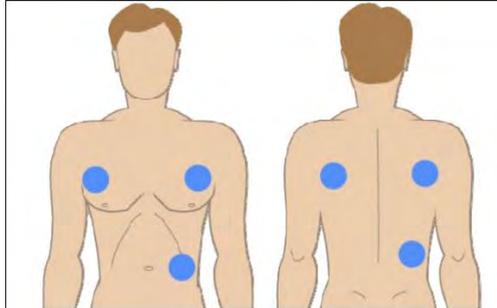
Gambar 4.24 Konfigurasi pengujian *non inverting adder*



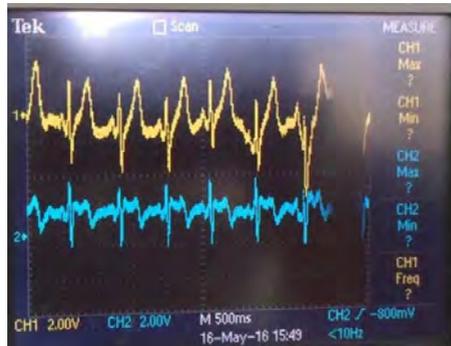
Gambar 4.25 Hasil pengujian rangkaian penjumlah

4.2.7. Pengujian Sistem Instrumentasi Elektrokardiografi

Setelah menguji respon dari tiap-tiap blok pada elektrokardiogram menggunakan sinyal *input function generator*, elektrokardiogram kemudian diuji menggunakan subjek manusia secara langsung. Pengujian sistem dilakukan dengan membandingkan antara hasil keluaran sinyal jika elektroda dipasang di bagian dada dan di punggung. Perbandingan ini dikarenakan nantinya elektroda yang telah didesain akan diletakkan pada bagian sandaran kursi sehingga perlu diuji keandalan sadapan sinyal jantung melalui punggung subjek. Konfigurasi peletakan elektroda dapat dilihat pada Gambar 4.26. Peletakan elektroda di punggung sama seperti di dada namun ditembuskan ke belakang. Perbandingan antara keluaran sinyal di bagian dada dan punggung dapat dilihat pada Gambar 4.27.



Gambar 4.26 Ilustrasi peletakan elektroda di dada (kiri) dan di punggung (kanan)

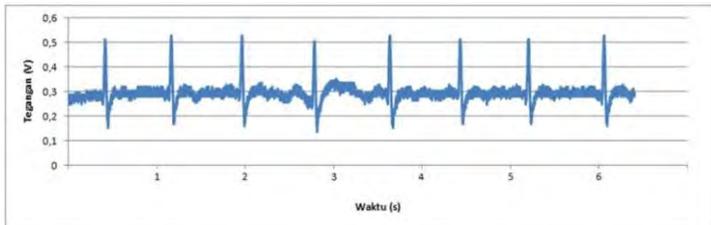


Gambar 4.27 Sinyal jantung sadapan di dada dan punggung

Dari pengujian yang telah dilakukan, pada Gambar 4.27, sinyal berwarna kuning (atas) merepresentasikan sadapan sinyal di dadad Sedangkan sinyal berwarna biru (bawah) merepresentasikan sadapan sinyal dari punggung. Sinyal keluaran sadapan dada maupun punggung memiliki hasil yang tidak jauh berbeda dan QRS *complex* dari masing-masing keluaran masih bisa terdeteksi dengan baik sehingga sadapan melalui punggung memiliki data yang *valid* untuk dijadikan sebagai sinyal jantung.

4.3. Pengujian Sensor Kapasitif dan Instrumentasi Elektrokardiografi

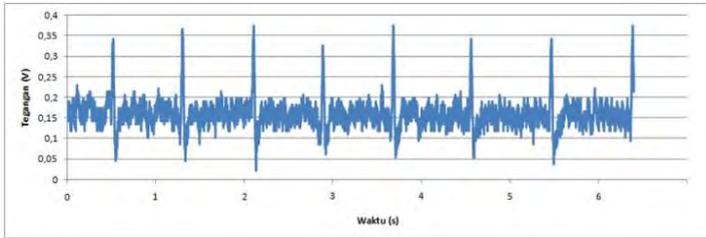
Selanjutnya pengujian dilakukan dengan menggabungkan sensor kapasitif dan instrumentasi. Pengujian ini bertujuan untuk mengevaluasi kinerja sistem dalam menampilkan sinyal jantung. Sebelumnya dilakukan pengujian secara langsung menggunakan *disposable electrode* sebagai pembandingan. Hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.28. Pengujian dengan *capacitive electrode* dilakukan dengan memvariasikan pakaian yang digunakan. Pengujian dilakukan dengan keadaan subjek mengenakan pakaian dan celana lengkap dan elektroda diletakkan sejajar dengan pemasangan elektroda di dada seperti pada Gambar 4.29. Hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.30, 4.31, 4.32.



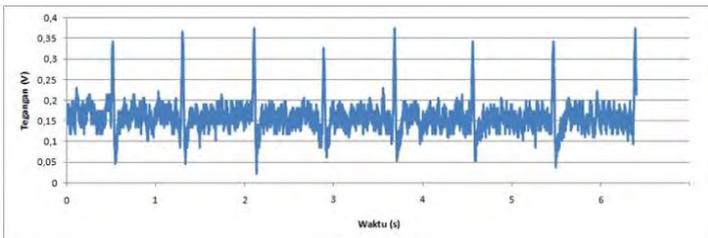
Gambar 4.28 Sinyal jantung dengan pengukuran langsung



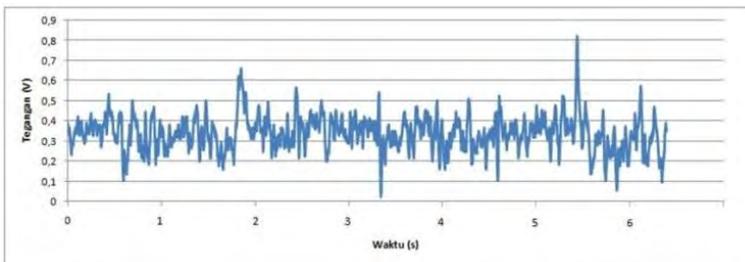
Gambar 4.29 Konfigurasi pengukuran



Gambar 4.30 Sinyal jantung dengan subjek menggunakan kemeja (1,5 mm)



Gambar 4.31 Sinyal jantung dengan subjek menggunakan kaos katun (2 mm)



Gambar 4.32 Sinyal jantung dengan subjek menggunakan jaket (5 mm)

Selanjutnya pengujian dilakukan dengan memvariasikan pakaian yang digunakan oleh subjek. Terdapat 3 variasi pakaian yaitu kemeja, kaos katun, dan jaket dengan ketebalan yang berbeda-beda. Dari pengujian pada Gambar 4.30, 4.31, dan 4.32 terlihat bahwa semakin tebal pakaian yang digunakan, semakin rendah pula kualitas sinyal yang dihasilkan. Dengan ini dapat disimpulkan bahwa ketebalan pakaian sangat berpengaruh terhadap kualitas sinyal yang dihasilkan. Hal ini selaras dengan rumus kapasitansi pada Persamaan (2.99).

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (2.99)$$

dimana :

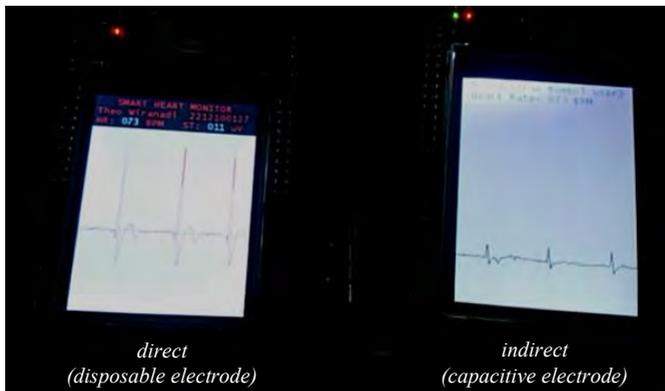
| | | |
|--------------|---|--|
| C | = | kapasitansi (F) |
| ϵ_0 | = | permitivitas ruang hampa ($8,85418781 \cdot 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$) |
| ϵ_r | = | konstanta dielektrik pakaian yang digunakan |
| A | = | luasan permukaan yang bersentuhan (m^2) |
| d | = | jarak (m) |

Sehingga ketebalan pakaian erat kaitannya dengan jarak(d). Semakin besar d, maka nilai C akan semakin kecil. Besarnya nilai C akan berpengaruh pada *cutoff* yang dibentuk oleh pakaian dan resistansi pada kulit sehingga semakin kecil nilai C, maka semakin besar *cutoff* nya. Tingginya *noise* yang muncul saat pakaian semakin tebal dapat disebabkan oleh terlalu tingginya *cutoff* di awal sehingga sinyal tidak dapat sepenuhnya lewat. Selain itu semakin jauh jarak antara sensor dengan kulit menyebabkan berbagai interferensi sinyal dari lingkungan sekitar dapat ditangkap oleh sensor sehingga *noise* menjadi semakin tinggi. Hal ini juga dapat dipengaruhi oleh CMRR dari IC penguat instrumentasi dimana nilai CMRR 33,979, IC tidak mampu sepenuhnya mereject *noise* yang tidak diperlukan dari lingkungan sekitarnya.

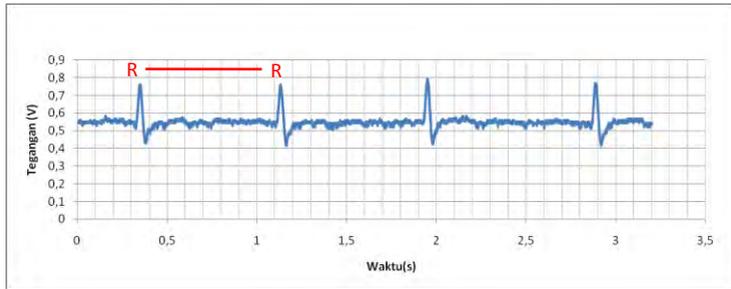
4.4. Pengujian Algoritma Deteksi Denyut Jantung

Pengujian algoritma denyut jantung meliputi sistem sensor kapasitif, instrumentasi elektrokardiografi, dan mikrokontroler. Pengujian dilakukan dengan subjek dengan variasi pakaian yang berbeda-beda. Sebelumnya, dilakukan pengujian algoritma pada mikrokontroler dengan *capacitive electrode* dan mikrokontroler lain dengan metode *direct*.

Pengujian dilakukan dengan Subjek A, berjenis kelamin laki-laki, berusia 21 tahun, memiliki berat badan 100 kg dalam kondisi sehat tanpa ada riwayat penyakit jantung. Saat pengujian, Subjek A menggunakan kaos (1mm) dan celana jeans (1,5mm). Selain itu pengujian juga dilakukan dengan menggunakan metode *direct* menggunakan mikrokontroler lainnya seperti pada Gambar 4.33. Hasil kedua mikrokontroler menunjukkan angka yang sama yaitu 73 bpm. Selanjutnya untuk menguji kebenaran hasil penghitungan mikrokontroler, dilakukan penghitungan manual berdasarkan data dari osiloskop. Hasil dari osiloskop ditunjukkan pada Gambar 4.34.



Gambar 4.33 Pengujian menggunakan 2 buah mikrokontroler dengan subjek A



Gambar 4.34 Hasil keluaran sinyal subjek A menggunakan osiloskop

1 kotak = 0,1 s

R-R interval = 8 kotak = 0,8 s

$Denyut\ jantung = \frac{1}{0,8} \cdot 60 = 75\ bpm$

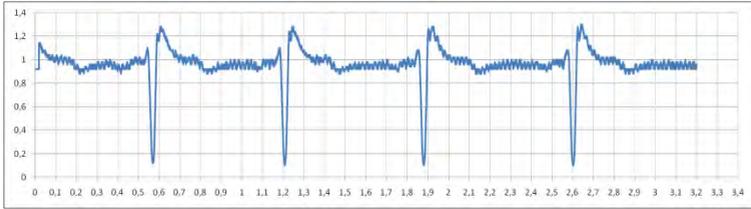
$$error = \left| \frac{denyut_{manual} - denyut_{mikrokontroler}}{denyut_{manual}} \right| \cdot 100\%$$

$$error = \left| \frac{75 - 73}{75} \right| \cdot 100\%$$

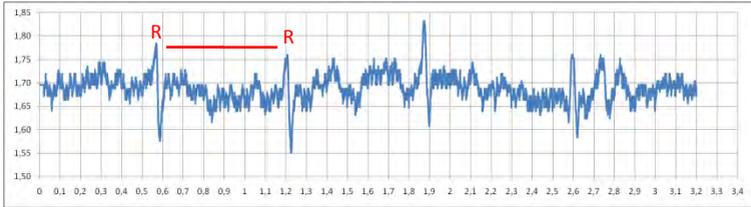
$$error = 2,67\%$$

Dari pengujian yang dilakukan, dapat disimpulkan bahwa algoritma penghitungan denyut jantung dengan *capacitive electrode* menghasilkan nilai yang sama dengan metode *direct*. Selain itu, hasil pada osiloskop tidak jauh berbeda dengan nilai *error* sebesar 2,67%. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu.

Subjek B berjenis kelamin laki-laki, berusia 21 tahun, memiliki berat badan 75 kg dengan kondisi sehat dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung. Pengukuran secara *direct* ditunjukkan pada Gambar 4.35. Sedangkan secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode* ditunjukkan pada Gambar 4.36.



Gambar 4.35 Sinyal jantung subjek B dengan pengukuran langsung



Gambar 4.36 Sinyal jantung subjek B menggunakan kemeja (1 mm) dan celana jeans (2 mm)

Berikut penghitungan denyut jantung secara manual :

1 kotak = 0,1 s

R-R interval = 6,5 kotak = 0,65 s

$$\text{Denyut jantung} = \frac{1}{0,65} \cdot 60 = 92 \text{ bpm}$$

Sedangkan penghitungan denyut jantung menggunakan mikrokontroler menunjukkan angka 93 bpm, sehingga :

$$\text{error} = \left| \frac{\text{denyut}_{\text{manual}} - \text{denyut}_{\text{mikrokontroler}}}{\text{denyut}_{\text{manual}}} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = \left| \frac{92 - 93}{92} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = 1,08\%$$

Dari pengujian yang dilakukan pada subjek B, hasil denyut jantung antara mikrokontroler dengan penghitungan secara manual tidak menunjukkan hasil yang jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Selain itu pencuplikan secara manual menggunakan osiloskop

hanya menggunakan ketelitian 0,25 s. Nilai *error* penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 1,08%.

Subjek C berjenis kelamin laki-laki, berusia 20 tahun, memiliki berat badan 75 kg dengan kondisi sehat dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung. Pengukuran secara *direct* ditunjukkan pada Gambar 4.37. Sedangkan secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode* ditunjukkan pada Gambar 4.38.

Berikut penghitungan denyut jantung secara manual :

1 kotak = 0,1 s

R-R interval = 8,5 kotak = 0,85 s

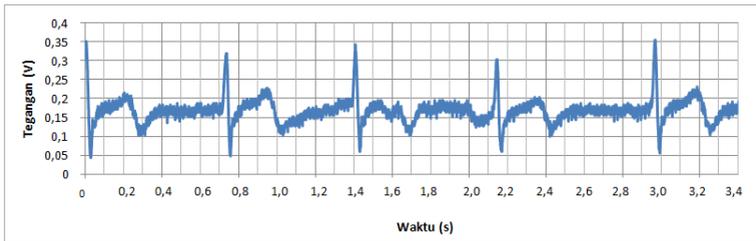
$$\text{Denyut jantung} = \frac{1}{0,85} \cdot 60 = 70,58 \text{ bpm}$$

Sedangkan penghitungan denyut jantung menggunakan mikrokontroler menunjukkan angka 72 bpm, sehingga :

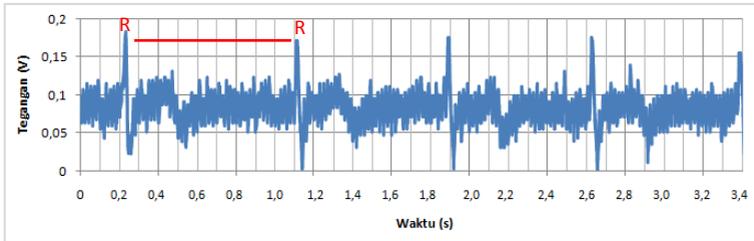
$$\text{error} = \left| \frac{\text{denyut}_{\text{manual}} - \text{denyut}_{\text{mikrokontroler}}}{\text{denyut}_{\text{manual}}} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = \left| \frac{70,58 - 72}{70,58} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = 2\%$$



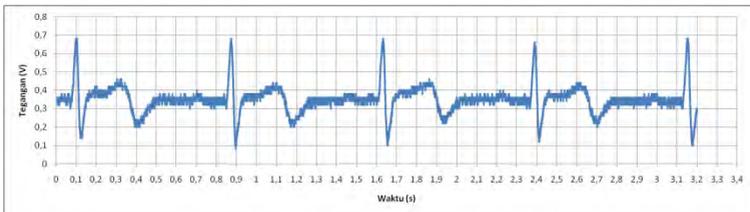
Gambar 4.37 Sinyal jantung subjek C dengan pengukuran langsung



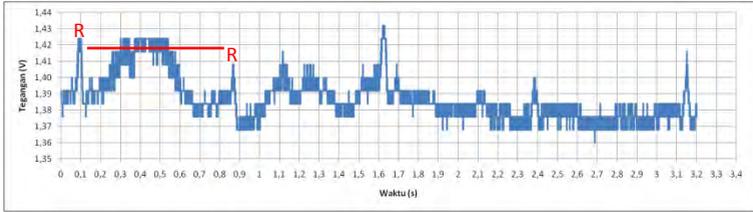
Gambar 4.38 Sinyal jantung subjek C menggunakan kemeja (1mm) dan celana kain (1 mm)

Dari pengujian yang dilakukan pada subjek C, hasil denyut jantung antara mikrokontroler dengan penghitungan secara manual tidak menunjukkan hasil yang jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Selain itu pencuplikan secara manual menggunakan osiloskop hanya menggunakan ketelitian 0,25 s. Nilai *error* penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 2%.

Subjek D berjenis kelamin laki-laki, berusia 21 tahun, memiliki berat badan 82 kg dengan kondisi sehat dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung. Pengukuran secara *direct* ditunjukkan pada Gambar 4.39. Sedangkan secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode* ditunjukkan pada Gambar 4.40.



Gambar 4.39 Sinyal jantung subjek D dengan pengukuran langsung



Gambar 4.40 Sinyal jantung subjek D menggunakan kemeja (1 mm) dan celana jeans (2 mm)

Berikut penghitungan denyut jantung secara manual :

1 kotak = 0,1 s

R-R interval = 7,5 kotak = 0,75 s

$$\text{Denyut jantung} = \frac{1}{0,75} \cdot 60 = 80 \text{ bpm}$$

Sedangkan penghitungan denyut jantung menggunakan mikrokontroler menunjukkan angka 81 bpm, sehingga :

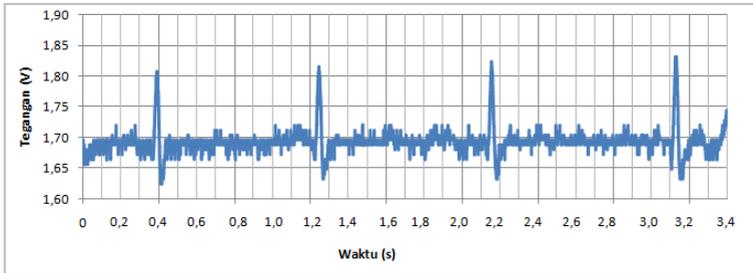
$$\text{error} = \left| \frac{\text{denyut}_{\text{manual}} - \text{denyut}_{\text{mikrokontroler}}}{\text{denyut}_{\text{manual}}} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = \left| \frac{80 - 81}{80} \right| \cdot 100\%$$

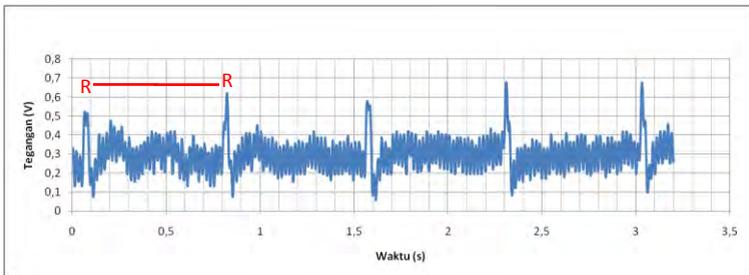
$$\text{error} = 1,25\%$$

Dari pengujian yang dilakukan pada subjek D, hasil denyut jantung antara mikrokontroler dengan penghitungan secara manual tidak menunjukkan hasil yang jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Selain itu pencuplikan secara manual menggunakan osiloskop hanya menggunakan ketelitian 0,25 s. Nilai *error* penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 1,25%.

Subjek E berjenis kelamin perempuan, berusia 21 tahun, memiliki berat badan 52 kg dengan kondisi sehat dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung. Pengukuran secara *direct* ditunjukkan pada Gambar 4.41. Sedangkan secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode* ditunjukkan pada Gambar 4.42.



Gambar 4.41 Sinyal jantung subjek E dengan pengukuran langsung



Gambar 4.42 Sinyal jantung subjek E menggunakan kemeja (1 mm) dan celana jeans (2 mm)

Berikut penghitungan denyut jantung secara manual :

1 kotak = 0,1 s

R-R interval = 7,5 kotak = 0,75 s

$$\text{Denyut jantung} = \frac{1}{0,75} \cdot 60 = 80 \text{ bpm}$$

Sedangkan penghitungan denyut jantung menggunakan mikrokontroler menunjukkan angka 82 bpm, sehingga :

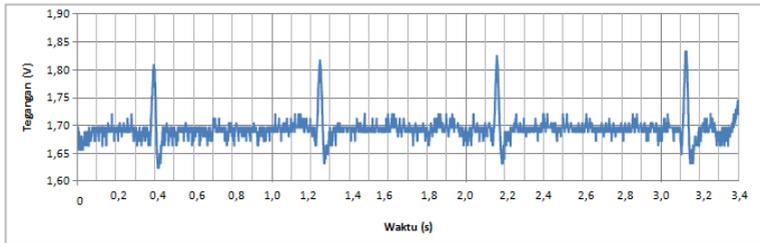
$$\text{error} = \left| \frac{\text{denyut}_{\text{manual}} - \text{denyut}_{\text{mikrokontroler}}}{\text{denyut}_{\text{manual}}} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = \left| \frac{80 - 82}{80} \right| \cdot 100\%$$

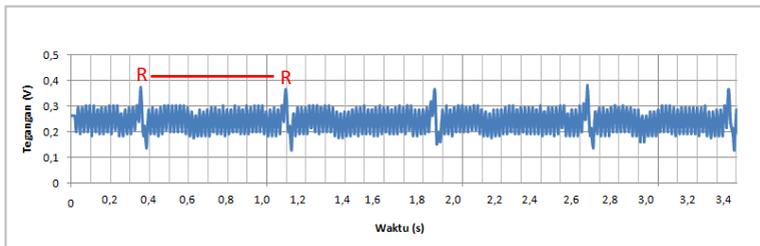
$$\text{error} = 2,5\%$$

Dari pengujian yang dilakukan pada subjek E, hasil denyut jantung antara mikrokontroler dengan penghitungan secara manual tidak menunjukkan hasil yang jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Selain itu pencuplikan secara manual menggunakan osiloskop hanya menggunakan ketelitian 0,25 s. Nilai *error* penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 2,5%.

Subjek F berjenis kelamin perempuan, berusia 21 tahun, memiliki berat badan 55 kg dengan kondisi sehat dan tidak memiliki riwayat penyakit jantung. Pengukuran secara *direct* ditunjukkan pada Gambar 4.43. Sedangkan secara *indirect* menggunakan *capacitive electrode* ditunjukkan pada Gambar 4.44.



Gambar 4.43 Sinyal jantung subjek F dengan pengukuran langsung



Gambar 4.44 Sinyal jantung subjek F menggunakan kaos (1 mm) dan celana kain (1,5 mm)

Berikut penghitungan denyut jantung secara manual :

1 kotak = 0,1 s

R-R interval = 7,5 kotak = 0,75 s

$$\text{Denyut jantung} = \frac{1}{0,75} \cdot 60 = 80 \text{ bpm}$$

Sedangkan penghitungan denyut jantung menggunakan mikrokontroler menunjukkan angka 81 bpm, sehingga :

$$\text{error} = \left| \frac{\text{denyut}_{\text{manual}} - \text{denyut}_{\text{mikrokontroler}}}{\text{denyut}_{\text{manual}}} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = \left| \frac{80 - 81}{80} \right| \cdot 100\%$$

$$\text{error} = 1,25\%$$

Dari pengujian yang dilakukan pada subjek F, hasil denyut jantung antara mikrokontroler dengan penghitungan secara manual tidak menunjukkan hasil yang jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Selain itu pencuplikan secara manual menggunakan osiloskop hanya menggunakan ketelitian 0,25 s. Nilai *error* penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 1,25%.

Tabel 4.10 Rekap hasil pengujian denyut jantung

| No | Subjek | Pakaian | Celana | Mikro kontroler (bpm) | Osiloskop (bpm) | Error (%) |
|------------------------|--------|---------------|---------------|-----------------------|-----------------|-------------|
| 1 | A | Kaos (1 mm) | Jeans (1,5mm) | 73 | 75 | 2,67 |
| 2 | B | Kemeja (1 mm) | Jeans (2 mm) | 92 | 93 | 1,08 |
| 3 | C | Kemeja (1 mm) | Kain (1 mm) | 72 | 70,58 | 2,00 |
| 4 | D | Polo (2 mm) | Kain (2 mm) | 80 | 81 | 1,25 |
| 5 | E | Kaos (0,5 mm) | Jeans (1,5mm) | 82 | 80 | 2,5 |
| 6 | F | Kaos (1 mm) | Kain (1,5mm) | 81 | 80 | 1,25 |
| Rata-rata error | | | | | | 1,79 |

Dari 6 pengujian dengan subjek dan pakaian yang berbeda, dapat disimpulkan bahwa hasil denyut jantung yang dihasilkan oleh mikrokontroler dan osiloskop tidak jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Selain itu pencuplikan secara manual menggunakan osiloskop hanya menggunakan ketelitian 0,25 s sehingga dapat mempengaruhi hasil penghitungan. Rekap hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.10. Nilai *error* rata-rata penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 1,79% dibandingkan dengan penghitungan manual.

LAMPIRAN

Pengujian sensor secara *direct*

- Pengujian sensor secara *direct* dengan $V_i = 228 \text{ mV}$

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 0,5 | 1,23 | 1,23 | 1,09 |
| 1,031 | 1,77 | 1,98 | 1,79 |
| 2,12 | 2,60 | 2,67 | 2,56 |
| 3,09 | 3,16 | 3,16 | 2,81 |
| 5,02 | 3,05 | 3,12 | 3,05 |
| 10,151 | 3,09 | 2,98 | 3,16 |
| 20,28 | 3,16 | 3,19 | 3,18 |
| 30,15 | 3,23 | 3,19 | 3,23 |
| 40,65 | 3,72 | 3,54 | 3,54 |
| 50,82 | 3,61 | 3,58 | 3,44 |
| 102,73 | 3,18 | 3,21 | 3,18 |
| 150,22 | 3,28 | 3,18 | 3,25 |
| 201,6 | 3,30 | 3,26 | 3,26 |
| 250,7 | 3,19 | 3,26 | 3,23 |
| 300,62 | 3,33 | 3,30 | 3,33 |
| 500,91 | 3,30 | 3,30 | 3,26 |
| 600,15 | 3,26 | 3,26 | 3,26 |
| 800,38 | 3,23 | 3,33 | 3,26 |
| 1009 | 3,23 | 3,30 | 3,26 |

- Pengujian sensor secara *direct* dengan $V_i = 500 \text{ mV}$

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 0,499 | 1,10 | 1,14 | 1,04 |
| 1,0045 | 1,96 | 2,04 | 1,84 |
| 2,17 | 2,64 | 2,80 | 2,64 |
| 3,09 | 3,04 | 3,04 | 2,96 |
| 5,055 | 3,48 | 3,48 | 3,44 |
| 10,066 | 3,60 | 3,60 | 3,60 |
| 20,01 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 30,7 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 40,43 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 50,7 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 100,75 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 150,15 | 3,60 | 3,64 | 3,64 |
| 160,78 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 250,68 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 300,19 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 500,7 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 601,5 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 800,4 | 3,64 | 3,64 | 3,64 |
| 1006,7 | 3,60 | 3,64 | 3,64 |

- Pengujian sensor secara *direct* dengan $V_i = 1000 \text{ mV}$

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 0,5 | 1,10 | 1,10 | 0,96 |
| 1,0097 | 2,04 | 2,12 | 1,96 |
| 2,17 | 2,76 | 2,80 | 2,66 |
| 3,01 | 3,02 | 3,08 | 2,98 |
| 5,04 | 3,24 | 3,24 | 3,24 |
| 10,183 | 3,60 | 3,56 | 3,60 |
| 20,187 | 3,56 | 3,60 | 3,60 |
| 30,35 | 3,56 | 3,60 | 3,60 |
| 40,14 | 3,56 | 3,60 | 3,60 |
| 50,17 | 3,56 | 3,56 | 3,56 |
| 100,6 | 3,40 | 3,52 | 3,44 |
| 150,84 | 3,68 | 3,56 | 3,60 |
| 200,67 | 3,80 | 3,40 | 4,20 |
| 250,95 | 4,00 | 4,20 | 4,20 |
| 300,73 | 4,00 | 4,20 | 4,00 |
| 500,4 | 3,64 | 4,20 | 3,68 |
| 600,39 | 3,64 | 3,68 | 3,68 |
| 800,56 | 3,64 | 3,64 | 3,68 |
| 1009 | 3,68 | 3,68 | 3,64 |

Pengujian sensor secara *indirect*

- Pengujian sensor secara *indirect* dengan $V_i = 240 \text{ mV}$

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 0,52 | 0,26 | 0,30 | 0,23 |
| 1,02 | 0,58 | 0,60 | 0,52 |
| 2,05 | 0,85 | 0,91 | 0,78 |
| 3,01 | 0,97 | 1,07 | 0,88 |
| 5,05 | 1,12 | 1,10 | 1,05 |
| 10,16 | 1,12 | 1,13 | 1,00 |
| 20,08 | 1,15 | 1,15 | 1,02 |
| 30,37 | 1,13 | 1,17 | 1,02 |
| 40,35 | 1,13 | 1,17 | 1,00 |
| 50,13 | 1,13 | 1,13 | 0,98 |
| 100,99 | 1,12 | 1,15 | 1,00 |
| 150,52 | 1,12 | 1,12 | 1,00 |
| 200,20 | 1,18 | 1,13 | 1,07 |
| 250,01 | 1,18 | 1,13 | 1,08 |
| 300,80 | 1,17 | 1,17 | 1,05 |
| 350,50 | 1,17 | 1,18 | 1,03 |
| 500,10 | 1,17 | 1,17 | 1,03 |
| 800,25 | 1,17 | 1,17 | 1,03 |
| 1000,40 | 1,17 | 1,17 | 1,03 |

- Pengujian sensor secara *indirect* dengan $V_i = 500 \text{ mV}$

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 0,50 | 0,30 | 0,32 | 0,17 |
| 1,01 | 0,66 | 0,69 | 0,59 |
| 2,09 | 1,08 | 1,11 | 1,02 |
| 3,23 | 1,26 | 1,27 | 1,15 |
| 5,01 | 1,35 | 1,34 | 1,26 |
| 10,04 | 1,40 | 1,39 | 1,29 |
| 20,19 | 1,39 | 1,39 | 1,29 |
| 30,14 | 1,45 | 1,45 | 1,41 |
| 40,08 | 1,45 | 1,45 | 1,33 |
| 50,13 | 1,45 | 1,33 | 1,37 |

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 100,04 | 1,45 | 1,45 | 1,29 |
| 150,45 | 1,45 | 1,45 | 1,29 |
| 200,15 | 1,45 | 1,45 | 1,29 |
| 250,20 | 1,41 | 1,41 | 1,25 |
| 300,41 | 1,37 | 1,37 | 1,21 |
| 350,29 | 1,41 | 1,41 | 1,21 |
| 600,72 | 1,41 | 1,41 | 1,21 |
| 800,62 | 1,41 | 1,37 | 1,21 |
| 1004,40 | 1,41 | 1,37 | 1,17 |

- Pengujian sensor secara *indirect* dengan $V_i = 1000$ mV

| Frekuensi (Hz) | Gain | | |
|-------------------|----------|----------|----------|
| | Sensor A | Sensor B | Sensor C |
| 0,50 | 0,29 | 0,31 | 0,28 |
| 1,28 | 0,80 | 0,84 | 0,74 |
| 2,08 | 1,04 | 1,06 | 0,98 |
| 3,03 | 1,18 | 1,20 | 1,10 |
| 5,08 | 1,30 | 1,30 | 1,18 |
| 10,19 | 1,36 | 1,36 | 1,26 |
| 20,40 | 1,36 | 1,36 | 1,26 |
| 30,70 | 1,36 | 1,36 | 1,26 |
| 40,40 | 1,36 | 1,36 | 1,24 |
| 50,00 | 1,36 | 1,36 | 1,24 |
| 100,72 | 1,34 | 1,34 | 1,22 |
| 150,18 | 1,34 | 1,34 | 1,20 |
| 200,50 | 1,34 | 1,34 | 1,20 |
| 250,50 | 1,34 | 1,34 | 1,20 |
| 300,30 | 1,34 | 1,34 | 1,20 |
| 500,30 | 1,34 | 1,34 | 1,22 |
| 600,20 | 1,34 | 1,34 | 1,22 |
| 800,80 | 1,38 | 1,30 | 1,10 |
| 1004,40 | 1,26 | 1,24 | 1,16 |

BAB V

PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Kesimpulan yang dapat diambil setelah melakukan pengujian dari keseluruhan sistem yaitu pengaplikasian sensor elektrokardiogram tanpa adanya kontak secara langsung adalah sangat mungkin. Sensor kapasitif dibuat menggunakan IC dengan *high input impedance* mampu menangkap sinyal jantung terutama *QRS complex* dengan jelas. Kemudian untuk menjaga sinyal tetap berada pada *baseline*, diberi kapasitor non-polar sebesar 100nF sebagai *coupling DC*. *Coupling* bertujuan untuk menghalau tegangan DC pada sensor karena *noise* untuk tiap sensor berbeda-beda dan menjaga linearitas dari sinyal jantung itu sendiri. Kemudian untuk menghalau *noise* yang berasal dari lingkungan sekitar, rangkaian ditutupi dengan *shield* yang terbuat dari karton yang dilapisi dengan aluminium *foil* dan dihubungkan dengan *ground*. Dengan ini sinyal yang didapatkan menjadi sangat baik dan tidak mudah terinterferensi oleh *noise*.

Sinyal kemudian masuk kedalam rangkaian penguat intrumentasi dan filter untuk mendapatkan sinyal jantung yang sesungguhnya. Frekuensi *cutoff* sistem adalah 0,5 Hz pada *high pass filter*, 60 Hz pada *low pass filter*, dan 50 Hz pada *band stop filter* dengan *bandwidth* 22 Hz. *Baseline restoration* digunakan untuk memperbaiki *baseline* dari sinyal namun sifatnya opsional karena sinyal yang diperoleh sudah berada pada *baseline* nya.

Kemudian sistem diuji pada subjek. Pengujian sadapan di dada dan punggung menghasilkan sinyal dengan bentuk yang sama. Pengujian selanjutnya dilakukan secara *indirect* dengan *capacitive contact electrode*. Sinyal memiliki kualitas sinyal yang lebih rendah dibanding dengan metode *direct* dengan *disposable electrode*. Kualitas sinyal sangat bergantung dengan pakaian dan celana yang digunakan. Hasil denyut jantung antara mikrokontroler dengan penghitungan secara manual tidak menunjukkan hasil yang jauh berbeda. Perbedaan ini dikarenakan mikrokontroler yang terus melakukan *sampling* untuk penghitungan denyut jantung sehingga nilai denyut jantung dapat berubah setiap waktu. Nilai *error* rata-rata penghitungan menggunakan mikrokontroler sebesar 1,79%.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] World Health Organization, Januari 2015. "*Cardiovascular Disease*". <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>>. Februari 2016.
- [2] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., Mei 2006. "*ECG Measurement on a Chair Without Conductive Contact*". IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 53, No. 5.
- [3] M. Ishijima, Juni 1993. "*Monitoring of Electrocardiograms in Bed Without Utilizing Body Surface Electrodes.*" IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 40, PP. 573-579.
- [4] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., April 2007. "*ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact*". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 54, No.4.
- [5] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., September 2004 "*ECG Measurement in The Bathub Using The Insulated Electrodes*", Proceeding 26th Annual IEEE EMBS Conference in San Fransisco, pp.2383-2385.
- [6] Lim, Yong Gyu., Kim, Ko Keun., Park, Kwang Suk., September 2004. "*The Electrically Noncontacting ECG Measurement on The Toilet Seat Using The Capacitively-Coupled Insulated Electrodes*". Proceeding 26th Annual IEEE EMBS Conference in San Fransisco, pp.2375-2378.
- [7] Kartika, Vinda Setya., "*Sistem Monitoring Heart Rate untuk Latihan Treadmill Berbasis Mikrokontroler ARM dengan Antarmuka Nirkabel*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2015.
- [8] Pujiono, "Rangkaian Elektronika Analog", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
- [9] Hanif Messa, "*Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroler ARM*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2015.
- [10] Fisiologi kardiovaskular, Nyaritugas, 2010.
- [11] Martini, "*Fundamentals of Anatomy and Physiology*", Benjamin Cummings, 2011.
- [12] Frida, "*Jantung*", 2012.

- [13] Guyton, Hall., “Buku Ajar Fisiologi Kedokteran Edisi 11”, EGC, 2008.
- [14] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.
- [15] OPA124U datasheet, Analog Device, 2010.
- [16] <http://www.tech-etch.com/shield/boardlevelshield.html>
- [17] J.Tompkins, Willis, “*Biomedical Digital Signal Processing*”, Prentice Hall, New Jersey, 1995.

BIODATA PENULIS



Penulis bernama Monica Regina Emilia lahir di Surabaya pada tanggal 6 Juli 1995. Penulis menyelesaikan pendidikan dasar di SDK Indriyasana VII Surabaya dan dilanjutkan dengan pendidikan menengah di SMP Margie Surabaya dan SMAK St.Louis 1 Surabaya. Pada tahun 2012, penulis memulai pendidikan di Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Selama kuliah penulis aktif dalam Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro ITS, Keluarga Mahasiswa Katolik St.Ignatius ITS, berbagai kepanitiaan event baik di dalam maupun luar jurusan, dan asisten Laboratorium Elektronika Dasar.

email : monica.regina.e@gmail.com